

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA ELECTROTÉCNICA E DE COMPUTADORES

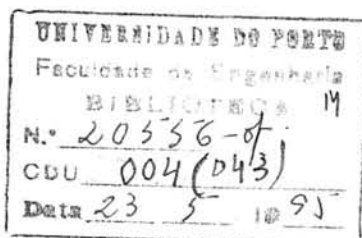
**Sistema de Aquisição
de
Vectocardiogramas**

FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

Rua dos Bragas, 4099 Porto Codex – PORTUGAL

8/18/296
Elv.

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO
Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores



N.º. 34674

Sistema de Aquisição de Vectocardiogramas

(Geração de um *trigger* de alta qualidade)

Domingos Boaventura Monforte da Cruz

Licenciado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores
pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

043M
C 9612
ex.3

Porto, Setembro 1994

8748 1.270
elw,
FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO
Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores

UNIVERSIDADE DO PORTO	
Faculdade de Engenharia	
BIBLIOTECA 14	
N.º	20336-07
CDU	004(043)
Data	23 5 95

N.º. 34674

Sistema de Aquisição de Vectocardiogramas

(Geração de um *trigger* de alta qualidade)

Domingos Boaventura Monforte da Cruz

Licenciado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores
pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

043M
C 961 2
ex. 3
Porto, Setembro 1994

**Dissertação submetida para satisfação parcial dos requisitos do programa do curso de
Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores
(Área de especialização em Informática Industrial)
e realizada sob supervisão de**

Fernando Nunes Ferreira

**Professor Catedrático do Departamento de Engenharia Electrotécnica e de
Computadores
da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto**

Resumo

No princípio deste século foi possível a visualização das diferenças de potencial existentes à superfície do corpo, graças à invenção do galvanómetro por Einthoven (1901). Este foi também o pioneiro no registo e descrição do electrocardiograma. Desde então, descobertas científicas e tecnológicas desempenharam um papel importante no desenvolvimento da electrocardiografia e muitos foram os trabalhos desenvolvidos nesta área, tendo numerosos sistemas de aquisição, registo e visualização do ECG sido desenvolvidos por diversos laboratórios, hospitais e empresas.

O presente trabalho situa-se também na área da electrocardiografia, e teve como objectivo desenvolver um sistema de aquisição de electrocardiograma com vista à geração de um *trigger* de alta qualidade, para sincronizar um sistema de aquisição e visualização para Medicina Nuclear. Mais particularmente, permitir a obtenção de Angiocardiografias de Radionuclídeos.

Neste documento faz-se uma abordagem rápida à teoria básica da electrofisiologia do coração e seguidamente uma descrição do sistema desenvolvido, focando essencialmente a arquitectura escolhida e sua implementação. São ainda apresentadas e discutidas algumas das questões relativas ao projecto de um sistema de aquisição de ECG/VCG.

Abstract

In the beginning of this century, the visualization of potential differences on the body surface became feasible, by the invention of the string galvanometer by Einthoven (1901). He was also the pioneer in recording and describing electrocardiograms. Since then, scientific and technological breakthroughs have played an important role in the development of electrocardiography, and a lot of work in this area has been developed, and a great number of systems for acquisition, recording and visualization of the ECG were been developed by laboratories, hospitals and companies.

The present work is also in the electrocardiography area, and the aim was to develop an electrocardiogram acquisition system to generate high quality *trigger* for synchronization of a visualization Nuclear Medicine system. In particular to allow the acquisition of radionuclides angiocardigraphys.

An introduction to the basic theory of the electrophysiology of heart is been made in this document. Is also given a description of the developed system, with focus on the chosen architecture and his implementation. There are also presented and discussed some subjects relative to the design of a ECG/VCG acquisition system.

Palavras Chave

Electrocardiografia

Electromedicina

Ponto fiducial (*Trigger*)

Sistema de Aquisição

Vectocardiograma

Keywords

Acquisition System

Electrocardiography

Electromedicine

Trigger

Vectocardiogram

Agradecimentos

Agradeço particularmente ao meu orientador, Professor Doutor Fernando Nunes Ferreira, a disponibilidade e colaboração prestadas durante a realização desta Dissertação, bem como todos os conselhos e sugestões dados em fases significativas deste trabalho.

De forma muito especial quero ainda salientar, o acompanhamento e a assistência dedicada pelo Eng. Mário Seixas (FMUP), que contribuíram decisivamente para a obtenção dos presentes resultados.

Não posso também deixar de expressar o meu reconhecimento a todas as pessoas que de uma forma ou de outra tornaram possível a realização desta Tese, em especial os elementos do grupo de CG&CAD do INESC do Porto.

Agradeço à FEUP, na pessoa do Professor Raul Moreira Vidal, e ao Laboratório de Radioisótopos da FMUP, na pessoa do Eng. Mário Seixas, pela ajuda concedida por estas instituições que permitiram o bom termo deste trabalho.

Finalmente agradeço à minha esposa todo o apoio dado durante a realização desta Dissertação.

Aos meus pais

Índice de Conteúdos

1. INTRODUÇÃO

1.1 OBJECTIVOS DO TRABALHO	1.1
----------------------------------	-----

2. NOÇÕES DE ELECTROCARDIOLOGIA

2.1 NOÇÕES DE ELECTROFISIOLOGIA	2.1
2.1.1 Introdução histórica	2.1
2.1.2 Electrofisiologia do coração	2.2
2.2 SISTEMAS DE EIXOS	2.7
2.3 MAPAS DE SUPERFÍCIE	2.12
2.4 APLICAÇÕES DA ELECTROCARDIOGRAFIA	2.14

3. SISTEMA DE AQUISIÇÃO ECG/VCG

3.1 CARACTERÍSTICAS E POTENCIALIDADES DOS SISTEMAS EXISTENTES	3.1
3.2 CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO ECG/VCG	3.5

4. UNIDADE REMOTA DE AQUISIÇÃO ECG/VCG

4.1 CARACTERÍSTICAS, ARQUITECTURA E FUNCIONAMENTO DA UNIDADE REMOTA	4.1
4.2 MÓDULO ANALÓGICO	4.4

4.2.1 Amplificação de sinais.....	4.6
4.2.2 Protecção à saturação e a sobretensão	4.8
4.2.3 Rede resistiva de Frank.....	4.10
4.2.4 Ruído e filtragem do sinal.....	4.11
4.3 MÓDULO DIGITAL	4.12
4.3.1 Conversão analógico-digital	4.14
4.3.2 Transmissão série.....	4.17
4.3.3 Segurança e isolamento eléctrico.....	4.18

5. UNIDADE LOCAL PARA PC-XT/AT

5.1 CARACTERÍSTICAS, ARQUITECTURA E FUNCIONAMENTO DA UNIDADE LOCAL	5.1
5.2 PROCESSAMENTO LOCAL	5.4
5.2.1 Processador TMS34010.....	5.5
5.2.2 Integração do TMS34010 no sistema	5.7
5.3 MEMÓRIA LOCAL	5.8
5.4 BLOCO DE RECEPÇÃO DA TRANSMISSÃO SÉRIE	5.11
5.5 INTERFACE XT/AT	5.14
5.5.1 Host interface do TMS34010.....	5.15
5.5.2 Interface com o barramento IBM PC XT/AT	5.16
5.6 BLOCO DE GERAÇÃO DE TRIGGER	5.19
5.7 SOFTWARE IMPLEMENTADO	5.21
5.7.1 Detecção do intervalo RR e classificação do ciclo cardíaco	5.24

6. CONCLUSÕES

6.1 RESULTADOS DO TRABALHO.....	6.1
6.2 SUGESTÕES PARA A CONTINUAÇÃO DO TRABALHO	6.3

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

APÊNDICE A	ABREVIATURAS
APÊNDICE B	OUTRA BIBLIOGRAFIA
APÊNDICE C	ESQUEMAS ELÉTRICOS
APÊNDICE D	EQUAÇÕES DA LÓGICA PROGRAMÁVEL - PAL
APÊNDICE E	FLUXOGRAMA DA MÁQUINA DE ESTADOS

1

Introdução

1.1 Objectivos do trabalho

A produção de imagens em medicina contemporânea é feita através de diversas técnicas que têm aparecido e evoluído ao longo das últimas décadas. Entre estas, destaca-se a Medicina Nuclear.

Esta técnica desenvolvida por Hal O. Anger em 1950, permite a produção de imagens através da administração de substâncias radioactivas com um tempo de semi-vida curto (apenas de algumas horas no caso do Tecnésio) e subsequente detecção, por uma Gama-câmara¹, do seu padrão de distribuição pelo corpo do paciente.

Originalmente, os sistemas com Gama-câmara eram suportados por sistemas analógicos, tendo, desde o início dos anos 70, os computadores digitais alargado as capacidades destes equipamentos, permitindo a recolha, visualização e processamento de exames dinâmicos.

¹ Gama-câmara é o nome dado ao detector de cintilação usado em Medicina Nuclear.

O objectivo deste trabalho foi desenvolver um sistema de aquisição de electrocardiograma, com vista à geração de um *trigger* de alta qualidade para sincronizar a aquisição e visualização de exames dinâmicos de Medicina Nuclear e, em particular, permitir a obtenção de Angiocardiografias de Radionuclidos ². Este sistema encontra-se a funcionar no Laboratório de Radioisótopos da FMUP, tendo feito até ao momento algumas dezenas de exames.

Para perceber a importância de tal sistema, é necessário conhecer de um modo genérico como são obtidas as imagens em Medicina Nuclear, assim como o funcionamento de um sistema de aquisição e visualização para Medicina Nuclear.

As imagens obtidas em Medicina Nuclear são mapas (histogramas bidimensionais) da projecção ortogonal da distribuição espacial de um ou mais radiofármacos, durante um certo intervalo de tempo. Estas imagens obtêm-se acumulando numa matriz a ocorrência de detecções de fotões numa dada posição na Gama-câmara.

Assim, a Gama-câmara fornece a informação de que um fotão de determinada categoria energética foi detectado e quais as suas coordenadas. O computador tem de converter essas coordenadas num endereço de memória, ler o valor acumulado até então nessa posição, incrementá-lo de uma unidade e guardá-lo na mesma posição de memória. Por sua vez, um exame é constituído por uma ou várias imagens que correspondem a acumulação dessa informação durante um certo intervalo de tempo, sendo possível em geral visualizar este processo em tempo real.

Como os isótopos radioactivos podem ser incorporados em vários compostos químicos, foi possível desenvolver exames em Medicina Nuclear que revelam não só a anatomia mas também funções metabólicas dos órgãos e estruturas biológicas.

Entre os vários exames possíveis destacam-se as Angiocardiografias de Radionuclidos. Neste tipo de exames em que se pretende visualizar a função cardíaca o objectivo é adquirir uma sequência de imagens de alta resolução temporal correspondentes a um ciclo cardíaco completo. Essas imagens traduzem os vários estados funcionais do miocárdio ao longo de um ciclo cardíaco.

² Angiocardiografia de Radionuclidos é a denominação dada aos exames da função cardíaca, pela visualização do sangue intracavitário marcado com isótopos radioactivos (^{99m}Tc).

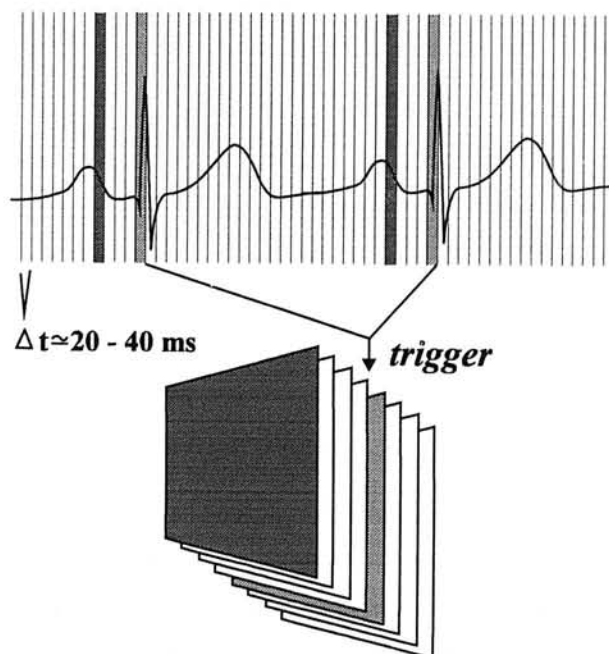
No entanto, o facto de se fazer o exame com os níveis de segurança adequados, obriga ao controlo apertado da actividade máxima e portanto, da quantidade máxima de produto radioactivo injectável. Este facto não permite que a aquisição das imagens se consiga num único ciclo cardíaco.

Existe, então, a necessidade de acumular ao longo de vários ciclos (normalmente entre 200 e 500 ciclos) a informação detectada pela Gama-câmara. Isto obriga à utilização dum ponto fiducial em cada ciclo, de modo a sincronizar todo o processo de obtenção do exame.

O sincronismo consegue-se detectando no ECG o instante de *trigger*. Este instante, comumente chamado ponto fiducial, corresponde à detecção do complexo QRS e serve para alinhar todos os ciclos ocorridos durante a aquisição (ver Figura 1-1), e a partir deles gerar um “ciclo médio”. É então possível visualizar esse “ciclo médio” e outra qualquer imagem com indicação no ECG do intervalo de tempo exacto a que corresponde essa imagem.

Figura 1-1

Alinhamento das imagens ao longo de vários ciclos cardíacos. Note-se que ao existir sincronismo durante a aquisição (ao longo dos vários ciclos) é possível guardar na mesma imagem informação (“pontos”) que corresponde ao mesmo estado funcional do miocárdio.



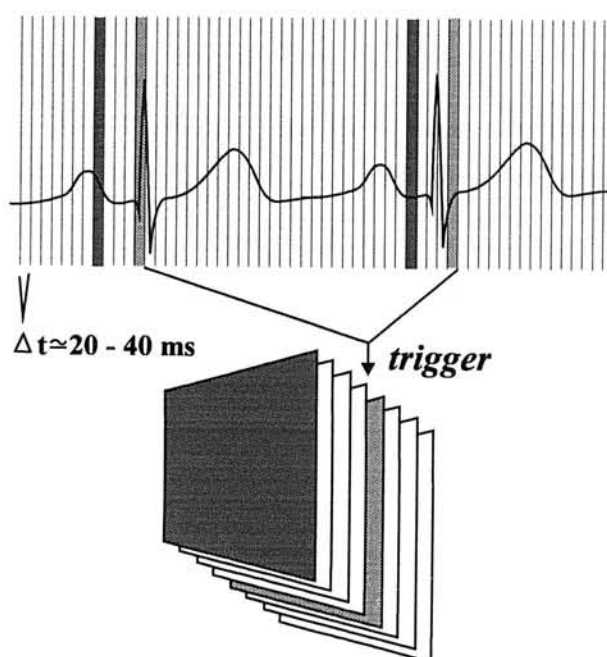
Note-se que a existência de diferenças entre os vários ciclos dificulta a determinação do “ciclo médio”, e por conseguinte da correcta determinação da funcionalidade do

coração. É por isto necessário proceder à classificação sumária dos ciclos cardíacos, de modo a poder rejeitar aqueles que possam originar erros na obtenção do exame.

Assim é importante que, de ciclo para ciclo, determinado intervalo de tempo corresponda sempre ao mesmo estado funcional do miocárdio, sob pena de misturar “pontos” que surgem em momentos diferentes ao longo do ciclo cardíaco, e portanto gerar imagens erradas (ver Figura 1-2).

Figura 1-2

Alinhamento errado das imagens ao longo de vários ciclos cardíacos. Note-se que a falta de qualidade no sincronismo, ocasiona erros durante a acumulação da informação, originando a mistura da informação respeitante a estados funcionais diferentes do miocárdio.



Esta circunstância leva à necessidade da existência de um *trigger* de alta qualidade que permita alinhar correctamente todos os ciclos durante a aquisição.

A necessidade de gerar um sinal de *trigger* de alta qualidade e de classificar sumariamente o ciclo cardíaco, associada à necessidade de registar integralmente o sinal electrocardiográfico (ECG) com qualidade suficiente para permitir a interpretação clínica, levou a desenvolver um sistema com estas características. Este sistema,

denominado “Sistema de Aquisição de ECG/VCG”, faz parte de um sistema de aquisição e visualização para Medicina Nuclear - NMESYS³.

Assim, nesta dissertação e na sequência do trabalho proposto, é apresentado o sistema desenvolvido. A descrição da arquitectura deste sistema é feita de uma maneira sistemática, unidade a unidade, tomando como referências diagramas de blocos simplificados. Em segundo nível, procede-se a uma análise mais pormenorizada de cada uma das unidades e dos elementos que as constituem, tomando como referência um diagrama de blocos mais pormenorizado que o anterior. Em determinados casos, quando a complexidade ou a originalidade de um dado elemento o justifique, é feita uma descrição ainda mais aprofundada do mesmo, tomando como referência o diagrama eléctrico do referido elemento.

Este documento é composto, para além desta introdução por mais cinco capítulos e alguns anexos, dos quais se destaca o que contem a descrição dos circuitos e esquemas eléctricos implementados.

No 2º capítulo são apresentadas algumas noções básicas sobre os assuntos que estão ligados à electrocardiologia. É explicado de uma forma genérica o funcionamento do coração com realce dos fenómenos eléctricos que lhe estão adjacentes. São ainda analisados os diversos métodos de aquisição da actividade eléctrica do coração.

Uma ideia da constituição, características e potencialidades de alguns dos sistemas existentes para a aquisição e análise de VCG/ECG é dada no capítulo 3. Neste capítulo é feita ainda a definição dos requisitos a satisfazer, de modo a contemplar as exigências do trabalho proposto. Uma breve apresentação do sistema desenvolvido, e nomeadamente das unidades local e remota que o constituem, é também feita neste capítulo.

No capítulo 4 é descrita a arquitectura da unidade remota que constitui o Sistema de Aquisição para ECG/VCG. É dada uma perspectiva geral do seu funcionamento, seguida de uma descrição pormenorizada de cada um dos blocos que a constituem. Paralelamente, são apresentadas algumas das vantagens e desvantagens das opções tomadas na sua implementação.

³ NMESYS - *Nuclear Medicine System* - sistema de aquisição e visualização para Medicina Nuclear [Sei 91].

No capítulo 5 é apresentada a arquitectura da unidade local que faz parte do sistema implementado. Neste capítulo, assim como no anterior, é igualmente dada uma perspectiva geral do seu funcionamento. Também, como no capítulo 4, e sempre que se justifique, é feita uma descrição mais cuidada de cada bloco, e até de alguns circuitos usados. Com o objectivo de proporcionar uma panorâmica de todo o trabalho desenvolvido à volta deste projecto, é ainda referido neste capítulo algum do software de baixo nível implementado pelo autor, assim como o software de alto nível implementado por outros elementos do grupo de Computação Gráfica e CAD do INESC Porto.

Finalmente, no último capítulo conclui-se esta dissertação tecendo algumas considerações sobre o trabalho desenvolvido. Neste capítulo são dadas algumas sugestões para a continuação deste trabalho.

2

Noções de electrocardiologia

Neste capítulo pretende-se fazer uma breve resenha histórica, seguindo de muito perto a abordagem das questões relativas à electrocardiologia utilizada por J. L. Talmon na sua tese de doutoramento [Tal 83] e que se encontram directamente relacionadas com este trabalho. Paralelamente são introduzidas as noções básicas da fisiologia do miocárdio, fazendo uma sucinta descrição da anatomia do coração e do seu funcionamento, dando especial ênfase aos aspectos electrofisiológicos. Finalmente, são descritos os conceitos e técnicas mais importantes relativas à electrocardiografia em geral e a vectocardiografia em particular.

2.1 Noções de Electrofisiologia

2.1.1 Introdução histórica

A frequência a que o coração bate é variável. Esta frequência aumenta, por exemplo, durante a execução de exercícios físicos ou devido a alterações do estado emocional.

Por isso, podemos constatar que a frequência cardíaca está sob o controlo do sistema nervoso. Contudo a origem do batimento cardíaco reside no próprio coração, que continua a bater regularmente mesmo quando isolado do resto do corpo.

O fenómeno da autoritmidade do coração interessou desde muito cedo os fisiologistas, não se sabendo quem observou pela primeira vez o coração a bater isoladamente. Já Leonardo da Vinci (1452-1519) concluía que “o coração batia isolado e que provavelmente conduzia o sangue às artérias” [Nob 75].

Mas foi Harvey, em 1628, quem descobriu que o batimento do coração é responsável pelo estabelecimento da circulação sanguínea. No entanto, mesmo depois da descoberta de Harvey, continuou sem explicação a razão da ritmicidade do batimento cardíaco. Só nos finais do século XIX, quando as ciências físicas e químicas avançaram o suficiente, figuras como o fisiologista francês Claude Bernard (1813-1878), fizeram uma completa revolução na fisiologia do coração e, em particular, no seu mecanismo de funcionamento [Nob 75].

2.1.2 Electrofisiologia do coração

O batimento do coração é o resultado de um processo eléctrico. Cada vez que o coração se contrai é percorrido por correntes eléctricas. Estas correntes não são provocadas pela acção mecânica que é o batimento cardíaco, mas são, isso sim, as precursoras desse batimento.

A evolução da situação eléctrica do coração tem como consequência o aparecimento de diferenças de potencial à superfície da pele que reflectem fielmente essa evolução. Isto porque se pode considerar que o coração está inserido numa solução salina que é, por isso, boa condutora eléctrica. No entanto, esses sinais são de pequena amplitude, sendo apenas detectados por electrómetros de grande sensibilidade.

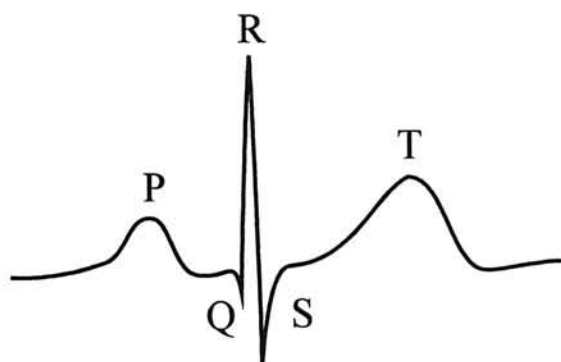
Cada vez que o coração bate, a diferença de potencial entre dois pontos à sua superfície varia de uma forma característica (ver Figura 2-1). Uma pequena onda (P) é seguida por uma série de variações (Q,R,S) e finalizada por outra pequena onda (T). Estas variações estão directamente associadas a fenómenos eléctricos que acontecem no miocárdio durante cada batimento.

Assim, P corresponde à despolarização auricular; o complexo QRS corresponde à despolarização ventricular; e por fim a onda T é a tradução electrocardiográfica da repolarização ventricular.

O registo de diferenças de potencial à superfície da pele devido ao funcionamento do coração é conhecido por electrocardiograma, e tem-se revelado através dos tempos como um bom meio auxiliar de diagnóstico.

Figura 2-1

Exemplo de um ECG. A onda P reflecte a despolarização auricular, o complexo QRS a despolarização ventricular e a onda T a repolarização ventricular. A distância entre ondas R consecutivas é designada de intervalo RR, e serve para contabilizar a duração do ciclo cardíaco.



Fazendo uma breve descrição anatómica do coração [Nob 75], podemos dizer que é composto por quatro cavidades (ver Figura 2-2). Duas delas, os ventrículos, são cavidades grandes, constituídas por paredes grossas e fibrosas sendo responsáveis por bombear o sangue para o exterior, por intermédio das duas artérias principais. O ventrículo direito bombeia o sangue para a artéria pulmonar, estabelecendo a circulação pulmonar, o ventrículo esquerdo bombeia o sangue para a artéria aorta¹, estabelecendo a circulação sistémica. As outras duas cavidades, as aurículas, mais pequenas e constituídas por paredes mais finas, recebem o sangue proveniente dos pulmões (aurícula esquerda) e do resto do organismo (aurícula direita).

¹ Aorta é a grande artéria que nos vertebrados superiores sai do ventrículo esquerdo e conduz pelas suas numerosas ramificações o sangue arterial às diferentes partes do corpo.

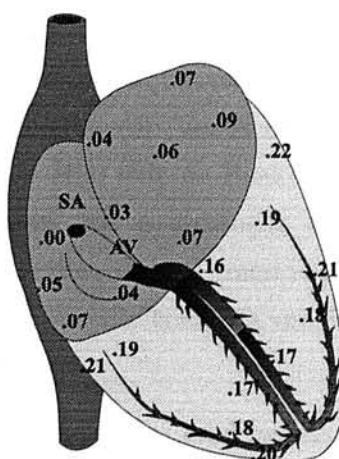
Estas cavidades estão separadas duas a duas por septos, membranas musculares e fibrosas. Esta divisão é responsável pela separação do sangue arterial do sangue venoso. Assim, numa visão simplista, pode dizer-se que a aurícula direita recebe o sangue venoso vindo das diversas partes do organismo, que o bombeia para o ventrículo direito e que este, por sua vez, o envia para os pulmões para ser oxigenado. Este sangue, agora arterial, regressa ao coração, à aurícula esquerda e é bombeado para o ventrículo esquerdo que por sua vez, através da artéria aorta, o envia para o resto do corpo.

Como se pode constatar, é importante que o músculo ventricular seja excitado depois do músculo auricular, de modo a que os ventrículos possam armazenar o maior volume de sangue possível antes de se contraírem. Esta temporização é ditada pela velocidade de condução eléctrica dos tecidos.

Para além da morfologia do coração, é útil conhecer as questões electrofisiológicas ligadas ao seu funcionamento para perceber a importância dos fenómenos eléctricos. O coração é um músculo oco que mantém a circulação do sangue através de contracções rítmicas. Como em qualquer outro músculo, a contracção é iniciada pela despolarização das fibras musculares.

Figura 2-2

Esquema das quatro cavidades constituintes do coração. São indicados os nós (SA) Sinoauricular e (AV) Atrio-ventricular, assim como todo o sistema de condução eléctrica. Os números dão uma noção de como a frente de despolarização se estende ao longo do tempo, a todo o coração.



Na Figura 2-2 estão representadas esquematicamente as quatro cavidades que constituem o coração. Um grupo especializado de células, chamado nó sinoauricular

Sistema de Aquisição de VCG (geração de um trigger de alta qualidade) **2.4**

(SA), localizado na aurícula direita, despolariza regularmente, influenciado pelo sistema nervoso. Nesta região (nó SA) é gerada espontaneamente a actividade eléctrica, conhecida por mecanismo de *pacemaker*². O nó SA não é a única região do coração com capacidade *pacemaker*. Contudo, em circunstâncias normais, este fenómeno acontece com maior frequência nesta região do que em outras regiões do miocárdio onde eventualmente existam células com capacidade *pacemaker*. Daqui resulta que o nó SA por ser mais rápido impeça a acção de outras células com características semelhantes mas mais lentas, impondo assim a frequência cardíaca.

A despolarização do nó SA conduz à despolarização das células circundantes, fazendo com que se crie uma frente de despolarização que se estende a toda a massa auricular. As aurículas demoram perto de 100 a 120 ms até estar completamente despolarizadas.

As aurículas e os ventrículos estão electricamente isolados à excepção de uma pequena comunicação constituída por um conjunto de células designado nó AV, que continuam pelo feixe de His e se subdividem à medida que descem o septo interventricular, dando origem à rede de Punkinje a qual se espalha por toda a massa ventricular. A velocidade de condução destas células é mais baixa do que no resto do tecido muscular das aurículas ou ventrículos. A frente de despolarização passa pelo nó AV em aproximadamente 50-100 ms. Este período de pouca actividade eléctrica é representado no electrocardiograma pelo segmento PR. O mau funcionamento desta comunicação pode levar a um atraso muito grande ou mesmo à ausência de condução eléctrica. Esta condição é evidenciada no electrocardiograma pelo aparecimento da onda P sem subsequente aparecimento do complexo QRS e onda T. Nestas condições os ventrículos podem não contrair-se ou fazê-lo muito lentamente. A contracção ventricular é da responsabilidade do sistema de condução (nó SA, feixe de His, rede de Punkinje). O grande tamanho das fibras da rede de Punkinje assegura que a condução ocorra rapidamente. Deste modo os ventrículos são despolarizados de um modo quase síncrono, o que permite levar o sangue às artérias com pressão suficiente, em vez de se limitar a deslocar o sangue de uma zona do ventrículo para outra.

A velocidade de condução da despolarização é mais elevada na rede de Punkinje do que nas paredes ventriculares (2.5 m/s contra 0.3 m/s), fazendo com que a frente de despolarização dos ventrículos se espalhe quase instantaneamente a todo o miocárdio. A

² *Pacemaker* é o nome dado ao mecanismo responsável por marcar e regularizar o ritmo do batimento cardíaco.

despolarização ventricular é representada no ECG pelo complexo QRS e dura normalmente perto de 100 ms.

A frente de despolarização, assim como a de repolarização formam uma frente formada por um conjunto de dipolos, através da qual se verificam diferenças de potencial.

Se se considerar que o coração é pequeno relativamente ao tamanho do corpo humano, e além disso, se se considerar o corpo humano como sendo um condutor homogéneo, estes dipolos podem ser substituídos por um dipolo equivalente, fixo num determinado ponto, cujo módulo e direcção variam em função do tempo.

Este dipolo equivalente é referido como sendo o “vector actividade eléctrica” do coração. Tal vector representa a globalidade da actividade eléctrica do coração em cada instante, e a sua evolução ao longo do tempo representa a evolução da situação eléctrica do coração. Este conceito desempenha um papel importante na compreensão dos electrocardiogramas obtidos à superfície do corpo humano.

Porém o corpo não é um condutor homogéneo, sendo anisotrópico relativamente à impedância dos tecidos que o constituem. Além disso a condução varia em função do tempo, devido à variação da quantidade de sangue no coração ao longo do ciclo cardíaco (efeito de Brody), assim como à variação provocada pela respiração. Note-se, por exemplo, que o sangue é melhor condutor que qualquer outro tecido [Cho 74].

O coração não é pequeno relativamente ao corpo humano, fazendo com que os efeitos de proximidade tenham um papel importante, interferindo principalmente nos electrocardiogramas precordiais³ [Tal 83]. Deste modo o conceito de dipolo equivalente é válido apenas como aproximação. No entanto esta aproximação parece suficiente para a análise de determinadas anomalias, que podem ser detectadas pela inspecção do padrão do ECG.

Na realidade, se as regiões do coração e os seus tecidos constituintes são anatomicamente diferentes, também o são electricamente. Isto pode ser verificado pela diferença dos registos eléctricos feitos nas diversas zonas do coração, com a ajuda de microeléctrodos de vidro inseridos nas diferentes células do coração. Estes estudos revelam que a actividade eléctrica do coração, registada à superfície do corpo, é o

³ Precordial é a designação para o que fica à frente do coração.

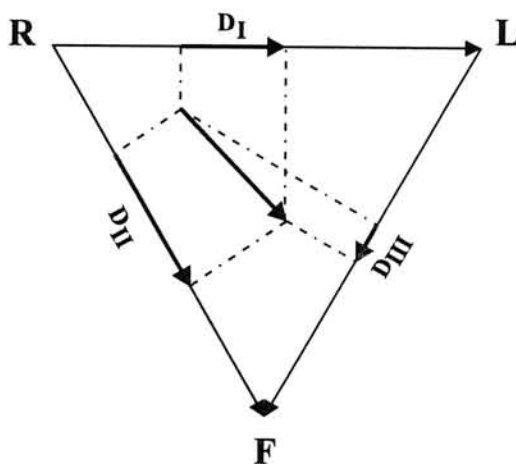
resultado dos vários fenómenos eléctricos que surgem ao longo do tempo nas diversas regiões do coração.

2.2 Sistemas de eixos

Já em 1887, Waller demonstrou a existência de actividade eléctrica no coração humano, colocando um eléctrodo nas costas e outro no peito, com estes ligados a um electrómetro [Wal 87]. Posteriormente em 1889, descobriu que, para certas combinações da posição dos eléctrodos, registava apenas pequenas variações no electrómetro, enquanto para outras combinações não se verificava nenhum tipo de variação. Waller acabou por introduzir o conceito de dipolo em 1889 [Wal 89].

Figura 2-3

Triângulo equilátero proposto por Einthoven et al.. Este é usado para o cálculo do eixo eléctrico principal no plano horizontal. R=braço direito, L=braço esquerdo e F=perna esquerda.

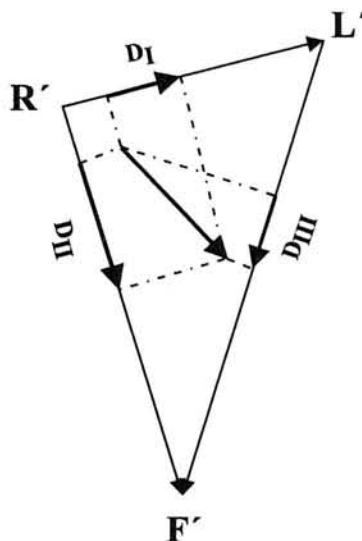


Em 1913 Einthoven *et al.* apresentaram um modelo no qual a diferença de potencial num par de eléctrodos era proporcional à projecção do “vector actividade eléctrica” nesse par de eléctrodos [Tal 83]. Tendo isto em conta, e que a soma das diferenças de potencial nos três eléctrodos é igual a zero, o modelo de Einthoven pode ser visualizado com a ajuda de um triângulo equilátero (ver Figura 2-3).

Note-se ainda, que a distância entre as projecções do “vector actividade eléctrica” nos lados do triângulo são proporcionais às amplitudes medidas nos eléctrodos do ECG.

Figura 2-4

Triângulo não equilátero determinado por Burger e Van Milaan. R' , L' e F' indicam os pontos a que corresponde no gráfico o braço direito o braço esquerdo e a perna esquerda.



Burger e Van Milaan (1946, 1947, 1948) generalizaram este conceito com base no estudo de um modelo [Bur 46] [Bur 47] [Bur 48]. Produziram o modelo de um tronco humano, cheio de um fluido condutor, no qual colocaram um dipolo aproximadamente no local onde deveria estar o coração. Modelaram também a espinha dorsal e os pulmões com uma condutividade própria e diferente da condutividade do resto do modelo. Rodando o dipolo, mediram a contribuição das componentes X, Y e Z do “vector actividade eléctrica” do coração, no aparecimento da diferença de potencial registada nos eléctrodos.

O modelo estudado provou que o triângulo de Einthoven é uma simplificação, e que o triângulo definido pelos eléctrodos R, L e F não é equilátero (ver Figura 2-4).

Burger e Van Milaan introduziram assim o conceito de eixo eléctrico (*lead vector*⁴). A diferença de potencial registada entre dois eléctrodos é proporcional ao produto vectorial do “vector actividade eléctrica” pelo eixo eléctrico definido pelos dois eléctrodos (projectão de um vector sobre um eixo).

⁴ Burger e Van Milaan usaram o termo *lead vector*, com *lead* significando módulo do vector. Outros termos são muitas vezes utilizados em lugar de *lead vector*, como sejam *Frank's image vector* ou *Schmitt's transfer impedance* [Cho 74].

O conceito de triângulo de derivações (*lead triangle*) foi, então, generalizado da seguinte forma: Tomando um dos eléctrodos por referência, pode determinar-se o potencial eléctrico dos restantes, com a ajuda do modelo. Todas as derivações assim determinadas formam o que se designa por “mapa de superfície”.

A diferença de potencial medida entre dois eléctrodos quaisquer, é proporcional ao produto interno entre o “vector actividade eléctrica” e o eixo eléctrico existente entre os dois pontos do “mapa de superfície” correspondente à posição dos eléctrodos. Este “mapa de superfície” pode ser construído para qualquer posição do dipolo no modelo. Quando o conceito de dipolo equivalente é válido, resultam mapas idênticos para diferentes posições do dipolo na região do coração.

Nos primórdios da electrocardiografia só eram registadas as diferenças de potencial entre o braço esquerdo e o direito (D_I), entre a perna esquerda e o braço direito (D_{II}), e entre o braço esquerdo e a perna esquerda (D_{III}). Deste modo só se obtinha a projecção do “vector actividade eléctrica” do coração no plano definido por esses três vectores de referência.

Wilson *et al.* (1934) introduziram o conceito de terminal central (*central terminal*) [Wil 34]. Este terminal central é a média dos potenciais medidos no braço direito, no braço esquerdo e na perna esquerda.

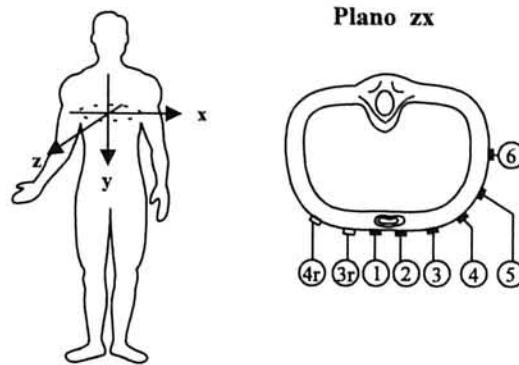
No início foi assumido que este terminal central tinha um potencial nulo, deste modo a diferença de potencial entre qualquer eléctrodo e o terminal central poderia ser considerada como sendo uma derivação unipolar. Esta ideia é apenas válida para o modelo proposto por Einthoven, segundo a assunção de que o “vector actividade eléctrica” está localizado no centro de gravidade do triângulo equilátero.

Este modelo encontra-se no entanto, devido à sua simplicidade, afastado da realidade. É também usual, na prática, visualizar-se a actividade eléctrica do coração segundo um plano aproximadamente horizontal, através da diferença de potencial entre cada um dos seis eléctrodos colocados na região precordial e o terminal central (ver Figura 2-5). Estas derivações -derivações precordiais- são normalmente designadas V_1 , V_2 , ... , V_6 .

A seguinte figura apresenta a colocação dos eléctrodos V1, V2, ... , V6.

Figura 2-5

Colocação dos eléctrodos no peito. A colocação é feita num plano quase horizontal com eléctrodos no quarto e quinto espaço intercostal.



Para além das derivações bipolares D_I , D_{II} e D_{III} , já referidas são também usadas regularmente três derivações que contêm informação redundante relativamente as derivações bipolares, já que todas elas se situam no plano frontal (coronal).

Sendo: $CT = (P_R + P_L + P_F)/3$

Então obtém-se:

$$\begin{aligned} VR &= P_R - CT \\ &= P_R - (P_R + P_L + P_F)/3 \\ &= (P_R - P_L + P_R - P_F)/3 \\ &= (I - II)/3 \end{aligned}$$

Tornou-se prática comum, multiplicar estas diferenças de potencial por $3/2$ e falar de derivações amplificadas (*augmented leads*) aVR , aVL e aVF . Por exemplo multiplicar VR por $3/2$, é equivalente a medir a diferença de potencial entre o eléctrodo do braço direito e a média dos potenciais dos eléctrodos do braço esquerdo e da perna esquerda.

A combinação das derivações I , II , III , aVR , aVL , aVF e $V1$, $V2$, $V3$, $V4$, $V5$ e $V6$ é vulgarmente referida como ECG de doze derivações (*12-lead ECG*).

Muitos investigadores tentaram descobrir um sistema de colocação de eléctrodos que permitisse medir as componentes X , Y e Z do “vector actividade eléctrica” do coração,

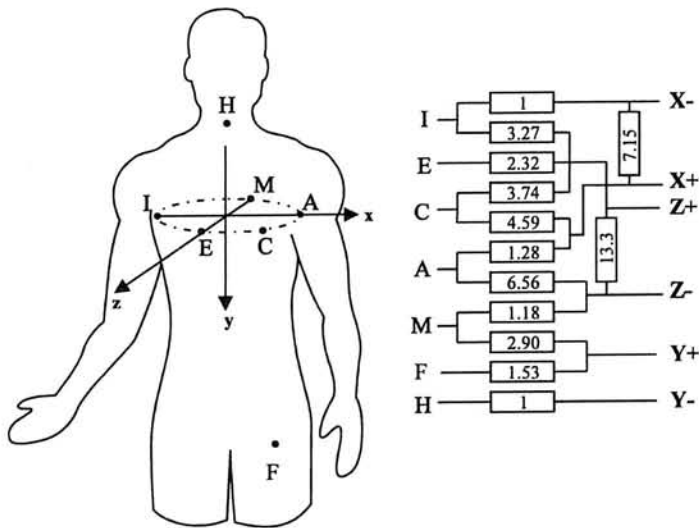
já que assim se ficaria a conhecer com precisão toda a evolução da situação eléctrica do coração. O registo destas três componentes é chamado vectocardiograma (VCG).

Alguns autores afirmam que o conjunto perfeito de derivações, para obtenção do vectocardiograma é aquele que consiste em três eixos perpendiculares entre si (ortogonais) e ao mesmo tempo paralelos aos três eixos do corpo humano [Cho 74]. Estes eixos são: o horizontal ou eixo *x* (eixo esquerda-direita), o longitudinal ou eixo *y* (eixo superior-inferior ou cabeça-pés) e eixo sagital ou eixo *z* (eixo póstero-anterior).

Como podemos verificar na Figura 2-4, o eixo *D_I* não coincide com o eixo horizontal do plano frontal. Esta dificuldade obrigou à pesquisa de soluções que compensassem a anisotropia do tronco. Muitos foram os sistemas propostos para o registo do vectocardiograma (cúbico, tetraédrico, triédro linear ou “duplo cubo”, etc.), mas muito poucos são ainda utilizados na prática. Basicamente cada sistema consiste num conjunto de eléctrodos posicionados convenientemente. Com a ajuda de uma rede de resistências, os potenciais adquiridos nesses eléctrodos são combinados de uma forma pesada de modo a obter as três diferenças de potencial que representam as projecções do “vector actividade eléctrica” do coração.

Figura 2-6

Posicionamento dos eléctrodos e rede de resistências, propostos para o sistema de derivações de Frank. Os valores das resistências são dados em *KΩ*.



O sistema mais comum foi proposto por Frank (1956). Este sistema é muito simples, já que apenas utiliza sete eléctrodos [Fra 56]. O posicionamento desses eléctrodos, assim como a rede de resistência, é mostrado na Figura 2-6.

O sistema de Frank define a colocação dos eléctrodos no quarto espaço intercostal. No entanto, estes são colocados no quinto, já que, tendo o sistema sido desenhado para o paciente na posição de sentado, na prática, o vectocardiograma é registado com o paciente em decúbito dorsal [Fra 56].

Outro sistema, utilizando nove eléctrodos, foi proposto por McFee e Parungao [McF 61]. Para além da rede de resistências, McFee e Parungao dão uma descrição cuidada da disposição dos eléctrodos, dos quais muitos se situam ao nível do peito. Este tipo de sistema é menos utilizado devido à dificuldade de colocação destes eléctrodos, se bem que uma ligeira modificação da sua colocação no peito não provoca alterações significativas no registo vectocardiográfico.

2.3 Mapas de superfície

Em vez de colocar um reduzido número de eléctrodos, podemos colocar um grande número destes à superfície do corpo (mais de 100) e registar a actividade eléctrica em todo o tronco. Estes eléctrodos são colocados segundo uma matriz, formando um reticulado de linhas e colunas. O mapa de superfície é vulgarmente visualizado numa imagem, em que os pixeis correspondem à posição dos eléctrodos. É ainda possível observar a evolução das linhas de isopotencial ao longo do tempo (PQRST). Inicialmente este registo foi feito com base em 30 eléctrodos, só mais tarde, em 1963, Taccardi estudou os mapas de superfície, servindo-se de mais de duzentos eléctrodos [Tac 63].

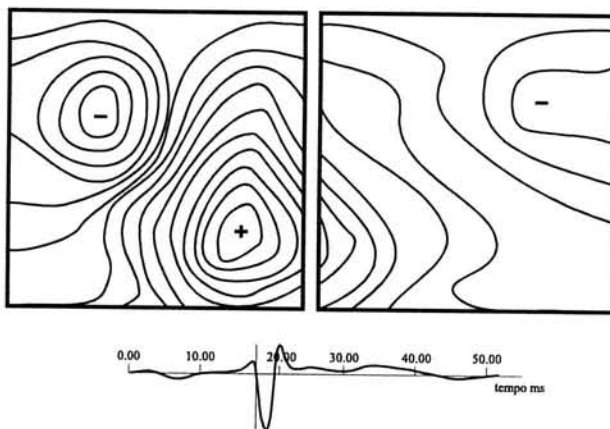
Um dos grandes problemas que surge, na prática, para a obtenção do mapa de superfície é, para além do grande número de eléctrodos necessários, a grande quantidade de dados a processar.

Várias foram as tentativas para reduzir o número de eléctrodos, tendo resultado finalmente num sistema de 24 derivações, proposto por Barr *et al.* [Bar 71], a partir dum trabalho iniciado por Horan [Hor 64]. Kornreich em 1973, usou o mapa de superfície para construir um novo sistema de 9 derivações capaz de dar uma maior performance de

diagnóstico do que o sistema de derivações de Frank [Kor 73]. No entanto este sistema nunca teve grande implantação na comunidade médica [Tal 83]. Monro *et al.* [Mon 74] implementaram um método de reconstrução baseado em 24 eléctrodos (3 linhas de oito eléctrodos). Com ajuda de transformadas de Fourier tentaram derivar o potencial de 2048 pontos à superfície do corpo. Mais recentemente Lux *et al.* [Lux 79] apresentaram dois sistemas de 32 eléctrodos para obtenção do mapa de superfície, o qual permite uma reconstrução do ECG com erros inferiores ao construído a partir do sistema de 12 derivações [Tal 83].

Figura 2-7

Exemplo de um mapa de superfície. A distância entre as linhas de isopotencial é de 0.1 mv. Este mapa foi registado no instante que corresponde a 30 ms depois do início da despolarização ventricular.



Os mapas de superfície têm-se tornado úteis, quer para estudar a actividade ventricular, quer para o estudo de pequenos potenciais existentes durante o ciclo cardíaco. Estes estudos envolvem a onda P, o segmento ST e a onda U [Tal 83].

Outra técnica muito semelhante ao mapa de superfície, utilizada para estudar o segmento ST, é o mapa precordial. Neste tipo de estudos uma grelha de 32 a 72 eléctrodos é colocada na zona precordial.

Contudo, até ao presente, os mapas de superfície não contribuíram de uma maneira significativa no melhoramento dos métodos de diagnóstico na electrocardiografia clínica habitualmente usados. Assim como, não foram ainda demonstradas as vantagens da utilização desta técnica relativamente aos métodos tradicionais [Tal 83].

2.4 Aplicações da Electrocardiografia

O ECG é, provavelmente, o meio auxiliar de diagnóstico mais utilizado na prática clínica. Para além das aplicações específicas, o ECG é utilizado pelas mais variadas razões:

- Muitos dos ECG são feitos com o paciente em repouso. Estes ECG são usados para rapidamente se verificar o estado do coração, assim como na monitorização dos efeitos do tratamento.
- Uma segunda aplicação consiste no registo do ECG enquanto o paciente executa um exercício físico predefinido (ECG de esforço). Estes tipos de ECG são muito úteis na detecção de insuficiências coronárias. São também muito utilizados durante a reabilitação de pacientes, determinação de carga e intensidade de treino e outras questões ligadas à medicina desportiva.
- Uma terceira aplicação consiste na monitorização de arritmias cardíacas. Este tipo de monitorização é feito durante dias ou semanas, com o objectivo de detectar arritmias, e de modo a poder intervir logo que determinado tipo de arritmias se verifique. Esta monitorização é típica das unidades coronárias e das unidades de cuidados intensivos.
- A última aplicação consiste em registar o ECG durante as actividades diárias do paciente (método de Holter). Neste tipo de ECG pretende-se determinar se têm origem cardíaca as dores que os pacientes referem ter durante o dia, no seu trabalho diário.

A limitação básica do ECG é a de que apenas reflecte a actividade eléctrica do coração, o que implica que qualquer anormalidade física ou anatómica só seja detectada quando acompanhada de uma modificação da actividade eléctrica.

Além disso, o ECG é um sinal composto resultante da actividade eléctrica existente em diversas partes do coração. Mesmo que o conceito de dipolo equivalente seja muito útil para relacionar alterações do ECG com alterações dos fenómenos eléctricos do coração, geralmente não é possível identificar com precisão a anormalidade relacionada com determinada actividade eléctrica. Além disso, existem limitações básicas na interpretação do ECG.

Num estudo feito por Simonson *et al.* [Sim 66], comparando repetidamente a leitura de 10 electrocardiologistas, chegou-se à conclusão que a variabilidade do observador se situava entre 9% e 36%. Isto quer dizer que, mesmo que os critérios de diagnóstico para as várias doenças do coração sejam correctos, poderá facilmente haver diversas interpretações por parte dos observadores [Tal 83].

Esta variabilidade pode ser reduzida usando computadores na interpretação dos ECG. Note-se que no caso da utilização dos computadores, só o ruído pode introduzir diferenças entre as análises dos mesmos dados. A partir do momento em que os dados são digitalizados, e para um determinado conjunto de critérios, o resultado terá que ser o mesmo.

No entanto, o grande problema surge na aceitação dos critérios utilizados na interpretação do ECG. Todavia os critérios usados pelo programa não têm que estar necessariamente em concordância com o utilizador do programa. É porém essencial distinguir e classificar as diferenças das interpretações do computador, comparadas com as leituras dos cardiologistas. Estas diferenças são divididas em duas categorias: diferenças devidas a erros de medição e diferenças devido a aplicação de critérios diferentes. É por isso importante, que o programa use um conjunto de critérios que seja aceite pela comunidade médica e que tenha sido provada a sua precisão de diagnóstico.

Síntese

Neste capítulo foram introduzidas as noções básicas da fisiologia do miocárdio, dando especial atenção às questões da electrofisiologia. Foi também explicado o conceito de “vector actividade eléctrica” do coração e analisados vários sistemas de eixos usualmente referidos na definição desse vector. Nesta análise foram evidenciadas as vantagens inerentes à utilização do sistema de Frank, quando se pretende adquirir o vectocardiograma.

3

Sistema de aquisição ECG/VCG

No presente capítulo são apresentadas as características e potencialidades de alguns dos sistemas de aquisição de ECG/VCG existentes. Seguidamente é feita uma discussão dos objectivos deste trabalho, com alusão aos problemas que se pretendem resolver. Finalmente procede-se à apresentação da arquitectura do sistema desenvolvido e à descrição genérica dos seus blocos constituintes.

3.1 Características e potencialidades dos sistemas existentes

Desde os anos sessenta muitas são as instituições e pessoas que se dedicam ao desenvolvimento de sistemas para aquisição, processamento e automatização da interpretação do ECG.

Inicialmente o registo do ECG de doze derivações era feito adquirindo uma derivação de cada vez. Os programas da altura, que faziam a análise automática, efectuavam o processamento com base nesses registos.

Este tipo de processamento apresentava muitas desvantagens, como por exemplo, a detecção incorrecta do complexo QRS [Tal 83]. Em certas derivações o complexo QRS é muito pequeno e pode ser constituído por picos positivos e negativos, como por exemplo a sequência QRSR'S. Por outro lado, a leitura correcta do início e do fim do complexo QRS nas várias derivações pode ser difícil, já que o “vector actividade eléctrica” do coração pode estar perpendicular ao eixo definido por determinado par de eléctrodos. Nesta situação, nenhuma diferença de potencial é registada, podendo parecer mais curta a duração do complexo QRS.

Todavia, a maior objecção ao registo de uma única derivação de cada vez é o diagnóstico, já que as medidas utilizadas nos programas que fazem a classificação dos ciclos cardíacos são feitas em ciclos diferentes. Este facto pode prejudicar o diagnóstico já que pode não haver coerência entre as várias medidas efectuadas.

Nos finais dos anos sessenta, o registo de três canais em simultâneo tornou-se disponível. Com esse equipamento foi possível registar o ECG de doze derivações em quatro grupos de três derivações simultâneas. Com base nesta configuração foram reduzidos alguns problemas, como por exemplo, a detecção incorrecta do início e do fim dos componentes fundamentais do ciclo cardíaco.

No entanto, os problemas das medições dos ciclos cardíacos ainda persistiram pelo facto de os registos continuarem a ser feitos a partir de ciclos diferentes. Continuou também a ser difícil obter uma interpretação credível do ritmo cardíaco com qualquer destes tipos de registos (singulares ou em grupos de três eléctrodos). Este facto deve-se à duração destes ciclos ser em geral entre 2 e 5 segundos, revelando-se insuficiente para uma correcta interpretação do ritmo cardíaco [Tal 83].

Devido a este tipo de problemas foi feito um esforço especial no desenvolvimento de algoritmos que combinam os resultados dos quatro grupos de derivações, assim como algoritmos que analisam os sinais no momento da troca entre grupos a adquirir. Note-se que aumentar o tempo de registo desses grupos é indesejável, já que isto implicaria prolongar a duração do exame.

O VCG, por sua vez, é registado na maior parte das vezes durante um período de pelo menos 10 segundos. Esta duração é considerada como o mínimo necessário para efectuar uma classificação rítmica, capaz de detectar as arritmias mais básicas e frequentes [Tal 83]. Para as arritmias mais complicadas é necessário uma maior duração do tempo de registo.

Desde o princípio dos anos oitenta, ficaram disponíveis equipamentos capazes de registar o ECG de 12 derivações em simultâneo. Com este tipo de equipamento as desvantagens acima referidas deixaram de existir.

No que diz respeito ao ECG de esforço não existem ainda *standards*. Vários sistemas permitem a aquisição do ECG de doze derivações ou do vectocardiograma de Frank. Existem ainda sistemas capazes de analisar derivações (CC5, CM5) com interesse particular para os exames de esforço [Tal 83].

É difícil obter informação detalhada dos vários sistemas de aquisição e processamento de ECG actuais, a partir da literatura disponível. Por outro lado, durante a elaboração deste trabalho os fabricantes de equipamentos e as firmas que se dedicam à sua comercialização não se mostraram muito cooperantes, fornecendo unicamente folhetos de divulgação do seu equipamento, que regra geral, apenas contêm descrições globais dos sistemas, sem entrarem em grandes pormenores técnicos. Por esse facto não foi possível compilar informação suficiente que permitisse fazer um estudo comparativo das características e das potencialidades dos sistemas actuais.

Se bem que na maioria dos casos, e nos sistemas tradicionais, um sistema de aquisição de ECG se destine ao registo em papel para posterior diagnóstico, outros sistemas mais complexos permitem actualmente fazer o registo digital do ECG, fazendo alguns a análise em tempo real.

Existem assim duas grandes categorias no que respeita ao equipamento de electrocardiografia. Uma delas é aquilo que é denominado de - equipamento de apoio ao consultório -, onde se englobam a maioria dos equipamentos de baixo custo, geralmente permitindo apenas a aquisição de um canal em simultâneo e vocacionados unicamente para um determinado tipo de exame (geralmente o ECG de 12 derivações), fazendo o registo em papel. A outra categoria é aquela que engloba os equipamentos mais sofisticados. Este tipo de equipamentos, geralmente usado em laboratórios e hospitais, para além de permitir a aquisição de vários canais em simultâneo tem capacidade de processamento e por conseguinte capacidade de análise do ECG. Permitem ainda a aquisição de vários tipos de exame e o arquivo destes em suporte digital (discos duros, disquetes e outros).

Existem, no entanto, alguns equipamentos considerados como - equipamentos de apoio ao consultório - que têm algumas características e potencialidades que os tornam uma

boa ferramenta de apoio à análise do ECG. É exemplo disso, o electrocardiógrafo $\alpha 1000$ da Fukuda¹, que para além de permitir a aquisição do ECG de 12 derivações em simultâneo, faz a detecção de irregularidades como sejam trocas de eléctrodos, detecção de interferências AC, etc.. Permite ainda fazer análise automática do sinal com a classificação das arritmias e o arquivo de 60 segundos de exame.

Na análise e comparação dos vários sistemas de aquisição e processamento podem ser encontrados vários aspectos comuns:

- Todos os sistemas fazem a detecção do QRS e da onda P, assim como têm formas de classificação do complexo QRS. Além disso, o “ciclo médio” (ciclo representativo do complexo PQRS) é determinado através das médias dos diversos complexos adquiridos. Muitos dos programas existentes nestes sistemas têm a classificação do ciclo cardíaco e quase todos eles fazem a classificação de contornos. No entanto, os algoritmos e os critérios utilizados nestes processos variam de sistema para sistema.
- Por outro lado, a flexibilidade dos sistemas de aquisição de ECG/VCG existentes é muito reduzida. A maior parte dos sistemas é capaz de analisar apenas um dos sistemas descritos no Capítulo 2, existindo, pelo menos, o dobro de sistemas para a análise dos ECG de 12 derivações do que para a análise de vectocardiogramas.

Devido à pobre descrição que é apresentada na literatura dos vários sistemas é impossível perceber as soluções utilizadas nos sistemas de aquisição existentes, assim como as potencialidades dos algoritmos neles implementados. No entanto, o estudo dos diversos sistemas existentes tem sido objecto de trabalho de vários investigadores. Pode dizer-se que um sistema completo de aquisição e processamento ECG/VCG deve ter as seguintes características [Tal 83]:

- Capacidade de aquisição de ECG e VCG.
- Capacidade de armazenamento de informação.
- Módulo de software para a análise e medição de sinal.
- Módulo de software de classificação (ciclo cardíaco, complexo QRS,...).

¹ Fukuda é um dos maiores fabricantes japoneses de sistemas, na área da aquisição e processamento de ECG/VCG.

- Módulo de software para comparação de sinais (comparação de vários ECG do mesmo paciente).
- Facilidade de voltar a analisar a informação adquirida.
- Capacidade de aquisição de ECG de esforço.

3.2 Caracterização do sistema de aquisição ECG/VCG

Como já foi referido anteriormente, a razão principal que levou a desenvolver este sistema foi o facto de ser necessário gerar um *trigger* de alta qualidade, a partir do ECG/VCG para sincronizar um sistema de aquisição e visualização para Medicina Nuclear. Contudo, esta não foi a única motivação deste projecto, já que foi também importante atender a outras exigências como, por exemplo, a necessidade de fazer uma classificação sumária dos ciclos cardíacos e o registo total dos exames.

Para além da satisfação destas exigências existe também um conjunto de objectivos que, devido à sua importância, foram impostos no início do projecto:

- Minimizar o número de andares analógicos, procedendo à digitalização tão cedo quanto possível.
- Minimizar o comprimento dos cabos dos eléctrodos, colocando hardware de amplificação numa unidade satélite junto ao paciente.
- Possibilidade de adquirir vários tipos de exame com o mesmo sistema (electrocardiogramas, vectocardiogramas).
- Deixar em aberto a possibilidade da utilização deste sistema como um sistema independente de aquisição e visualização de ECG/VCG.
- Possibilidade de interligação com um computador de barramento XT/AT ou compatível.

Estes objectivos, ao serem cumpridos, pretendem aumentar a qualidade da aquisição e a flexibilidade do sistema.

Relativamente ao aumento de qualidade, este deve-se principalmente à diminuição da influência do ruído no sistema. Note-se que o facto de se pretender utilizar cabos de eléctrodos mais curtos e de se procurar reduzir o número de andares analógicos, fazem com que o montante global de circuitos sujeitos ao ruído diminua. Por outro lado, obrigar à digitalização dos sinais tão perto do paciente quanto possível aumenta a imunidade do sistema ao ruído.

No que diz respeito ao aumento da flexibilidade do sistema, a possibilidade da utilização deste equipamento para efectuar vários tipos de exame é essencial, se se pretender rentabilizar o equipamento. É importante notar que, quando se pretende adquirir outro tipo de exame, o resto do sistema mantém a mesma funcionalidade, à excepção do bloco responsável pela aquisição. Por isso, é possível dividir o sistema de tal modo que apenas seja necessário alterá-lo parcialmente quando se pretende fazer um novo tipo de exame.

A flexibilidade também deve ser traduzida ao nível do software. Deve assim, o sistema, permitir o processamento e a análise dos vários tipos de exames, sem serem necessárias modificações do software existente.

Outro aspecto revelador da flexibilidade deste sistema é a possibilidade deste poder vir a funcionar de uma maneira independente, como sistema de visualização. No entanto, é importante salientar que não tendo como objectivo, à partida, ser um sistema de visualização, deixa essa possibilidade em aberto, com apenas alguns acrescentos. É este o facto que justifica a utilização de um processador gráfico como processador local.

Para além da capacidade de processamento é preciso garantir que este sistema seja capaz de comunicar com o sistema de aquisição e visualização para Medicina Nuclear (NMESYS), através do envio dos vários sinais necessários (*trigger*, classificação sumária do ciclo cardíaco). Além disso, devido à necessidade de executar tarefas, como sejam o registo dos exames e a monitorização durante a aquisição, é também importante a interligação deste sistema com um computador, através de uma interface XT/AT ou compatível, tal como os restantes componentes do NMESYS.

O sistema desenvolvido é composto de uma unidade remota colocada junto ao paciente e de uma unidade local capaz de funcionar ligada a um computador com barramento XT/AT. A unidade remota, de pequena dimensão quando comparada com a unidade local, é por sua vez subdividida em dois módulos, um analógico e outro digital. Esta unidade faz a aquisição e digitalização dos sinais de tal modo que, posteriormente, na unidade local, estes sejam processados.

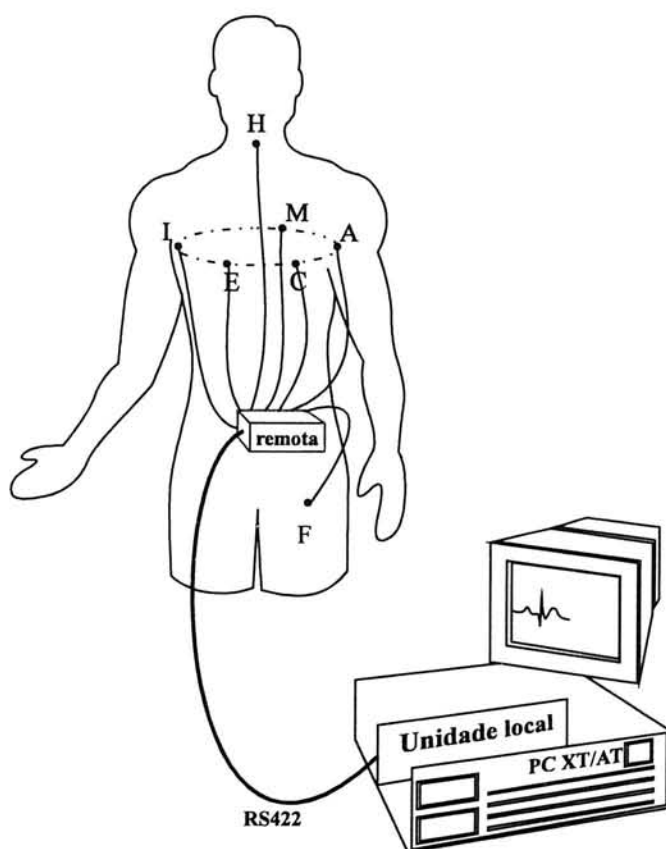
Esta arquitectura permite, além do mais, a conversão analógico-digital do ECG/VCG junto aos eléctrodos do paciente e sua transmissão digital para a unidade local, onde é feito o seu registo e processamento.

Note-se, que uma das características que marcam a singularidade desta arquitectura é a subdivisão da unidade remota em dois módulos fisicamente independentes. Esta subdivisão permite a utilização de vários módulos analógicos com o mesmo módulo digital, bastando para isso atender à interface adequada entre os módulos.

A figura seguinte ilustra o funcionamento do Sistema de Aquisição ECG/VCG proposto.

Figura 3-1

Funcionamento do Sistema de Aquisição ECG/VCG. A unidade local pode ser colocada em qualquer PC XT/AT ou compatível. A unidade remota é segura ao paciente através de um cinto. O eléctrodo M é o único que se situa na região posterior do corpo.



Outra característica deste sistema é a de permitir fazer exames de esforço, já que nem todos os sistemas tem essa capacidade. Note-se que sendo a transmissão digital, deixa de existir a “ramada” - um cabo por eléctrodo - que usualmente se encontram entre o paciente e o sistema, dificultando por vezes os movimentos durante os exercícios. Desta forma, a ligação digital entre a unidade remota e a unidade local é feita em modo série, tendo como suporte físico apenas um único cabo de dois pares entrançados que para além da vantagem de ser fino, poderá ter um comprimento de dezenas de metros.

Síntese

Após a abordagem (obrigatoriamente resumida por falta de informação) dos sistemas existentes de aquisição de ECG/VCG, apresentaram-se neste capítulo as características desejadas para este tipo de equipamentos. Estas características foram, tanto quanto possível, contempladas no desenvolvimento do sistema apresentado neste documento. Segue-se nos próximos capítulos uma descrição mais pormenorizada de cada uma das unidades que constitui o sistema implementado.

4

Unidade remota de aquisição ECG/VCG

No presente capítulo descrevem-se as características da unidade remota de aquisição e as razões que levaram a definir a sua arquitectura, dando uma perspectiva geral do seu funcionamento. Faz-se uma análise pormenorizada dos módulos que constituem esta unidade, com a descrição de cada um dos elementos, assim como, das particularidades e características dos circuitos utilizados. É feita também uma abordagem de alguns dos fenómenos que estão ligados à aquisição do electrocardiograma.

4.1 Características, arquitectura e funcionamento da unidade remota

A unidade remota, tem como principal função adquirir os sinais que constituem o ECG/VCG. No entanto, esta pequena unidade tem um conjunto de funções que vão para além da mera aquisição. É nela que os sinais são adquiridos e combinados, para posteriormente serem convertidos em informação digital. O resultado desta conversão é empacotado e enviado através de comunicação em série para a unidade local, que se encontra instalada num computador pessoal. Finalmente a informação é recolhida e processada pela unidade local.

A unidade remota garante também a segurança do paciente que está ligado ao sistema.

A arquitectura da unidade remota de aquisição foi determinada pelas seguintes condicionantes:

- Autonomia da fonte de alimentação do sistema.
- Capacidade de aquisição de sinais à superfície do corpo humano, tendo em conta todas as dificuldades inerentes a este processo (amplitude dos sinais em causa, relação sinal/ruído, impedância da pele, etc. ...).
- Implementação de um esquema de derivações *standard*.
- Protecção do paciente ligado ao aparelho, garantindo todas as condições de segurança impostas a este tipo de sistemas.
- Protecção do sistema contra sobretensões, como pode acontecer no caso da utilização de desfibriladores¹.
- Utilização de frequência de amostragem e resolução adequadas.

Estas condicionantes levaram ao desenvolvimento de uma unidade alimentada por bateria própria e constituída por dois módulos fisicamente distintos:

- Um módulo analógico, onde se encontram os circuitos de protecção contra sobretensões, os andares de amplificação e o circuito de combinação de sinais provenientes dos eléctrodos.
- Um módulo digital, onde é feita a conversão analógico-digital (500 Hz, 10 bits) e o empacotamento dessa informação para envio série. É também neste módulo digital que é feito o isolamento do paciente ao sistema, através de isolamento óptico.

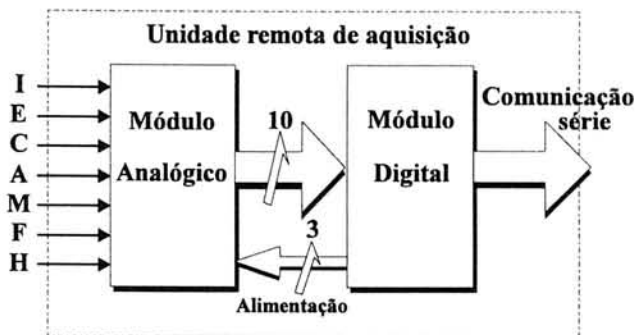
A opção de dividir fisicamente esta unidade em dois módulos, deve-se à necessidade de separar os circuitos responsáveis pela aquisição, amplificação e combinação dos sinais, dos circuitos responsáveis pela conversão analógico-digital e isolamento. Esta divisão faz todo o sentido, se se pensar na utilização deste sistema para aquisição de outro tipo de electrocardiogramas, que não o vectocardiograma segundo Frank. Esta arquitectura deixa em aberto a hipótese de implementar outro tipo de exames, desde que para isso

¹ Desfibrilador - Aparelho que, através de descargas eléctricas contraria a fibrilação, sendo esta uma sucessão de contrações e relaxações irregular e desordenada das fibras do músculo cardíaco.

exista um novo módulo analógico que obedeça às condições de ligação ao módulo digital.

Figura 4-1

Constituição da unidade remota de aquisição. A interligação entre o módulo analógico e o módulo digital é composta por 10 linhas para sinais e 3 linhas para a alimentação. As baterias e os reguladores de tensão utilizados fazem parte do módulo digital.



Na versão actual adquire-se o vectocardiograma segundo o método de Frank, tendo esta escolha vantagens, sob o ponto de vista da qualidade da geração do *trigger* e da facilidade de implementação:

- A primeira prende-se com o facto de se pretender gerar um *trigger* de alta qualidade a partir da informação espacial (3D), por forma a minimizar os problemas de precisão que ocorrem quando se utiliza uma única derivação.
- A segunda vantagem prende-se com o reduzido número de eléctrodos (9) e consequentemente com o reduzido número de canais analógicos que são necessários para o implementar.

Na implementação deste método, como já foi referido no capítulo anterior, são adquiridos sete sinais (I, E, C, A, M, F, H) a partir dos quais são criados três sinais vectocardiográficos (X, Y, Z). Todos estes sinais assim como a tensão da bateria e a tensão de referência do conversor, são convertidos em sinais digitais.

Note-se que a digitalização dos sinais dos eléctrodos permite o controlo de qualidade em tempo real, sendo assim possível orientar um operador na resolução de eventuais problemas. Por outro lado, a monitorização constante da tensão da bateria e da tensão de referência do conversor permitem o controlo de qualidade sobre o próprio processo de

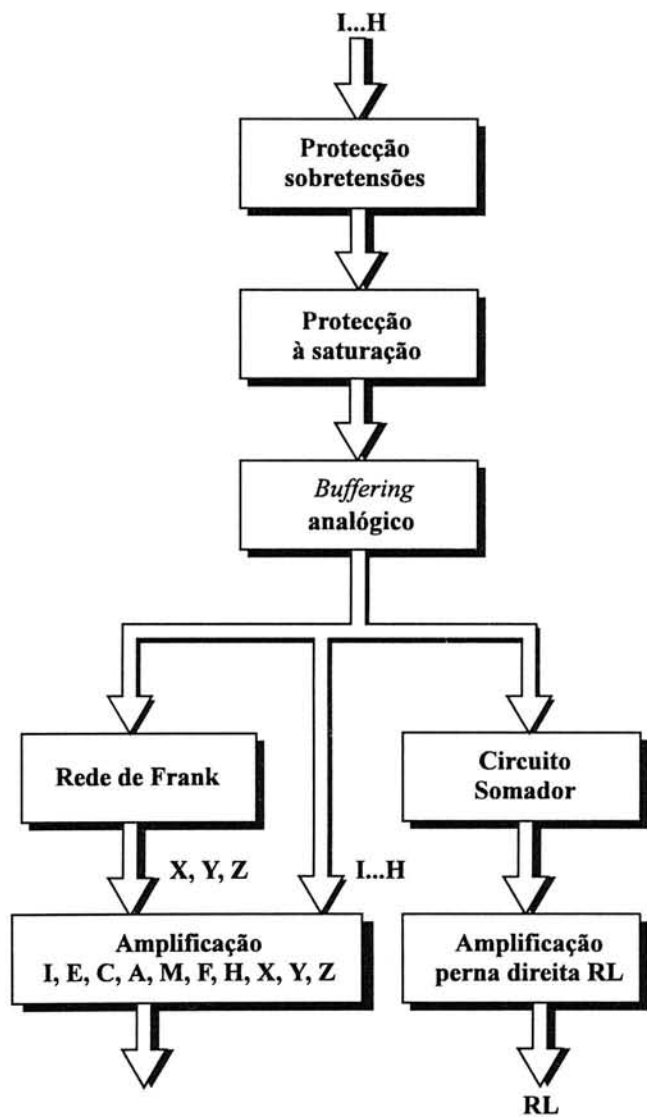
conversão, podendo-se produzir avisos acerca da qualidade de conversão e sobre o tempo de funcionamento restante.

4.2 Módulo analógico

A seguinte figura ilustra o diagrama dos blocos constituintes do módulo analógico:

Figura 4-2

Diagrama de blocos da unidade analógica. São mostrados os circuitos de protecção contra sobretensões (protecção contra possíveis descargas de desfibriladores), circuito de protecção à saturação (protecção contra variação dos sinais para valores além do admissível pelos circuitos a jusante, nomeadamente os amp. operacionais), circuito de buffering (adaptação de impedância), circuito resistivo de Frank (geração dos sinais X, Y, Z), circuito somador (geração do sinal de retorno para a perna direita) e finalmente os andares de amplificação de sinal.



O módulo analógico desenvolvido teve como objectivo implementar a aquisição do vectocardiograma segundo o método de Frank. O esquema de *buffering* analógico

escolhido para este módulo teve como inspiração um dos sistemas de aquisição ECG propostos pela Fukuda, com provas dadas no mercado.

Houve no entanto a necessidade de fazer alterações relativamente a essa arquitectura, já que ela é preparada para um sistema remoto inteiramente analógico, sem necessidade de se interligar com um sistema digital. Essas alterações tiveram incidência no bloco de amplificação, com uma redução dos andares de amplificação.

Outro factor que influiu decisivamente nas alterações da arquitectura proposta pela Fukuda, foi o esquema de alimentação usado para a unidade remota de aquisição.

A necessidade da unidade remota proporcionar o isolamento adequado ao paciente e a exigência de uma fonte de alimentação autónoma e independente da fonte de alimentação da unidade local, obrigou à utilização de baterias na alimentação dos circuitos. Foram garantidas deste modo condições de segurança, que importa ter neste tipo de sistemas.

Por tudo o que já anteriormente foi referido, e devido ao conjunto de circuitos escolhidos para implementar este módulo, a alimentação da unidade remota de aquisição é feita por duas baterias de Níquel-Cádmio de 8,4 V, colocadas em série, e que proporcionam uma tensão de alimentação de 16,8 V.

É neste módulo analógico que são recolhidos os sinais provenientes dos eléctrodos. Estes sinais cuja amplitude é muito pequena, na ordem de 1 - 2 mVpp, podem atingir o máximo de 5 mVpp. É de notar, no entanto, que os sinais recolhidos pelos eléctrodos são afectados por distúrbios que provocam a sua variação.

Entre os distúrbios possíveis existem dois que foram tomados em conta no cálculo do ganho dos andares de amplificação e na escolha do conversor analógico-digital. Estes distúrbios são a flutuação da linha de base e a existência de picos no sinal. A flutuação da linha de base é um distúrbio de baixa frequência que é introduzido pela respiração ou pelo movimento do paciente. Habitualmente a frequência deste distúrbio é menor que 1 Hz, podendo atingir a frequência máxima de 5 Hz com um comportamento perfeitamente imprevisível [Tal 83]. Os picos de sinal, sendo também um distúrbio perfeitamente imprevisível têm pelo contrário impulsos de uma largura muito pequena (geralmente poucos milissegundos) e uma frequência que varia entre as dezenas e as centenas de Hertz.

4.2.1 Amplificação de sinais

O esquema de alimentação permite que os amplificadores operacionais constituintes dos andares de *buffering* e amplificação deste módulo possam funcionar no modo de *split supply*, ligados a $\pm VDD = \pm 8,4 \text{ V}$, mantendo contudo a alimentação em níveis perfeitamente seguros para o paciente ligado ao sistema. Este esquema de alimentação permite ainda que, à entrada dos amplificadores operacionais, os sinais vindos dos eléctrodos possam variar em torno de uma linha de base (ponto médio existente entre $+ 8,4 \text{ V}$ e $- 8,4 \text{ V}$), podendo desta forma os amplificadores acompanhar as variações positivas e negativas dos sinais em torno dessa referência, sem entrarem em saturação.

A amplificação dos sinais recolhidos pelos eléctrodos deve ser de tal ordem que permita aproveitar a capacidade do conversor A/D². É importante também que esta amplificação não faça os sinais ultrapassar os níveis de alimentação dos amplificadores, o que poderia provocar a sua saturação.

Para calcular a ordem de amplificação foram tidos em conta dois factores: A ocorrência da flutuação da linha de base e a amplitude pico-a-pico dos sinais. Por um lado, a amplitude dos sinais de 5 mVpp convida a uma amplificação grande, de modo a aproveitar toda a faixa de conversão, fazendo para isso corresponder uma determinada variação do sinal ao maior número possível de níveis da escala de conversão. Por outro lado, a flutuação da linha de base do sinal limita a ordem de amplificação, na medida em que esta ao aumentar, aumenta os riscos de o sinal ultrapassar os limites máximos ou mínimos das referências, quer dos amplificadores operacionais quer do conversor A/D.

A amplificação dos sinais provenientes dos eléctrodos é feita num único andar de amplificação. Esta amplificação é de cerca de 75 vezes para os sinais dos eléctrodos e de 100 vezes para os sinais resultantes da combinação dos eléctrodos (sinais vectocardiográficos: X, Y, Z). A amplificação dos sinais vectocardiográficos dá origem a sinais de $0,5 \text{ Vpp}$ ($5 \text{ mVpp} \times 100$), numa gama de 5 V do conversor ($V_{ref+} - V_{ref-} = 5 \text{ V}$).

Os sinais I, E, C, A, M, F, H são apenas amplificados 75 vezes, para minimizar a possibilidade de saturação do conversor A/D. Com estes sinais não se pretende fazer nenhum tipo de análise, mas apenas monitorar as suas variações, de modo a verificar

² conversor A/D ou conversor Analógico-Digital.

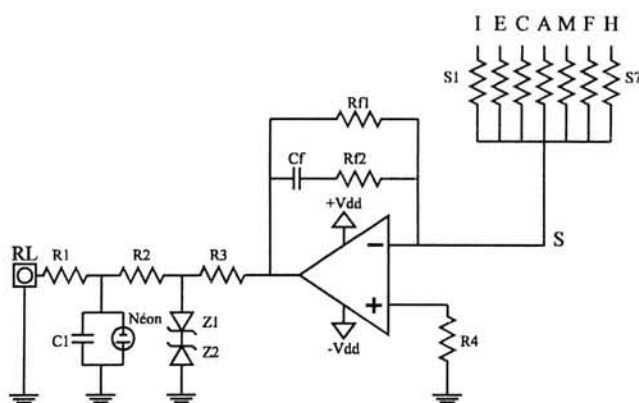
problemas com os eléctrodos correspondentes. Desta forma, situações anómalas como a ausência de ligação ou a deficiência de contacto eléctrico em relação à pele do paciente, podem ser facilmente detectadas pela observação do comportamento do sinal. Corre-se desta maneira um menor risco no que diz respeito à saturação do conversor A/D.

A amplificação feita nos sinais vectocardiográficos X, Y, Z, faz com que os sinais ocupem apenas 1/10 da faixa respeitante aos níveis de conversão, permitindo uma grande variação para a linha de base e espaço para a ocorrência de picos. Verifica-se também que, com um conversor de 10 bits de resolução ($2^{10} = 1024$), obtêm-se cerca de 102 níveis para codificar o sinal de pico-a-pico, o que parece ser suficiente.

A amplificação usada nos sinais vectocardiográficos é do tipo diferencial, sendo a sua função amplificar a diferença entre dois sinais. Teoricamente, neste tipo de montagem, qualquer sinal comum às duas entradas não tem efeito nenhum no sinal de saída. No entanto, como se constata na prática, a amplificação diferencial não depende só da diferença entre os sinais da entrada, mas também, do nível médio dos sinais, chamado sinal de modo comum. Assim o sinal de modo comum pode modificar substancialmente o sinal de saída do amplificador.

Figura 4-3

Circuito amplificador da perna direita - Right Leg Amplifier. O ponto S é o ponto de soma de todos os sinais provenientes dos eléctrodos.



Quando a fase do sinal de modo comum é invertida e aplicada ao eléctrodo da perna direita, as tensões de modo comum são reduzidas por cancelamento [HEW 67]. Por isso, quando os eléctrodos estão ligados ao paciente, um circuito de retorno leva um sinal chamado RL (*right leg*) de volta à perna direita, de modo a cancelar o efeito das tensões de modo comum. Este sinal é obtido a partir da inversão da soma de todos os sinais provenientes do paciente (ver Figura 4-3).

À entrada do módulo analógico cada um dos eléctrodos está, por sua vez, ligado a um amplificador de ganho unitário, que funciona como um *buffer* permitindo tornar a impedância de contacto com o paciente desprezável. O *buffer* permite apresentar uma alta impedância no sítio de contacto dos eléctrodos, já que a impedância de entrada dos amplificadores operacionais utilizados na sua constituição é superior a $10^{12} \Omega$, enquanto a impedância de contacto com a pele é de $50 \times 10^3 \Omega$.

A utilização de baterias tornou necessário o uso de circuitos de baixo consumo.

Na amplificação dos sinais, a maioria dos circuitos utilizados foram do tipo LinCMOS (*linear polysilicon-gate complementary-MOS*) da *Texas Instruments* que se caracterizam por grande estabilidade, flexibilidade e velocidade, comparativamente com os circuitos CMOS vulgares. Os amplificadores operacionais do tipo LinCMOS usados, caracterizam-se em particular por grande impedância de entrada ($10^{12} \Omega$), baixo consumo ($39 \mu A$), pequenas correntes de polarização e uma pequena tensão de deslocamento de entrada ($900 \mu V$). Estas vantagens em conjugação com uma boa relação de rejeição em modo comum e relação de rejeição da fonte de alimentação, fazem destes amplificadores operacionais os adequados para satisfazer os requisitos em causa.

Para além dos amplificadores operacionais foram utilizados os amplificadores de instrumentação LT1101 da *Linear Technology*. Estes amplificadores integrados, de ganho programável, têm a vantagem de ser pequenos, de não necessitar de qualquer outro componente externo para complementar a montagem, e de se adequarem a aplicações de baixo consumo ($75 \mu A$) quando se faz a alimentação por intermédio de baterias. Outras características deste circuito amplificador são a grande precisão (erros máximos de 0,008%) e a boa linearidade, que se mantêm constantes mesmo quando os níveis de alimentação descem radicalmente.

4.2.2 Protecção à saturação e a sobretenção

A protecção dos circuitos contra possíveis (e imprevisíveis) variações indesejáveis dos sinais de entrada é uma questão importante no projecto deste tipo de sistemas. Quando se faz a aquisição de sinais electrocardiográficos, os problemas originados pela possível variação dos sinais à entrada do sistema estão relacionados com as condições em que é feito o registo do ECG. Uma das situações em que mais frequentemente surge é a do registo do electrocardiograma durante provas de esforço (ECG de esforço) em que existe

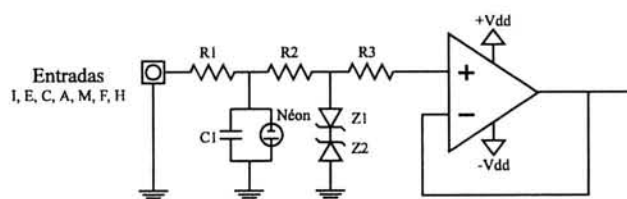
uma grande variação da linha de base dos sinais adquiridos, provocada pela respiração e pelo movimento do corpo. Outra situação, é a necessidade de reanimação do paciente através do uso de um desfibrilador quando aquele se encontra ligado ao vectocardiógrafo.

A variação natural, mas de comportamento imprevisível dos sinais de entrada nos andares de amplificação para além dos limites da alimentação (*baseline wandering*) - no caso do ECG de esforço -, provoca também saturação dos amplificadores. Esta variação reflecte-se na alteração da linha de base dos sinais e poderá estar relacionada com o sinal de modo comum. A saturação provoca a perda da aquisição destes sinais, por um período de tempo variável, determinado pelas características dos amplificadores operacionais (tempo de recuperação) ou pela própria variação do sinal.

A solução para a protecção dos circuitos é ilustrada na Figura 4-4.

Figura 4-4

Protecção dos circuitos à saturação e à sobretensão. A protecção à saturação é garantida por um circuito limitador, constituído por dois díodos, enquanto uma lâmpada de néon faz a protecção de sobretensões



A protecção contra sobretensões entra em funcionamento quando o desfibrilador é usado em pacientes com problemas cardíacos, fazendo uma descarga eléctrica que varia entre os 70 e os 440 V. Se bem que esta descarga dure apenas alguns milisegundos, é o suficiente para danificar os circuitos.

Como se pode ver na Figura 4-4, a protecção é feita de modo muito simples e utilizando componentes de pequenas dimensões. A protecção à saturação é feita através circuito limitador composto por dois díodos zener, ligados em série e com polarizações opostas. Como Z1 e Z2 têm as mesmas características (7,5 V e 400 mW), os sinais à entrada dos amplificadores operacionais podem variar, de um modo simétrico, até ao nível da soma

da tensão de ruptura com a tensão de limiar ($\pm (V_z + V_\gamma) = \pm (0,7 + 7,5) = \pm 8,2 \text{ V}$). Como a alimentação dos amplificadores operacionais é feita a $\pm 8,4 \text{ V}$, estes níveis nunca são ultrapassados pela tensão dos sinais de entrada.

A protecção contra sobretensões é feita através de uma lâmpada de néon. A lâmpada de néon funciona como um díodo zener, mantendo a tensão constante aos seus terminais. Este tipo de protecção funciona para picos de tensão com um período muito curto (alguns milissegundos). A elevação da tensão, por períodos mais longos, pode resultar na deterioração da lâmpada de néon e consequente deterioração dos circuitos a montante.

4.2.3 Rede resistiva de Frank

No Capítulo 2 descreveram-se vários sistemas de derivações e focaram-se, na generalidade, as suas vantagens e desvantagens.

Para atender aos requisitos impostos a este trabalho foi importante escolher correctamente o sistema de ECG/VCG a utilizar. Constata-se na prática, que o ECG de 12 derivações é o sistema mais utilizado. Pode também afirmar-se que dos vários sistemas para vectocardiografia existentes o sistema de Frank é o mais usado, sendo usado só por alguns o sistema de McFee-Parungao [Tal 83].

A opção da utilização do sistema de derivações de Frank (*Frank lead network*) no sistema de aquisição desenvolvido, é justificada para além das vantagens referidas no início deste capítulo pelo facto deste sistema de derivações ser na actualidade um dos métodos mais bem aceites pela comunidade médica, e por isso, implementado em muitos dos sistemas de processamento de vectocardiogramas e vectocardiogramas de esforço. São exemplos disso os sistemas da Universidade Católica de Louvan, *Latter-Day Saints Hospital*, Clínica Mayo, Escola de Medicina de Hannover, etc. (as análises e comparações dos referidos sistemas, assim como de muitos outros, podem ser encontrados em [Tal 83]).

O sistema de Frank foi implementado através de uma rede resistiva, usando resistências de precisão de 1% de tolerância conforme o descrito no Capítulo 2. A comparação da rede resistiva ilustrada na Figura 2-6 com a utilizada neste projecto revela diferenças de valores nas resistências. Contudo, as contribuições de cada eléctrodo para os potenciais ortogonais são idênticos. Estes valores são sugeridos nos manuais do vectocardiógrafo 1520A da Hewlett Packard ®.

4.2.4 Ruído e filtragem do sinal

O ruído é, certamente, um dos problemas mais preocupantes quando se faz a aquisição de sinais electrofisiológicos. Estes sinais caracterizam-se por ter uma pequena amplitude (apenas alguns milivolts), os que os torna alvo de interferências electromagnéticas de equipamentos vizinhos, assim como interferência da rede eléctrica (50/60 Hz).

No que diz respeito ao ruído, dois cuidados fundamentais foram tomados no projecto deste sistema, de modo a eliminar ou minimizar os seus efeitos. O primeiro foi, através de um certo isolamento electromagnético do sistema, evitar a influência do ruído. O segundo foi filtrar o ruído dos sinais por intermédio de filtros analógicos e digitais.

O isolamento electromagnético foi feito com recurso a cabos de eléctrodos blindados e à utilização de um invólucro, em liga metálica, para a unidade remota de aquisição. O facto dos cabos de eléctrodos serem blindados evita o “efeito de antena” que poderia existir, mesmo utilizando cabos curtos, como é o caso.

Blindagens e anéis de massa nas entradas dos amplificadores operacionais, foram utilizados para isolar as entradas de potenciais fontes de interferências conforme instruções existentes nos *Data Books* dos circuitos utilizados neste protótipo [TEX 88a].

Devido a ser impossível garantir que o sistema fique totalmente isolado, de modo a evitar a influência de ruído electromagnético, é necessário usar filtros para retirar o ruído existente no sinal. Esta tarefa pode ser executada logo a seguir à aquisição do sinal, por intermédio de circuitos activos e/ou passivos (filtragem analógica), ou ser feita após a conversão A/D, por intermédio de algoritmos de processamento digital de sinal (filtragem digital).

Ao contrário de outros sistemas de aquisição de ECG, a filtragem analógica foi implementada em circuitos passivos de extrema simplicidade, com o objectivo de manter reduzida a dimensão da unidade remota de aquisição. Uma malha RC (resistência e condensador), à entrada de cada eléctrodo, implementa um filtro passa-baixo, eliminando ruído de alta frequência.

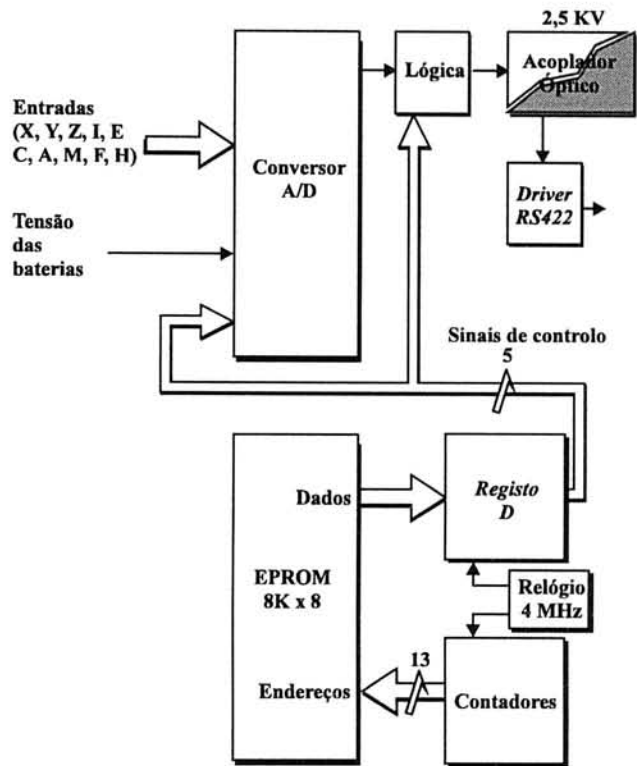
Para além do isolamento dos eléctrodos e do isolamento e filtragem nos circuitos analógicos, foi necessário minimizar o efeito do ruído na transmissão digital. Esta questão foi contemplada quando se fez a escolha do protocolo eléctrico de transmissão a utilizar entre a unidade remota de aquisição ECG/VCG e a unidade local (ver Subcapítulo 4.3.2).

4.3 Módulo digital

A seguinte figura ilustra o diagrama de blocos que constituem o módulo digital.

Figura 4-5

Diagrama de blocos do módulo digital que constitui a unidade remota de aquisição de ECG/VCG. O registo D apenas assegura o sincronismo e a coordenação temporal de todo o processo. No bloco de lógica é inserido o start-bit na palavra resultante de cada conversão.



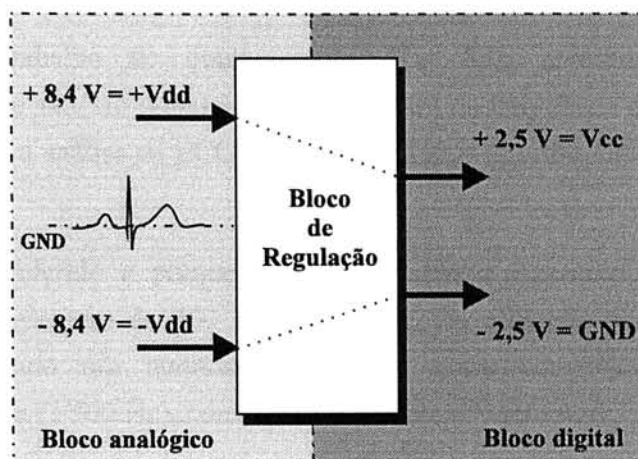
O módulo digital tem como função efectuar a conversão A/D dos sinais adquiridos pelo módulo analógico, fazendo seguidamente o seu empacotamento para envio em série para o computador. Este módulo proporciona também o isolamento eléctrico entre a unidade remota e a unidade local, através de um acoplador óptico.

Este módulo é alimentado pelas mesmas duas baterias que alimentam o módulo analógico. Existe no entanto um circuito de regulação que regula os níveis de tensão fornecidos pelas baterias para os níveis de alimentação usados pelos circuitos

integrados, que constituem o módulo digital (8,4 V para $V_{CC} = 2,5$ V e -8,4 V para GND = -2,5 V).

Figura 4-6

Esquema de alimentação implementado na unidade remota. Note-se que os sinais aparecem centrados relativamente à alimentação pelo facto dos Amp. Operacionais funcionarem no modo de split supply.



O esquema de alimentação implementado permite que o conversor A/D receba os sinais vindos do módulo analógico, de tal modo que estes variem entre os limites máximos V_{CC} e GND, usados também para a tensão de referência do conversor (ver Figura 4-6). Este esquema de funcionamento, conjuntamente com a amplificação adequada, permite aproveitar toda a gama de conversão sem por em risco a saturação do conversor.

No que diz respeito à frequência de amostragem utilizada na aquisição, vários sistemas de análise de ECG e VCG utilizam frequências de amostragem de 250, 300, 400 e até 1000 Hz, estando também muitas das vezes os algoritmos de análise do ECG adaptados à frequência de amostragem utilizada. Actualmente existe a tendência para o uso de frequências de amostragem de 250 ou 500 Hz. Ambas são suficientemente altas, segundo o teorema de Shannon, já que a maior frequência considerada com interesse para o diagnóstico de um ECG de um adulto é de 80 Hz [Tal 83]. No entanto, para o diagnóstico de ECG pediátricos a frequência de amostragem de 250 Hz é considerada demasiado baixa, devido às altas frequências que os compõem.

Além do mais, a utilização de uma frequência de amostragem de 250 Hz, pode ser limitativa quando é feita a interpolação dos pontos amostrados, dificultando a obtenção de medidas precisas, como no caso da duração do intervalo QRS. Quando a frequência de 500 Hz é usada, tal interpolação raramente é utilizada. A detecção de picos e de

interferências devido a artefactos musculares (efeito da respiração), são de mais fácil detecção num ECG amostrado a 500 Hz.

Também, quando se fala em armazenamento do sinal original, a amostragem a 250 Hz traz algumas vantagens. Isto é tanto mais evidente quanto maior for o volume de informação a guardar.

No entanto, Talmon, no seu trabalho de doutoramento [Tal 83], apresenta procedimentos de análise de sinal que são, em princípio, independentes da frequência de amostragem, facilitando deste modo a análise de ECG digitais recolhidos em diferentes sistemas.

Tendo em conta tudo o que foi referido e porque a *American Heart Association* recomenda uma frequência de amostragem de 500 Hz [Ame 75], foi utilizada essa frequência de amostragem, impondo um intervalo de tempo entre conversões consecutivas do mesmo canal de 2 ms (1/500 Hz), com todas as vantagens inerentes.

O tempo de 2 ms entre conversões consecutivas traz algumas limitações no que respeita a utilização do sistema em tempo real, devido à falta de tempo para processamento da informação. Este facto justifica, em sistemas que não utilizem processadores suficientemente rápidos, a opção de utilizar uma frequência de amostragem menor, de modo a aumentar o tempo livre para processamento entre conversões consecutivas.

4.3.1 Conversão analógico-digital

O tipo de sinais adquiridos e o objectivo dessa aquisição, vieram impôr a necessidade de efectuar uma conversão de qualidade, isto é, fazer uma conversão com uma resolução tal, que a descrição dos sinais e a detecção do *trigger* fosse feita correctamente. A frequência de amostragem foi também um factor decisivo na escolha do conversor A/D já que este teria de ser suficientemente rápido e permitir a conversão do maior número de canais possível.

Estas condições, aliadas ao facto do módulo digital fazer parte da unidade remota, e por isso ser alimentado pelas mesmas baterias que o módulo analógico, levaram à utilização do conversor TLC1541.

Este circuito de tecnologia LinCMOS da *Texas Instruments* é caracterizado por ser um circuito compacto, constituído por um *multiplexer* analógico de 12 canais de entrada,

um conversor de 10 bits de resolução com um erro máximo de 1 LSB e uma saída série. Este circuito pode ser usado para fazer a amostragem de 11 sinais analógicos, sendo a 12ª entrada usada como um canal de auto-teste.

O número máximo de sinais que podem ser adquiridos pelo módulo analógico não poderá ultrapassar os dez. Isto deve-se ao facto de ser utilizado um dos 11 canais disponíveis no conversor para converter o nível de tensão da alimentação utilizada na unidade remota. Se por um lado, esta situação diminui o número de canais disponíveis, limitando a implementação de novos módulos analógicos, por outro lado, dá a possibilidade de obter informação sobre a qualidade da conversão e carga das baterias, permitindo seguidamente avisar o utilizador do sistema através de sinalização apropriada.

Para além dos problemas do consumo, resolução e frequência de funcionamento do conversor, foi igualmente importante atender ao problema da dimensão física da unidade remota, o que levou sistematicamente à escolha de circuitos de pequena dimensão. Sendo o conversor TLC1541 uma unidade compacta, constituída por um *multiplexer*, circuitos de amostragem e retenção do sinal, este conversor analógico-digital possui ainda todos os circuitos necessários para o controlo do sistema de conversão usando um reduzido número de pinos. São exemplos disso, o sistema de endereçamento e controlo dos canais que são feitos em modo série utilizando um único pino.

O reduzido número de pinos, atributo de um circuito que é particularmente vocacionado para interface com microprocessadores, deixou em aberto duas possibilidades:

- A primeira seria a utilização de um microprocessador ou microcontrolador para o controlo do conversor, com as inerentes vantagens ao nível da compactação.
- A segunda hipótese seria a implementação de um circuito sequencial para efectuar esse controlo.

Se bem que a primeira hipótese fosse a mais expedita, permitindo até algum processamento local na unidade remota, foi implementada a segunda em virtude de os microcontroladores ou microprocessadores com capacidade e velocidade pretendida, apresentarem limitações de implementação ao nível de complexidade, compactação e custos.

O circuito sequencial implementado para o controlo e endereçamento dos canais do conversor, é constituído por uma EPROM e contadores binários. Com este tipo de

montagem (ver Figura 4-5) os contadores que funcionam em modo de contagem crescente, utilizam o seu barramento de dados para endereçar sequencialmente a EPROM. À medida que as posições de memória da EPROM vão sendo percorridas, aparecem no seu barramento de dados os sinais necessários para o controlo e endereçamento dos canais do conversor. Ciclicamente e após terem sido percorridas as posições de memória que definem os sinais que controlam todo o processo de conversão, é gerado um *clear* que reinicia toda a sequência do processo (ver Figura 4-5).

O tamanho da EPROM e a sua velocidade de resposta, estão relacionados com a frequência de funcionamento do conversor e com o intervalo de tempo que se pretende impôr entre conversões consecutivas do mesmo canal ($2\text{ ms} = 1/500\text{ Hz}$). Devido ao relógio do sistema do conversor trabalhar à frequência de 2 MHz [TEX 88a], e para que possam ser descritos todos os sinais de controlo e endereçamento, é imposta uma frequência de funcionamento para a EPROM de 4 MHz ($T_{\text{clk}} = 250\text{ ns}$), obrigando à utilização de uma EPROM suficientemente rápida. O número mínimo de posições de memória necessárias na EPROM para definir ao longo do tempo, todos os sinais entre conversões consecutivas do mesmo canal, é de 8000 ($2\text{ ms}/250\text{ ns}$). Como o número de sinais necessários a gerar é igual a seis, a EPROM utilizada é uma EPROM de $8\text{K} \times 8$ (27C64).

O facto de ser utilizada uma EPROM de 8Kbytes levou à necessidade de usar dois contadores binários (CMOS), de oito bits, montados em cascata, permitindo deste modo obter as 13 linhas necessárias para o endereçamento dos 8 Kbytes de memória.

Relativamente à qualidade da conversão, pode dizer-se que neste caso, o facto de não terem sido utilizados circuitos de amostragem e retenção do sinal (*Sample and Hold*) a jusante do conversor, como é habitual em certos sistemas de aquisição de sinal, não provoca qualquer erro significativo. Na realidade, o facto da amostragem dos sinais não ser feita no mesmo instante para todos eles, provoca um efeito de deslizamento, cuja importância estará relacionada com a frequência de amostragem utilizada e a natureza dos sinais em causa.

O deslizamento existente neste sistema entre amostragens de canais consecutivos, apenas poderia ter interesse para o caso dos sinais X, Y e Z já que os restantes são adquiridos apenas para uma monitorização qualitativa. Este deslizamento é de $33,5\text{ }\mu\text{s}$ [TEX 88a] entre conversões seguidas, somando um total de $67\text{ }\mu\text{s}$ entre o momento da aquisição do sinal X e a conversão do sinal Z, já que a conversão de um determinado canal e a aquisição do seguinte é feita em simultâneo. Este valor é insignificante, mesmo

se se considerar a pior situação que é a de um complexo QRS com uma duração de apenas 100 ms (ver Capítulo 2).

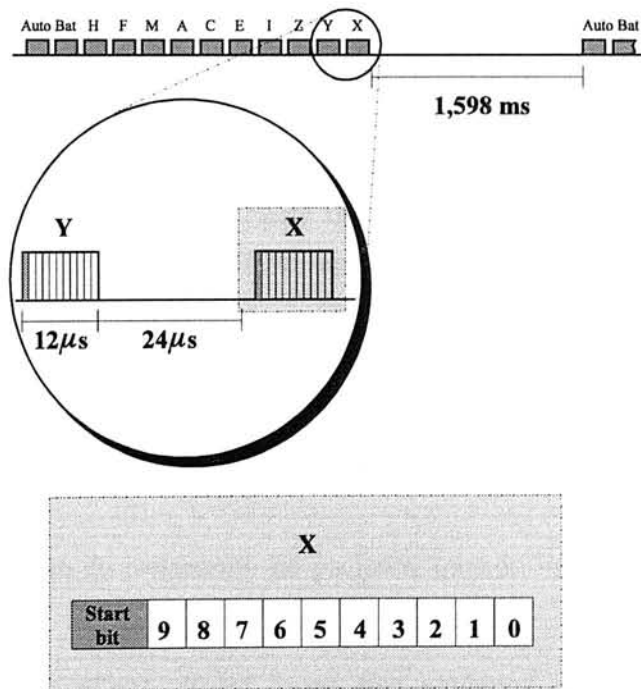
4.3.2 Transmissão série

Após a conversão dos sinais adquiridos estes são imediatamente enviados para a unidade local existente no PC. Esta transferência série foi implementada tendo em conta os seguintes pontos:

- Taxa de transferência de dados
- Ambiente de funcionamento
- Interface com futuros sistemas

Figura 4-7

Esquema da transmissão série. Neste esquema é representada a sequência de informação enviada pela unidade remota para a unidade local.



A transferência série está implementada de maneira compacta e simples, graças às características do conversor, que possui uma saída série perfeitamente controlável. Por

isso, os 10 bits resultantes da conversão de cada canal são empacotados e enviados imediatamente via série. Um *bit* é adicionado ao início da informação (*start bit*), de modo a sinalizar, no destino, a chegada da informação que este precede (ver Figura 4-7). Devido ao período total de conversão ser de cerca de 402 μ s, a linha fica no estado de repouso durante os restantes 1,598 ms (2 ms - 402 μ s).

A taxa de transmissão veio impôr restrições ao *standard* a escolher para a sua implementação. O escolhido foi o RS422 da EIA. Esta escolha permite uma razoável relação entre o comprimento do cabo e a taxa de transmissão, sendo possível transmitir até 10 Mbit/s a 12 metros de distância. Também a imunidade ao ruído é um atributo importante deste *standard*, o que o torna adequado para a utilização em ambientes como hospitais e laboratórios, onde ruído electromagnético é um factor importante a ter em conta, devido ao tipo e quantidade de equipamentos existentes nessas instalações.

Como o relógio que regula as entradas e a saída do conversor tem a frequência de 1 MHz, a taxa de transmissão dos dados é feita a 1 Mbit/s. E como esta transmissão ponto a ponto, não excede as duas dezenas de metros e o cabo de suporte blindado é de pares entrançados, os níveis dos sinais diferenciais transmitidos oferecem uma certa qualidade, diminuindo a probabilidade de erros de transmissão. Isto justifica a ausência de qualquer tipo de codificação para controlo de erros.

Outra preocupação na implementação desta ligação série, foi a de utilizar o fio mais fino e leve possível, já que uma das utilizações previstas para este equipamento é a da aquisição de electrocardiogramas de esforço (XECG). Neste tipo de exames, é comum submeter o paciente a um exercício físico de corrida num tapete rolante, enquanto se adquire o ECG.

4.3.3 Segurança e isolamento eléctrico

Uma atenção especial foi dada à questão do isolamento do paciente, quando ligado ao sistema.

Foi necessário garantir um isolamento eficaz, de tal forma que nenhuma possível anomalia no sistema pudesse pôr em perigo a segurança do paciente. Nesta perspectiva e dentro da arquitectura aceite para os módulos analógicos e digitais, colocaram-se duas hipóteses de isolamento.

A primeira hipótese, com base num isolamento feito tão perto quanto possível do paciente (no módulo analógico), com as vantagens inerentes, como sejam, a diminuição do conjunto de circuitos que se encontram a montante do isolamento, e a possibilidade da alimentação dos circuitos a jusante desse isolamento ser feita com a fonte de alimentação do computador.

A segunda hipótese baseada num isolamento feito à saída do conversor, e portanto no módulo digital.

A hipótese escolhida foi a segunda, já que o isolamento feito junto ao paciente (primeira hipótese), se bem que vantajoso funcionalmente, trazia inconvenientes, pois os amplificadores operacionais de isolamento que seriam utilizados implicavam aumentos de custos inaceitáveis para um sistema que tinha como objectivo ser de baixo custo. A segunda hipótese foi implementada, com um acoplador óptico de alta velocidade (6N137), cujas características de tensão de ruptura garantem um perfeito isolamento (2,5 KV_{rms}).

Síntese

Neste capítulo foi descrita a unidade remota que faz parte do sistema de aquisição de ECG/VCG. Foram também analisadas algumas das opções tomadas na implementação desta unidade, nomeadamente a frequência de amostragem (500 Hz) e a resolução (10 bits) do conversor A/D. Especial atenção foi também dedicada a transmissão série e às questões de segurança que estão associadas a esta unidade.

5

Unidade local para PC-XT/AT

Este capítulo tem como objectivo fazer a descrição da unidade local que constitui o Sistema de Aquisição de ECG/VCG.

Começa com uma perspectiva geral da sua arquitectura e das condicionantes que levaram à sua concepção, fazendo uma descrição do funcionamento do sistema de aquisição e da sua interface para PC-XT/AT.

É feita, ainda, a descrição de cada um dos blocos que a constituem, referenciando alguns dos circuitos empregues na sua implementação. São também apresentados alguns dos aspectos técnicos, que estiveram na origem das opções feitas no projecto deste sistema.

5.1 Características, arquitectura e funcionamento da unidade local

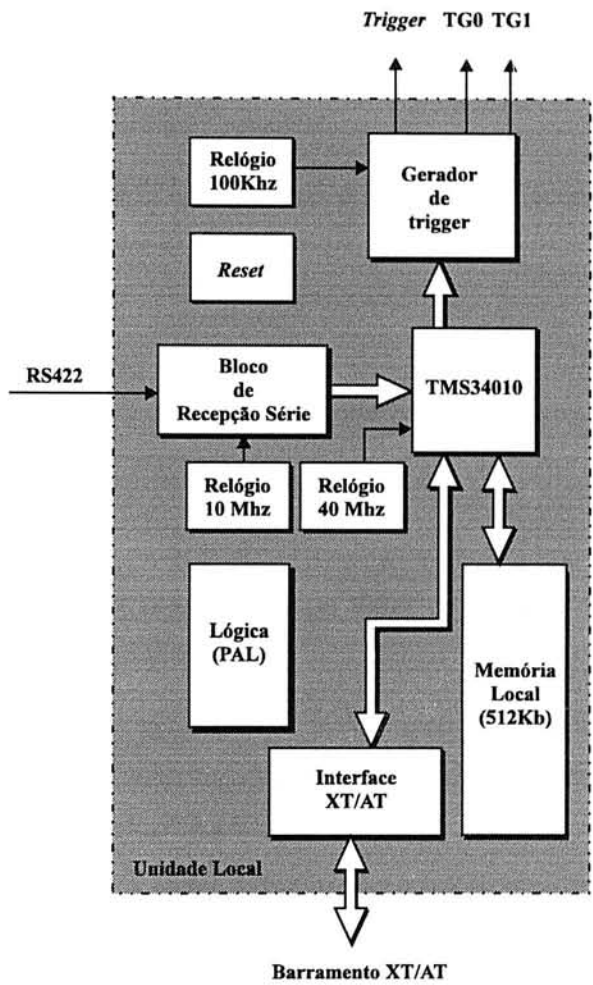
A unidade local tem como principais funções, a detecção da existência de condições de *trigger* e a sua geração, para além de controlar a qualidade de todo o processo, calcular o

“ciclo médio” e fazer todas as actualizações das informações úteis ao exame, assim como o seu registo.

A Figura 5-1 ilustra o diagrama de blocos da unidade local.

Figura 5-1

Diagrama de blocos da unidade local. O reset é feito em simultâneo para todos os circuitos existentes nesta unidade local. O bloco que ilustra os circuitos de lógica PAL recebe sinais provenientes dos diversos blocos e gera sinais para quase todos estes (para mais pormenores ver os esquemas eléctricos no Apêndice C).



Esta unidade recebe, via série, os dados resultantes das conversões das amostras dos sinais que constituem o ECG/VCG. A informação recebida é processada, guardada, e em função dela é gerado um sinal de sincronismo para o Sistema de Aquisição de Medicina Nuclear - NMESYS -. Para além deste impulso de sincronismo é também fornecida uma classificação sumária do ciclo cardíaco, permitindo aceitar ou rejeitar ciclos durante o exame.

Como se pode observar, na figura destacam-se os blocos que implementam a recepção da informação série, incluindo a máquina de estados, os blocos de interface para o barramento XT/AT, o processador, a memória e o bloco de geração de *trigger*.

Cada um dos blocos ilustrados é por sua vez constituído por circuitos TTL, das séries AS e ALS, sendo o sinal de *Reset* activo ao nível baixo na totalidade dos circuitos usados. Note-se ainda que é possível gerar dois tipos de *Reset*. Um local, através de um botão de pressão e outro a partir do sistema principal, através do barramento de Entrada/Saída.

A sua arquitectura foi determinada pelas seguintes condicionantes:

- Geração de um *trigger* de alta qualidade e classificação sumária dos ciclos cardíacos.
- Capacidade de processamento local.
- Capacidade de armazenar os sinais.
- Permitir a possibilidade de vir a ser modificada de modo a funcionar também como um sistema de visualização.
- Compatibilidade com o barramento XT/AT.

A unidade desenvolvida responde a todos estes requisitos, para além de permitir a interligação com a unidade remota, descrita no capítulo anterior.

O projecto desta interligação esteve dependente da frequência de amostragem dos sinais. Devido a essa frequência ser de 500 Hz, a informação respeitante à conversão dos doze canais, é enviada de 2 em 2 ms pela unidade remota para a unidade local.

Durante a recepção, a unidade local guarda a informação respeitante à mesma amostragem numa memória FIFO. Posteriormente, toda essa informação é lida pelo processador local e armazenada em memória.

Paralelamente a todo este processo, e com base na informação recebida até o momento, são feitos os cálculos para a determinação do *trigger* e efectuado o processamento necessário para a classificação sumária dos ciclos cardíacos. Caso sejam detectadas, condições de *trigger*, um contador é carregado de modo a contabilizar o momento preciso para a geração desse impulso. No fim de cada ciclo cardíaco é fornecida uma classificação sumária, codificada em dois bits TG0 e TG1.

Para além destas tarefas, o sistema faz uma análise qualitativa dos sinais adquiridos, determinando deficiências de ligação ou contacto e produzindo avisos dessas ocorrências.

Durante o funcionamento é também monitorizada a linha de auto-teste do próprio conversor, sendo desta forma controlada a qualidade de conversão. Note-se que esta qualidade está intimamente dependente do perfeito funcionamento do conversor, e por conseguinte do estabelecimento de tensões de referência, dentro dos limites especificados pelo fabricante. Por isso, outro sinal que é constantemente monitorizado é a tensão das baterias. Esta monitorização permite obter em tempo real informação sobre a carga das baterias.

5.2 Processamento local

A capacidade de processamento é um atributo essencial neste tipo de sistemas. O controlo de qualidade de certos sinais, a determinação de intervalos críticos, a classificação sumária do ciclo cardíaco e a implementação de filtros digitais de sinal levaram à opção de integrar, neste sistema, um processador suficientemente rápido, capaz de efectuar os cálculos necessários e de actualizar as informações sobre o ECG.

Se por um lado a hipótese da utilização de um processador digital de sinal (DSP - *Digital Signal Processor*) pode parecer a mais conveniente devido ao volume de informação a tratar e ao tipo de processamento a fazer, por outro lado, a pretensão de implementar um sistema que permitisse a sua fácil modificação, de modo a constituir também um sistema de visualização, levou à utilização de um processador gráfico como processador local. Esta opção foi ainda reforçada devido à existência de um processador gráfico que inclui, na sua arquitectura, um mecanismo razoavelmente elaborado de comunicação com um processador principal - *host interface*.

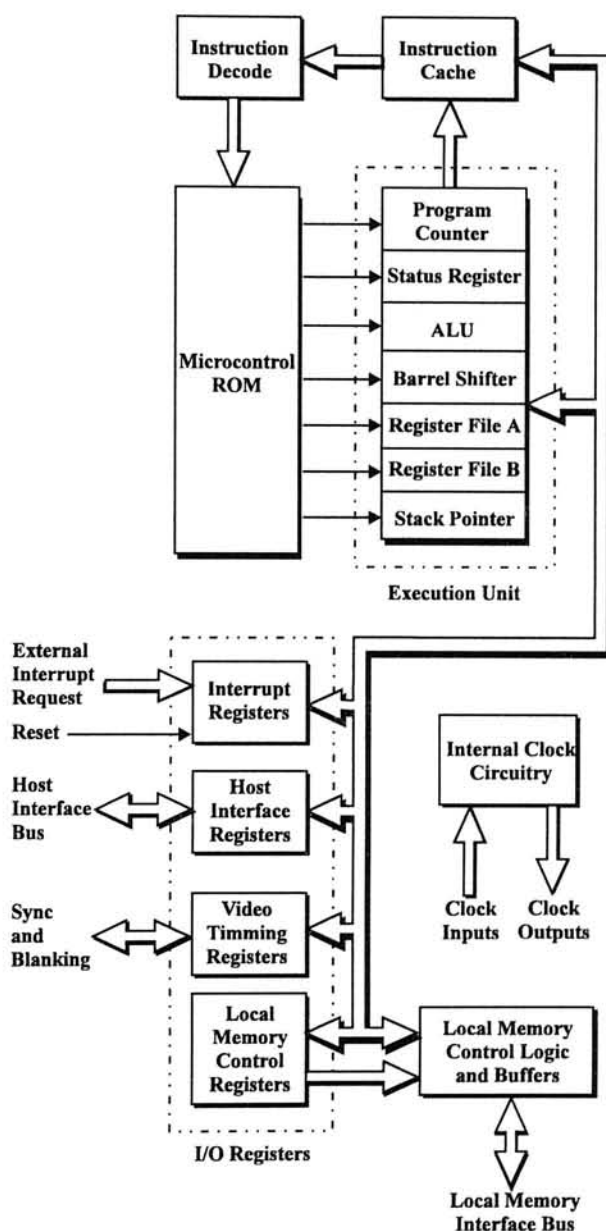
O processador local utilizado foi o TMS34010, da *Texas Instruments*, que foi um dos primeiros processadores gráficos, se não o primeiro a ser comercializado. Designado por GSP - *Graphics System Processor* -, consiste essencialmente num processador de uso geral de 16/32 bits, dotado de um conjunto alargado de instruções, que o torna particularmente apropriado para a execução de primitivas gráficas.

5.2.1 Processador TMS34010

A Figura 5-2 ilustra o diagrama de blocos da arquitetura interna do processador TMS34010.

Figura 5-2

Diagrama de blocos arquitetura interna do processador gráfico TMS34010 [TEX 88]. A existência de uma host interface, facilita a interligação com o computador. Outra particularidade interessante deste sistema é a geração de sinais vídeo de sincronismo que permite o futuro funcionamento isolado deste sistema como um sistema de aquisição e visualização.



Da arquitectura interna do TMS34010 salientam-se os registos de Entrada/Saída (I/O), o controlador de memória, a unidade de execução, a *cache* de instruções, a unidade de descodificação de instruções, a ROM de microcontrolo e a unidade de relógio.

Além do processador propriamente dito, este circuito integrado desempenha ainda funções de *host interface*, de controlador de memória dinâmica - DRAM e VRAM e de gerador dos sinais de sincronização e de extinção do feixe electrónico do tubo de imagem [TEX 88].

Este processador dispõe de um completo número de facilidades e de instruções, o qual não só lhe permite desempenhar todas as funções de um sofisticado processador de uso geral, como o torna particularmente apropriado para a execução de primitivas gráficas.

Como se pode constatar da arquitectura interna do processador [TEX 88], o barramento local de dezasseis bits é triplamente “multiplexado”, possuindo interfaces fisicamente separadas para a comunicação com o processador principal e para ligação directa às VRAM.

Este processador inclui um conjunto de vinte e oito registos de Entrada/Saída (I/O) de dezasseis bits, repartidos por quatro funções: controlo da memória local, refrescamento de imagem e geração de sinais de controlo do dispositivo de visualização, comunicação com o processador principal e solicitação de interrupções.

O controlador de memória deste processador é responsável pela gestão do barramento local, gerando os ciclos de acesso à memória por parte de ambos os processadores, os ciclos de refrescamento da memória dinâmica e os ciclos de transferência específicos das VRAM, entre as matrizes de células de memória e os respectivos registos de deslocamento.

A capacidade máxima de endereçamento é de 128 Mbytes, o que é mais que suficiente para a maioria das aplicações gráficas e em particular para o sistema em causa.

A taxa máxima de acesso à informação armazenada é de 5 ou 6,250 Mbytes/seg, assumindo que a frequência de relógio do sistema é de 40 ou 50 MHz, respectivamente, e a não ocorrência de *wait states* [TEX 88].

A unidade de execução deste processador inclui um contador de programa, um registo de estado, uma unidade lógica e aritmética - ALU -, um barramento de deslocamentos, e um conjunto de trinta e um registos de uso geral, repartido por dois subconjuntos, A e B,

- Um circuito gerador de relógio de 40 MHz, obtido a partir de um oscilador de quartzo que regula o funcionamento do processador. Esta frequência é internamente dividida por oito, proporcionando ciclos de funcionamento de 200 ns.
- Dois *transceivers* controlados pelos sinais de *data enable* e *direction data out* isolam o barramento de endereços do barramento de dados e garantem um estado de alta impedância sempre que os dados não estejam habilitados no barramento local. Um decodificador de endereços, implementado com o recurso a circuitos integrados de lógica programável - PAL -, permite a selecção da memória de sistema.
- Dois *latches*, controlados por sinais do processador capturam os endereços de linha e de coluna necessários ao endereçamento das memórias sempre que é feito um acesso.

Quando o sinal de *Reset* é activado localmente ou através do barramento, o processador inibe os ciclos de refrescamento das VRAM e inicia os registos A, B, apontador de pilha e contador de programa.

Como este não é um sistema de multiprocessamento foram inibidas no processador as entradas de *Hold Request*, *Local Ready* e *Test*.

Além dos circuitos referidos existem ainda os circuitos de ligação ao barramento do computador pessoal. Estes circuitos serão analisados num próximo capítulo dedicado à interligação do sistema com o processador principal.

5.3 Memória local

A memória local tem a capacidade de 512 Kbytes e é inteiramente dedicada a memória de sistema. Na implementação desta memória foram usadas vídeo RAM TM4151EV4 da *Texas Instruments*, devido à facilidade de interligação com o processador gráfico escolhido. Por outro lado esta opção torna o sistema de mais fácil adaptação de modo a torná-lo futuramente também num sistema de visualização.

Uma vídeo RAM (VRAM) consiste essencialmente numa RAM dinâmica convencional, à qual foi acrescentada um registo de deslocamento de dimensão igual à de uma linha da matriz de células de memória e que possibilita dois tipos de acesso: aleatório e sequencial.

Este tipo de memória está organizada internamente numa matriz de 256 linhas e 256 colunas de células de memória. O acesso aleatório à memória é semelhante ao das RAM dinâmicas convencionais: uma vez fornecidos os endereços de linha e colunas aos respectivos circuitos selectores, a transferência de informação concretiza-se através de uma entrada D ou de uma saída Q, consoante se trate, respectivamente, de um ciclo aleatório de escrita ou de leitura.

Independentemente deste tipo de acesso, a VRAM possibilita ainda o acesso sequencial à informação armazenada na matriz de células de memória. Este último processa-se através de um registo de deslocamento e pode, também, efectuar-se em ambos os sentidos.

Durante a operação sequencial de escrita, a informação é passada ao registo de deslocamento via uma entrada série segundo uma cadência imposta por um sinal de relógio SCLK. A operação termina com a execução de um ciclo de transferência da informação para uma linha previamente seleccionada da matriz de células de memórias.

Durante uma operação sequencial de leitura, procede-se em primeiro lugar à execução de um ciclo de transferência da informação armazenada numa linha da matriz para o registo de deslocamento, seguida da leitura da mesma, via série, à cadência imposta pelo sinal de relógio que está ligado ao registo de deslocamento.

Ambos os acessos, tanto o aleatório como o sequencial podem ocorrer simultaneamente, uma vez que os circuitos que os implementam são totalmente independentes. É excepção a esta regra, a execução de um ciclo de transferência de informação entre a matriz e o registo de deslocamento.

A memória de sistema é fisicamente constituída por 16 SIM, sendo cada SIM constituída por sua vez por 4 VRAM (16 SIM = 64 VRAM). Como cada VRAM está estruturada numa matriz de 256 linhas por 256 colunas e 4 planos de profundidade, são por isso necessárias 4 VRAM para guardar uma palavra (16 bits).

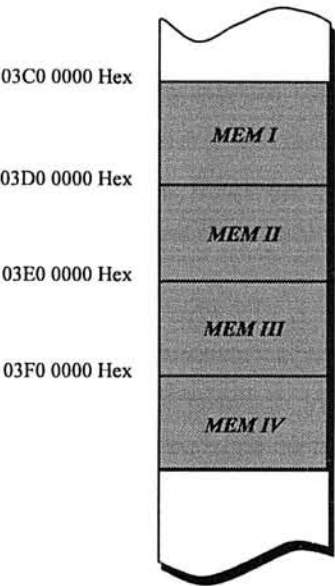
Para a descodificação de memória, foram necessárias 8 linhas de endereço para descodificar as linhas e outras 8 para descodificar as colunas (Colunas = LA4-LA11 e Linhas = LA12-LA19). Para o endereçamento dos blocos diversos blocos de memória foram usadas as linhas LA20-LA25, sendo as linhas de LA0-LA3 usadas apenas para fazer o endereçamento ao *bit* caso seja pretendido.

Figura 5-3

Mapa de endereços da memória local. Devido a não terem sido utilizadas as linhas LA26 e LA27 na codificação da memória, existem “ecos” no mapa de memória.

Mapa de endereços da memória local

Linhas de endereço	27	26	25	24	23	22	21	20
MEM I (128 Kb)	X	X	1	1	1	1	0	0
MEM II (128 Kb)	X	X	1	1	1	1	0	1
MEM III (128 Kb)	X	X	1	1	1	1	1	0
MEM IV (128 Kb)	X	X	1	1	1	1	1	1



A lógica necessária à descodificação de memória, foi implementada com lógica programável - PAL -, utilizando as linhas LA20-LA25. Também os sinais de controlo para acessos de escrita e leitura, e o sinal indicativo de ciclos de refrescamento da memória foram usados nos sinais de endereçamento de modo a garantir o acesso correcto nas situações correspondentes.

5.4 Bloco de recepção da transmissão série

A necessidade de enviar dados resultantes das conversões feitas durante a aquisição da unidade remota para a unidade local, levou a implementação da transmissão série entre as unidades.

Como já foi referido no Subcapítulo 4.3.2, esta transmissão série consta do envio de palavras de 10 bits a taxa de 1 Mbit/s. O facto deste tipo de transmissão série ser pouco comum, aliado ao facto da inexistência de sinal de relógio que permita o sincronismo entre as unidades, levou a necessidade de encontrar uma solução capaz de implementar uma transmissão com tais características. A solução passou pelo desenvolvimento de um bloco cuja funcionalidade é semelhante à recepção do tipo série de uma UART.

O bloco desenvolvido é constituído por dois registos de deslocamento de oito bits funcionado em série, de duas memórias FIFO de cinco bits funcionado em paralelo e um monoestável *retriggerable*. Isto tudo sobre o controlo de uma máquina de estados constituída por sua vez por duas EPROM de 8Kx8, dois *flip-flops D* e um contador de oito bits.

Nesta transmissão do tipo assíncrona, a recepção consiste na monitorização da linha série de forma a distinguir os momentos em que a linha está em repouso dos momentos em que esta está realmente a transmitir informação, e na acumulação dessa mesma informação em memórias FIFO.

A detecção da informação é feita com ajuda de um monoestável *retriggerable* (LS122) que permite detectar a passagem da linha série do estado de repouso para o estado de transmissão. Note-se que a transmissão dos 10 bits de cada canal demora cerca de 12 μ s, enquanto o tempo que decorre entre o início da transmissão entre canais consecutivos é de 36 μ s. Isto faz com que exista aquilo que se pode chamar um “estado de repouso prolongado” (tempo em que a linha está em repouso entre amostragens consecutivas = 1,59 ms) e um “estado de repouso curto” (tempo em que a linha está em repouso entre conversões de canais consecutivos da mesma amostragem = $36 - 12 = 24$ μ s). O monoestável está, desta forma, regulado para disparar ao detectar a transição ascendente e apenas engatilhar quando passarem mais de 36 μ s sem transições ascendentes.

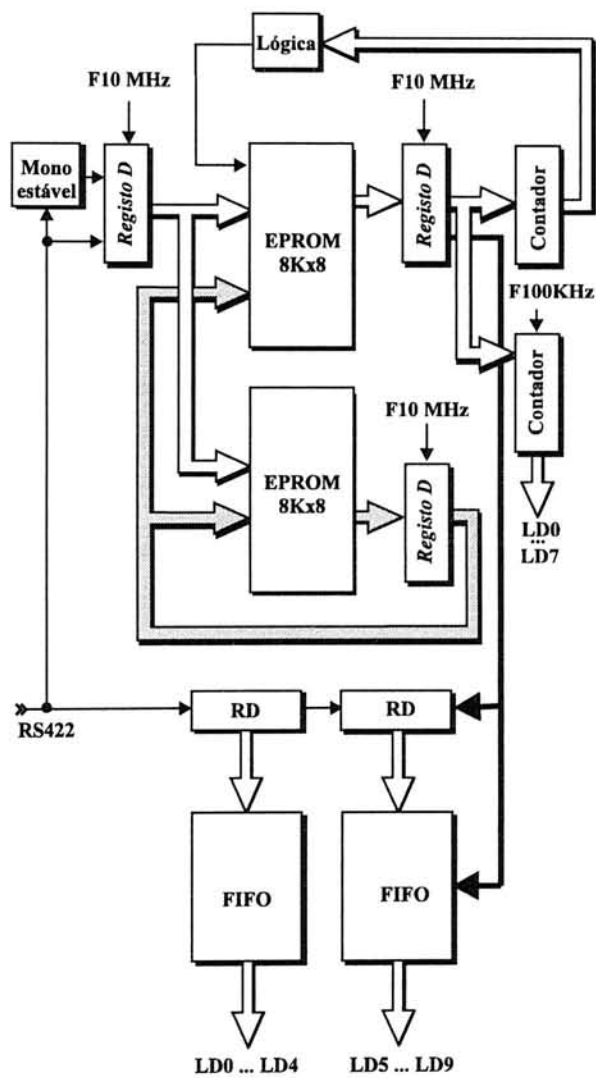
Após a detecção do início de transmissão, a linha série é monitorizada, sendo cada *bit* acumulado nos registos de deslocamento até serem recebidos os 10 bits respeitantes a conversão de um canal. As saídas paralelas dos registos de deslocamento encontram-se

ligadas às entradas de duas memórias FIFO (S225) com a capacidade de 16 palavras de 5 bits cada uma. Quando a totalidade da informação é recebida esta é guardada temporariamente nessas memórias, libertando os registos de deslocamento para a recepção dos 10 bits do próximo canal.

A Figura 5-4 ilustra o diagrama de blocos da solução implementada.

Figura 5-4

Diagrama de blocos do bloco de recepção série. Os registos D garantem o sincronismo da máquina de estados. Um dos contadores permite contar o tempo a partir da chegada de cada amostra com uma resolução de 10 μ s.



A paralelização da informação permite ao processador no final da transmissão de todos os canais ler as FIFO, bastando para isso inspeccionar previamente se estas se encontram habilitadas para a leitura (*read output ready* = 0200 000 Hex, *enable output fifo* = 0220 0000 Hex). Desta forma o processador apenas necessita de fazer um conjunto de leituras sucessivas (*burst*) durante a mesma interrupção, aumentando assim a performance do sistema.

Em virtude da necessidade de controlar todo o processo descrito, foi projectada uma máquina de estados que gera todos os sinais de controlo necessários. Esta máquina de estados controla também a monitorização da linha série.

Relativamente à concepção da máquina de estados, foram tidos em conta os vários factores que condicionaram o seu projecto. Estes factores foram: o número de sinais de controlo a gerar, o número de estados necessários para controlar todo o processo de recepção de informação e o número necessário de entradas e saídas para a máquina de estados.

Entre os sinais de controlo gerados pela máquina de estados destacam-se os seguintes:

- O sinal de controlo dos registos de deslocamento. Este sinal é activado sempre que, nos registos de deslocamento se pretenda receber mais um *bit*. O registo de deslocamento é activado consecutivamente até ser efectuada a recepção dos 10 bits, sendo feita no final desta sequência uma leitura para as FIFO.
- O sinal de leitura do registo de deslocamento. Este sinal é activado sempre que é feita a passagem da informação dos registos de deslocamento para as FIFO.
- Os sinais que controlam a contagem dos 12 canais. Estes sinais permitem controlar a recepção dos vários canais, detectando os “estados de repouso”. Desta forma é perfeitamente possível saber a que canal corresponde a informação que está a ser recebida em determinado momento pela sua posição na sequência. Saliente-se ainda que isto faz com que não seja necessário enviar a identificação de um canal antes da sua transmissão.
- O sinal de interrupção para o processador. Este sinal indica ao processador que as FIFO se encontram prontas a ser lidas. Neste caso, logo que o processador seja interrompido, este efectua uma sequência de 12 leituras às FIFO que correspondem as 12 conversões feitas (12 canais) durante a mesma amostragem.

- Os sinais indicadores de erro. Estes sinais permitem codificar e sinalizar deficiências na transmissão tais como falta ou excesso de canais transmitidos, implementando desta forma o controlo de qualidade dessa transmissão.

O número de estados necessários para controlar todo o processo de recepção de informação e o número necessário de entradas e saídas para a máquina de estados condicionaram a dimensão das memórias EPROM a utilizar.

Outro factor que condicionou a escolha das EPROM foi o facto de ser comum uma UART fazer 16 ou mais amostragens durante a duração de um *bit* de informação. Tendo em conta que neste caso a duração de um *bit* é de 1 μ s, seria conveniente que a amostragem feita pela máquina de estados à linha série fosse efectuada em intervalos de $T = 1/16 \mu$ s. No entanto, isto não é possível já que a velocidade de funcionamento da máquina de estados está limitada pelo tempo de acesso às EPROM utilizadas. Foram por isso escolhidas EPROM rápidas com tempos de acesso de $T_{acc} = 100$ ns, o que dá uma frequência máxima de funcionamento de 10 MHz. Esta solução permite apenas 10 amostragens durante a duração de um *bit*, contudo, este número mostrou ser perfeitamente satisfatório.

O número necessário de entradas para a máquina de estados foi calculado atendendo à duração prevista para cada estado (100 ns) e tendo em conta a solução para o controlo do processo (ver Apêndice E). Esta solução passa pela utilização de 4 sinais para o controlo do processo e de mais 8 linhas para o controlo de fluxo ($2^8=256$), já que são necessários cerca de 200 estados no diagrama da máquina. Isto tudo leva a necessidade da existência de pelo menos 12 entradas, e por isso à utilização de EPROM de 8Kx8.

A quantidade de saídas necessárias impõem, por sua vez, o número de EPROM a utilizar. Sendo preciso gerar 7 sinais para controlar a totalidade dos circuitos deste bloco e 8 linhas para o controlo de fluxo, são necessárias 15 saídas, o que implica a utilização de duas EPROM de 8 saídas em paralelo.

5.5 Interface XT/AT

Como já foi referido anteriormente uma das condições impostas no desenvolvimento deste sistema, é de permitir a interligação com qualquer vulgar computador pessoal IBM PC XT/AT ou compatível. Isto deve-se essencialmente ao facto deste poder ser

considerado como um subsistema do NMESYS, fazendo por isso parte de um sistema que foi projectado para funcionar num barramento do tipo XT/AT.

Igualmente importantes foram alguns aspectos técnicos que de certa forma também condicionaram o desenvolvimento deste sistema para a plataforma PC XT/AT. Todas as ferramentas necessárias ao desenvolvimento de software para o processador utilizado - compilador de C, *macro assembler*, *linker*, *archiver*, bibliotecas de apoio, simulador *debbuger*, etc. - foram concebidas para este tipo de computador.

Contudo podem ainda evidenciar-se outras vantagens inerentes a esta opção, das quais se destacam o facto deste barramento ser um *standard* muito difundido e a possibilidade de deste tipo de interligação permitir a sua utilização por um grande número de interessados.

5.5.1 Host interface do TMS34010

A integração de um processador local num determinado sistema de modo a comunicar com o processador principal, é uma tarefa que regra geral aumenta consideravelmente a dificuldade do projecto do sistema. No entanto, neste caso, a tarefa foi facilitada já que o processador utilizado inclui na sua arquitectura um mecanismo razoavelmente elaborado de comunicação com o processador principal - *host interface*.

Pode-se considerar que a interligação ao processador principal é composta por dois elementos. Um exterior e outro interior ao circuito integrado que inclui o processador TMS34010.

O elemento externo de ligação, que será objecto de discussão no subcapítulo seguinte, é constituído por um conjunto de circuitos que concretiza a interligação com o processador principal.

Quanto ao elemento interno desta interligação pode dizer-se que é responsável pelo acesso do processador principal à memória local. Permite também a troca de algumas mensagens, sem o recurso a aquela memória, bem como a solicitação de interrupções de ambos processadores.

O acesso à memória local por parte do processador principal, faz-se com o recurso de quatro registos internos de dezasseis bits.

Dois destes registos - *host address registers* - são carregados pelo processador principal com o endereço da posição de memória que pretende aceder. O terceiro registo - *host data register* - serve de suporte à transferência de informação. O quarto e último registo - *host control register* - permite seleccionar o tipo de transferência pretendido - sem auto-incremento, com auto-incremento, após a execução de uma operação de leitura e/ou escrita, etc.

A troca de mensagens e solicitação de interrupções fazem-se, também, com recurso a àquele registo de controlo.

5.5.2 Interface com o barramento IBM PC XT/AT

O elemento exterior ao circuito integrado que inclui o processador gráfico é responsável pela interligação do TMS34010 com o processador principal onde este sistema poderá estar instalado.

A interligação permite dois tipos de funcionamento. Este sistema poderá funcionar com uma interface para o barramento XT, permitindo acessos de escrita e leitura a oito bits por parte do processador principal. Ou permite acessos de escrita e leitura a dezasseis bits funcionando com uma interface AT.

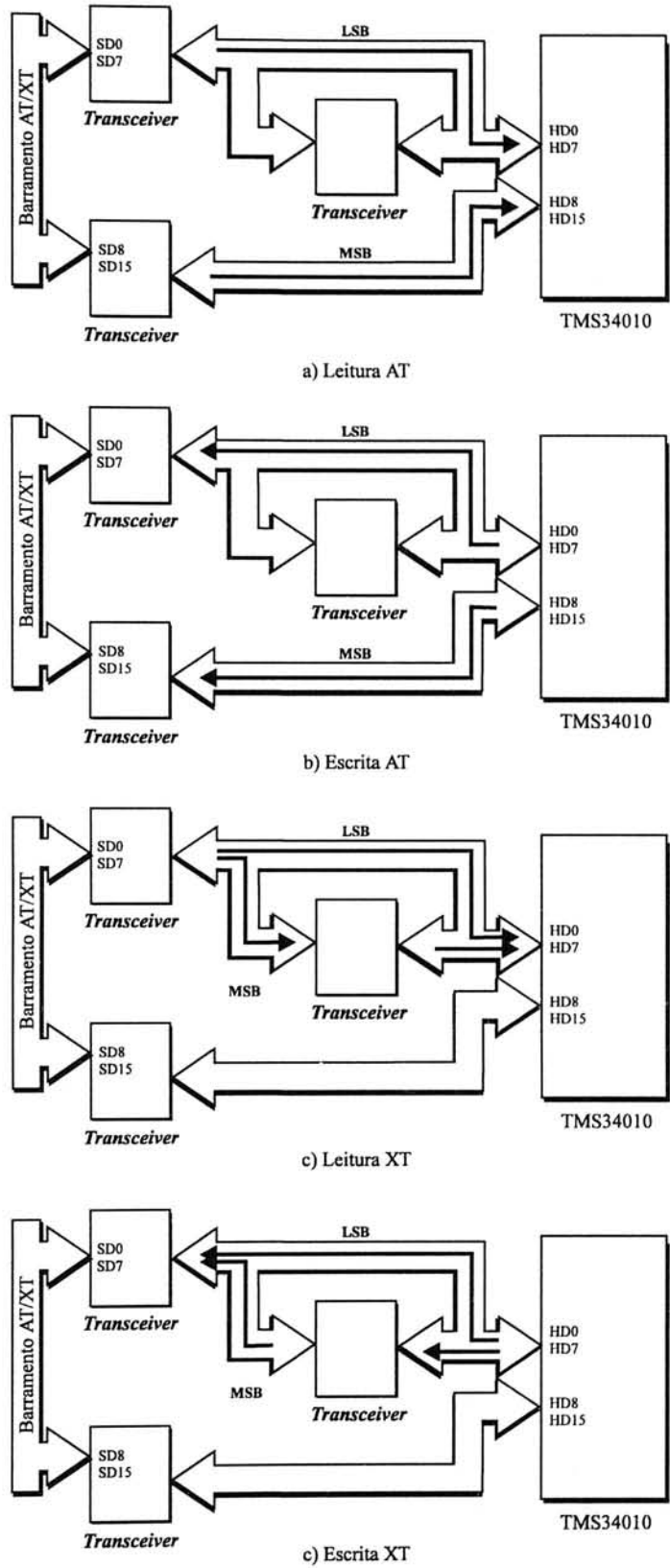
Caso o sistema se encontre instalado num barramento XT, a comunicação entre o sistema e o processador principal só se poderá efectuar a oito bits. O sistema implementado tem a capacidade, através da leitura do pino D18 do barramento de Entrada/Saída do computador, de detectar existência de um barramento do tipo XT ou AT, e configurar a interface para o funcionamento a 8 ou a 16 bits respectivamente.

Como se pode ver na Figura 5-5 onde está representado esquematicamente o funcionamento do *host interface*, a interligação com o barramento XT/AT é feita por intermédio de três *transceivers*.

Um micro-interruptor permite seleccionar a largura - oito ou dezasseis bits - do barramento de dados do processador principal, de modo a obrigar o funcionamento do sistema a oito ou dezasseis bits respectivamente. Isto permite poder impor ao sistema um funcionamento à oito bits mesmo que este esteja instalado num barramento AT, ignorando deste modo a possibilidade de configuração a dezasseis bits.

Figura 5-5

Diagrama de blocos descritivo do funcionamento da interface do Sistema de Aquisição, com o barramento de Entrada/Saída (I/O bus) do IBM AT/XT. A figura a) refere-se ao fluxo de dados quando é feita uma leitura num barramento do tipo AT. A fig. b) refere-se ao fluxo de dados quando é feita uma escrita num barramento do tipo AT. A fig. c) refere-se ao fluxo de dados quando é feita uma leitura num barramento do tipo XT. A fig. d) refere-se ao fluxo de dados quando é feita uma escrita num barramento do tipo XT.



Um comparador e um decodificador de endereços, implementados com o recurso a um circuito integrado de lógica programável - PAL-, permitem seleccionar, por meio de sete micro-interruptores, a localização deste sistema no mapa de Entrada/Saída (I/O) do referido processador. As sete linhas de endereços usadas na decodificação foram HA3, HA4, HA5, HA12, HA13, HA14 e HA15 do barramento de Entrada/Saída.

Figura 5-6

Endereçamento do sistema no barramento E/S do IBM XT/AT. Esquema do mapa de endereços de Entrada/Saída (I/O Address) livres, no IBM AT/XT. Apresenta-se o esquema de decodificação escolhido para a zona livre entre os endereços x100 e x13F hex. Note-se que a lógica programável utiliza as linhas de endereço de 6 até 11 enquanto nos micro-interruptores são utilizadas as restantes linhas a excepção das quatro primeiras. As linhas 0, 1, 2 e 3 servem para decodificar os vários registos da "host interface".

Mapa dos endereços livres no barramento E/S do IBM XT/AT

De:	Até
0100 hex	013F hex
0178 hex	01BF hex
01D0 hex	01E7 hex
0208 hex	02CF hex
02E0 hex	02EF hex
0300 hex	031F hex
0320 hex	035F hex
0390 hex	039F hex
03E0 hex	03EF hex

Esquema dos possíveis endereços do sistema de aquisição ECG/VCG no barramento E/S do IBM XT/AT

Linhas	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0
Endereços	x	x	x	x	0	0	0	1	0	0	x	x	x	x	x	x
	0 ... F hex				1 hex			0, 1, 2, 3 hex				0 ... F hex				

O esquema de decodificação de memória foi implementado tendo em conta o mapa de endereços de Entrada/Saída livres no IBM AT/XT. Na Figura 5-6 é ilustrado o esquema das linhas de endereço de Entrada/Saída utilizadas no IBM AT e o esquema de decodificação de memória implementado com base no mapa de endereços livres. Saliente-se ainda que o esquema de decodificação implementado foi, de todos os

possíveis, aquele que apresenta maior flexibilidade já que apenas tem seis linhas de endereços fixos (HA6-HA11).

Um conjunto de onze micro-interruptores permite seleccionar uma de entre onze linhas de interrupção daquele processador.

5.6 Bloco de geração de trigger

A geração de um sinal de sincronismo a partir do ECG, necessário à realização de alguns exames de Cardiologia Nuclear, é normalmente feita de uma forma analógica, sem grandes preocupações de precisão e o sinal é, em geral, registado em papel e somente durante o processo inicial.

A necessidade de gerar um sinal de sincronismo de alta qualidade associada à necessidade de registar integralmente o sinal electrocardiográfico (ECG) com qualidade suficiente para permitir a interpretação clínica, levou a projectar um sistema de aquisição de ECG com todas estas características.

Neste sistema é feita a aquisição do ECG/VCG e a monitorização contínua dos sinais adquiridos com vista a detectar o “ponto fiducial”, à medida que é feito o registo em memória local.

No entanto é na geração do *trigger* que este sistema se diferencia dos sistemas convencionais. A geração do sinal de sincronismo assenta num processo digital, sendo a detecção do ponto fiducial (amplitude máxima do “vector actividade eléctrica” do coração) feita com base em cálculos a três dimensões (*i.e.* com base em sinais vectocardiográficos).

Este facto está relacionado com outro aspecto importante que é o controlo do momento exacto da geração do impulso de *trigger*. De facto, o instante desta ocorrência revela-se essencial durante o processo de aquisição das imagens do coração. Contudo, dependendo do tempo gasto na sua detecção, este instante pode ser distinto de ciclo para ciclo, impossibilitando a geração do impulso em tempo real ou com um atraso constante.

Como já foi descrito, no capítulo inicial, a informação enviada pela Gama-camara é formatada em diversos quadros que compõem a imagem final. Todavia, a

impossibilidade de gerar o *trigger* em tempo real obriga a fazer duas operações distintas. Por um lado, guardar a informação enviada pela Gama-camara antes de a formatar, rotulando-a à medida que vai chegando, de modo a saber em que instante ocorreu a chegada de determinado “ponto”. Por outro lado, gerar o *trigger* de tal modo que a diferença temporal entre o aparecimento do ponto fiducial e a geração deste seja constante de ciclo para ciclo.

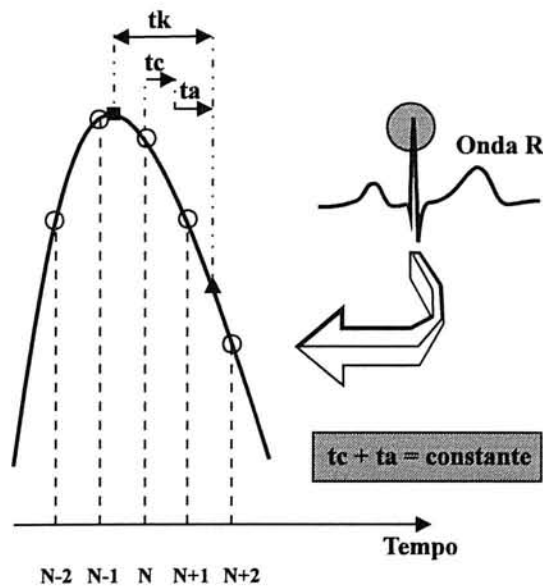
Tendo em conta o referido, foi implementado um sistema que por intermédio do processador local e à chegada de cada conjunto de amostras avalia, com base em informação espacial do ECG, a existência de condições de *trigger*. No caso delas se verificarem, o momento em que o *trigger* deve ser gerado é calculado. Como este processo demora um tempo variável, um contador sincronizado com a chegada das amostras contabiliza o tempo de cálculo, para uma vez calculado o momento do *trigger* e sabido o tempo decorrido desde a chegada da última amostra, carregar outro contador com o tempo que falta para a sua efectiva geração.

Figura 5-7

Esquema de geração do *trigger* de alta precisão. O tempo de atraso t_a , é o tempo de atraso necessário para que o intervalo de tempo que vai desde o acontecimento do *trigger* até à sua geração seja constante.

Legenda:

- amostra
- *trigger* calculado
- ▲ impulso de *trigger*
- t_k atraso constante
- t_c cálculo de *trigger*
- t_a atraso



Como a frequência de relógio utilizada nos contadores é de 100 KHz obtém-se uma resolução de 10 μ s (1/100 KHz). É de salientar ainda que esta resolução é muito boa se se tiver em atenção as características de um exame de Medicina Nuclear

Atendendo a que o intervalo entre duas amostras consecutivas é de 2 ms, o contador terá que ter a capacidade de contar até 200 (2 ms/10 μ s).

Por isso, na implementação deste método foram utilizados dois contadores síncronos de oito bits (AS869). Um dos contadores tem como função contabilizar o tempo que decorre entre a chegada da última amostra até estarem concluídos os cálculos da detecção do *trigger*. O outro é utilizado para a contagem do tempo de atraso necessário para a sua geração.

O contador responsável pela contagem do tempo de cálculo faz uma contagem do tipo crescente, sendo iniciado pela máquina de estados cada vez que chega à unidade remota uma nova amostragem, isto é, no fim da sequência de aquisição dos doze canais. A leitura da contagem pode ser feita em qualquer instante (endereço local: 0240 0000 Hex) através de *drivers* que garantem uma situação de alta impedância à saída do contador.

O contador, que tem como função contabilizar o tempo de atraso, funciona em modo de contagem decrescente. Este contador é carregado com o valor *ta* logo que é calculado o momento em que o *trigger* tem de ser gerado (endereço local: 0260 0000 Hex). Após carregado, o contador entra em contagem decrescente até atingir o valor zero. Logo que o valor zero é alcançado é gerado automaticamente o sinal de *trigger* e inibido o processo de contagem, até este ser novamente carregado.

Na geração dos sinais de controlo destes contadores foi utilizada lógica programável - PAL - e alguns sinais fornecidos pela máquina de estado.

5.7 Software implementado

Até ao momento apenas foi desenvolvido software que garante o funcionamento mínimo do sistema, isto é, aquele que garante a recepção e visualização dos sinais e a determinação do *trigger*.

Para o TMS34010, foram implementados em *assembly* vários módulos de software:

- O módulo de recepção série e arquivo de sinais que permite gerir a recepção dos sinais, guardando-os temporariamente num *buffer* circular, com ajuda da interrupção



que sinaliza a chegada à unidade local das doze conversões respeitantes a uma determinada amostra.

- O módulo de comunicação com o processador principal que implementa todo o protocolo necessário para a troca de informação entre os sistemas como, por exemplo, durante o processo de visualização.
- O módulo de detecção de *trigger* que permite encontrar o ponto fiducial e fazer a determinação do intervalo RRatravés da análise dos sinais que compõem o exame.
- O módulo de ajuda à visualização que formata a informação guardada no *buffer* circular, guardando-a em memória local pronta a ser visualizada.

A implementação deste software veio a revelar algumas insuficiências no que respeita à capacidade de processamento de sinal do sistema. De facto a capacidade do TMS34010 fica praticamente consumida ao desempenhar as tarefas que foram descritas anteriormente, pois o processador apenas tem 2 ms de processamento entre chegadas de amostras consecutivas.

Isto veio impossibilitar a implementação dos filtros digitais de sinal e dos algoritmos de correcção que usualmente fazem parte deste tipo de sistemas. Entre estes destacam-se as filtragens de altas e baixas frequências e os algoritmos de correcção da linha de base e de artefactos musculares.

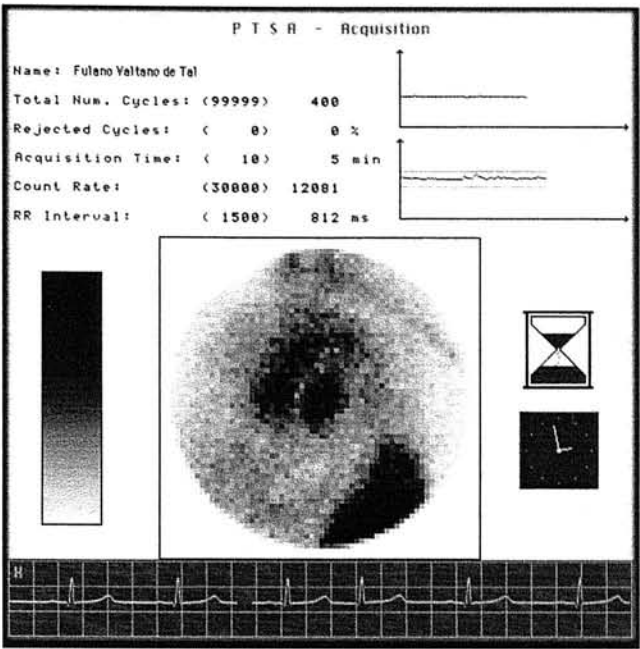
Para o processador local foi desenvolvido o software que permite a comunicação entre este processador e o resto do sistema NMESYS de que o sistema de aquisição de ECG/VCG faz parte.

Integrado no NMESYS existe também algum software que permite a visualização do ECG em paralelo com a visualização do “filme do coração”.

Como se pode ver na Figura 5-8, durante a aquisição é possível visualizar vários dados relativos ao exame do paciente como, por exemplo, o seu nome completo, o número total de ciclos cardíacos adquiridos até ao momento, o número de ciclos rejeitados, o tempo de aquisição, o *count rate* (número de pontos adquiridos pela Gama-camara) e a duração média do intervalo RR.

Figura 5-8

Ecrã de monitorização do sistema NMESYS durante a aquisição. Nesta figura é ilustrado o modo de monitorização em que é visualizado apenas um canal em simultâneo.

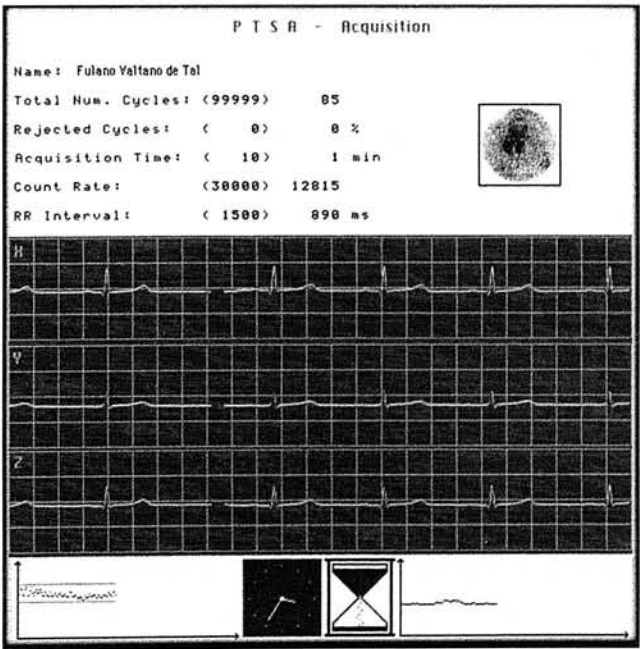


Existe também um relógio com a hora exacta e uma ampulheta que dá uma noção relativa do tempo de exame decorrido.

Como se pode ver na Figura 5-9, no ecrã de monitorização existe ainda a hipótese de visualizar os três sinais do vectocardiograma (X, Y, Z) em simultâneo, assim como a variação do intervalo RR e do *count rate* ao longo do tempo.

Figura 5-9

Ecrã de monitorização do sistema NMESYS durante a aquisição. Nesta figura é ilustrado o modo de monitorização em que são visualizados os três canais em simultâneo.



Finalmente, note-se, que o facto de se pretender efectuar outro tipo de exame que não o vectocardiograma segundo Frank, para além de implicar a utilização de outro módulo analógico, implica também a existência de software apropriado.

5.7.1 Detecção do intervalo RR e classificação do ciclo cardíaco

Como já foi anteriormente referido, neste sistema o processador local tem como tarefa principal, além de detectar a existência de condição de *trigger*, calcular o “ciclo médio” e actualizar as informações sobre o ECG como, por exemplo, calcular o intervalo RR.

Este cálculo é efectuado em todos os sistemas de aquisição e análise de ECG existentes, devido à sua grande importância. Todavia, este revela um interesse particular para o presente sistema. De facto, enquanto a determinação deste intervalo tem interesse para a maioria dos sistemas na medida em que fornece informação para a ajuda ao diagnóstico, neste sistema o interesse é maior na medida em que o cálculo do intervalo RR permite, ao sistema NMESYS, a determinação do “ciclo médio” a partir do qual vai fazer a aquisição das imagens do coração.

Na realidade, no sistema NMESYS, a determinação do “ciclo médio”, assim como dos vários quadros que o constituem está dependente do cálculo da média dos intervalos RR. Esta dependência deve-se ao facto do sistema NMESYS formatar a informação adquirida pela Gama-câmara em modo retrógrado, isto é, a informação é guardada temporariamente e etiquetada à espera de ser correctamente referenciada ao “ciclo médio”.

No entanto não é esta a única razão porque os intervalos RR são essenciais para o sistema NMESYS. A determinação dos intervalos RR permitem, também, a determinação do começo da aquisição e a determinação dos ciclos rejeitados durante o processo de aquisição.

A regularidade do ritmo cardíaco é determinante para a escolha do momento em que o sistema de aquisição de Medicina Nuclear deve iniciar a aquisição das imagens do coração. Esta aquisição só deve ter início quando o paciente se encontra totalmente descontraindo, sob pena desta não corresponder ao seu “estado normal”. Por isso, o

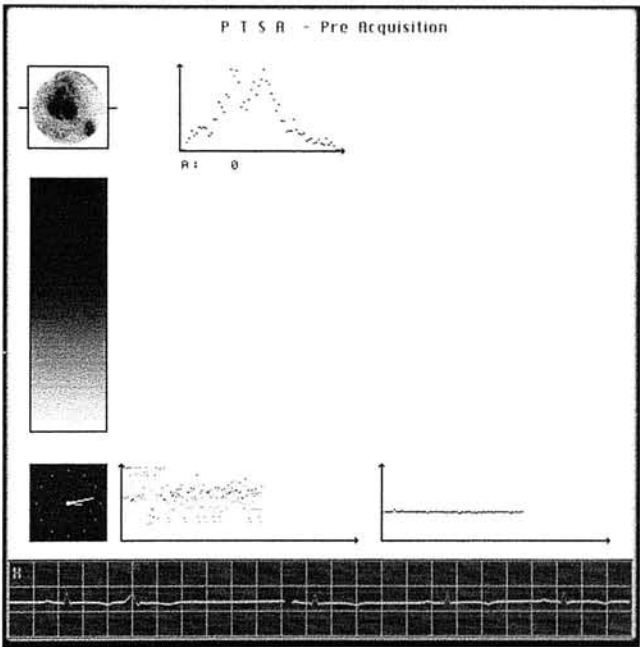
NMESYS começa o processo de aquisição só quando a variação do intervalo RR se encontra dentro de valores predeterminados.

A Figura 5-10 ilustra a informação visualizada no ecrã de monitorização do sistema NMESYS quando este se encontra a fazer pré-aquisição do exame. Este exemplo corresponde a um momento de grande variação do intervalo RR, sendo por conseguinte necessário esperar que a variação diminua para se dar início à aquisição propriamente dita.

Fazem também parte deste ecrã de monitorização a paleta de cores utilizada no momento, um quadro que permite escolher a melhor posição para a Gama-camara, um gráfico com a indicação do *count rate* e um dos três sinais vectocardiográficos à escolha.

Figura 5-10

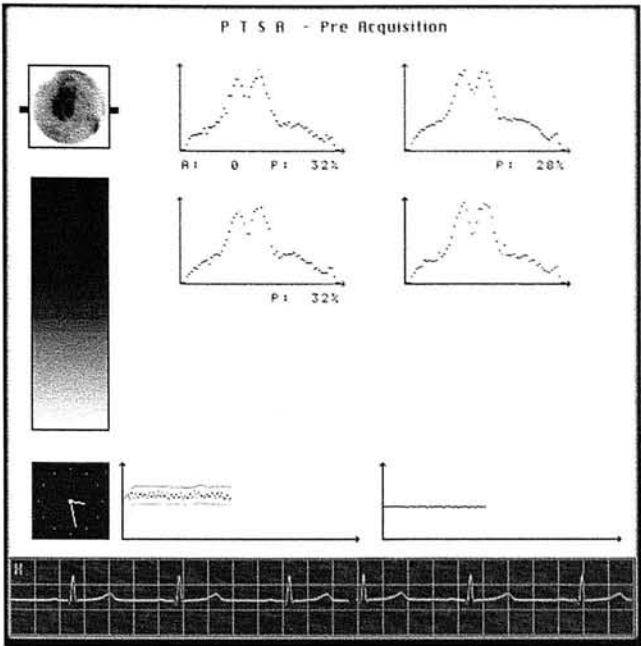
Ecrã de monitorização do sistema NMESYS durante uma pré-aquisição. Este ecrã corresponde a um momento em que existe uma grande variação do intervalo RR.



A Figura 5-11 ilustra a informação visualizada no ecrã de monitorização durante a pré-aquisição. Neste caso não se regista variação significativa do intervalo RR, estando por conseguinte o sistema pronto para a dar início ao exame.

Figura 5-11

Ecrã de monitorização do sistema NMESYS durante uma pré-aquisição. Neste exemplo mostra-se um momento em que praticamente não há variação do intervalo RR.



A classificação sumária dos ciclos cardíacos é feita também com base na duração do intervalo RR. Comparando a duração de determinado ciclo com valores predeterminados, o ciclo poderá ser classificado como sendo um ciclo bom, curto ou longo. Esta classificação codificada em dois bits permite ao sistema de aquisição e visualização NMESYS aceitar ou rejeitar determinado ciclo em função da sua classificação e do seu antecessor.

Síntese

Foi feita a descrição da unidade local que constitui o Sistema de Aquisição de ECG/VCG. Durante a descrição são evidenciados alguns dos blocos que constituem esta unidade com ênfase na unidade de processamento, na memória e na máquina de estados que controla a recepção série. É dada especial atenção à estratégia de geração do trigger de alta qualidade, assim como ao hardware necessário para a sua implementação.

6

Conclusões

6.1 Resultados do trabalho

No decurso desta dissertação procedeu-se à descrição do sistema de aquisição de ECG/VCG, desenvolvido com vista à geração de um *trigger* de alta qualidade. Este sistema foi desenvolvido, como já foi referido, na sequência do projecto NMESYS, num trabalho coordenado pelo Eng. Mário Seixas (FMUP - Faculdade de Medicina da Universidade do Porto) envolvendo o Grupo de Computação Gráfica e CAD do INESC Norte e o Laboratório de Radioisótopos da FMUP.

Neste sistema de aquisição procurou proceder-se à digitalização dos sinais tão perto dos eléctrodos quanto possível, quer do ponto de vista físico (minimização do comprimento dos cabos dos eléctrodos) quer do ponto de vista electrónico (minimização do número de andares analógicos e isolamento óptico integral da unidade). Assim, o resultado deste trabalho foi um protótipo compacto que, para além de satisfazer o objectivo específico de gerar um sinal de *trigger* de alta qualidade para sincronizar o NMESYS, consegue a aquisição do ECG com excelente qualidade, mesmo em condições mais difíceis, nomeadamente durante a realização de provas de esforço e com capacidade de processamento suficiente para a implementação de algoritmos eficientes para a detecção do complexo QRS e classificação sumária dos ciclos cardíacos.

Contudo, como se tem a oportunidade de notar ao longo desta apresentação, a perspectiva que conduziu a implementação deste sistema esteve ligada às várias condicionantes de ordem técnica e de estratégia de projecto, impostas no princípio deste trabalho.

Estas condicionantes trouxeram algumas limitações ao trabalho desenvolvido, nomeadamente na capacidade de processamento local. De facto, verificou-se que mesmo utilizando um processador rápido como o TMS34010, não existe capacidade de processamento local capaz de sustentar algoritmos de processamento digital de sinal, que implementem filtragem digital, correlação entre sinais, etc. Na verdade, a capacidade de processamento do sistema revelou-se quase esgotada com a aquisição e o processo de visualização feito ao sinais.

Outras limitações foram detectadas durante o teste deste protótipo, nomeadamente na unidade remota. Esta unidade que é alimentada por baterias tencionava ser de baixo consumo, todavia, o facto do consumo ser de aproximadamente 700 mW faz com que esta unidade tenha um consumo superior ao que seria desejado para um sistema deste tipo.

Relativamente à implementação física do sistema, o protótipo foi implementado através de soluções diferentes para as duas unidades que o constituem.

Devido às características dos sinais adquiridos, às exigências em termos da relação sinal/ruído e às condicionantes de dimensão da unidade remota, esta foi implementada em duas placas de circuito impresso (uma para o módulo digital e outra para o módulo analógico), utilizando circuitos de tecnologia CMOS e *packages* do tipo *surface mounted*. Estas placas, conjuntamente com as baterias que as alimentam, encontram-se colocadas numa caixa leve (560 gr) e de reduzidas dimensões (10 x 13 x 4 cm) junto ao paciente.

Por outro lado, a unidade local foi implementada numa placa de *wire-wrapping* com conector para barramento XT/AT, utilizando circuitos de *packages* normais, já que neste caso não havia grandes condicionantes no que respeita ao tipo de sinais ou dimensões da placa. No entanto, o facto de ser utilizada uma frequência de 40 MHz como relógio de sistema, acarretou a necessidade de tomar algumas precauções, aquando da sua implementação.

Neste momento, o protótipo encontra-se a funcionar em fase experimental no Laboratório de Radioisótopos da Faculdade de Medicina do Porto, tendo até ao momento efectuado algumas dezenas de exames.

6.2 Sugestões para a continuação do trabalho

O facto dos resultados não terem sido totalmente satisfatórios deixa em aberto a hipótese de melhorar este sistema. Com base numa apreciação genérica, os futuros trabalhos podem ter dois tipos de abordagem. Se por um lado existe a possibilidade de melhorar o sistema no que diz respeito ao seu funcionamento e desempenho, sem efectuar grandes modificações estratégicas, por outro, põem-se a hipótese de efectuar alterações profundas ao sistema de modo a melhorar as suas características.

Em relação à primeira hipótese, apresentam-se duas sugestões de trabalho. Por um lado, a compactação do sistema, quer da unidade local quer da unidade remota, através da utilização de circuitos integrados de aplicação específica - ASIC - e de circuitos integrados miniatura - *small outline packages* -, o recurso exclusivo a placas de circuito impresso em detrimento das placas de *wire wrapping* e o uso de dispositivos como resistências e condensadores do tipo *surface mounted*. Por outro lado, a redução do consumo da unidade remota, mudando o esquema de alimentação desta unidade, de modo a não ter que ser feita uma regulação de 8,4V para 2,5V.

No que diz respeito à segunda hipótese, se se optar pela modificação de algumas das soluções usadas na implementação do sistema, obtém-se um vasto número de situações que pode ser explorado, modificando alguns dos blocos que constituem o sistema, mantendo ou não o tipo de funcionamento do mesmo.

Dos vários pontos que podem ser objecto de trabalho futuro destacam-se os seguintes:

- Implementação de um sistema de conversão A/D com maior número de entradas, permitindo deste modo adquirir exames que necessitem de um maior número de eléctrodos.
- Implementação da transmissão entre a unidade remota e a unidade local através de infravermelhos (permitindo ainda uma maior mobilidade nos exames de esforço).

- Modificação da interface série da unidade remota, de modo a permitir a ligação directa dessa unidade à porta série de um PC ou Macintosh.
- Modificação do sistema existente, de modo a transformá-lo num sistema de aquisição e visualização independente.
- Substituição do processador existente por um DSP, de forma a aumentar a capacidade de processamento de sinal do sistema.

Entre os vários pontos referidos, a questão do consumo de energia da unidade remota aparece como uma prioridade absoluta. No entanto, de entre os restantes pontos salientam-se dois, que devido à sua grande importância se revelam fundamentais no melhoramento da performance do sistema. Estes são: a modificação do sistema de conversão A/D e a utilização de um DSP.

A modificação do sistema de conversão A/D utilizando mais conversores ou um *multiplexer*, poderá permitir adquirir exames que necessitem um maior número de eléctrodos. Note-se, contudo, que esta modificação poderá levar ao aumento das dimensões do módulo digital, assim como ao aumento do consumo nesta unidade.

Por outro lado, a utilização de um DSP poderá aumentar a capacidade de processamento do sistema, de forma a ser possível implementar um conjunto de algoritmos de processamento de sinal que permitam implementar vários tipos de filtragem e melhorar a análise dos sinais.

Referências bibliográficas

- [Ame 75] Committee on Electrocardiography, American Heart Association: *Recommendations for standardization of leads and of specifications for instruments in electrocardiography and vectocardiography*. Circulation 52, 11:31, 1975.
- [Bar 71] R. C. Barr, M. S. Spach, G. S. Herman. *Selection of the number and positions measuring locations for electrocardiography*. IEEE Trans. on Biomed. Eng., BME-18, 125-138, 1971.
- [Bem 77] J. H. Van Bommel, J. L. Willems (Eds). *Trends in the computer processed electrocardiograms*. Conf. proc. North Holland Publ. Comp., 1977.
- [Bur 46] H. C. Burger, J. B. van Millan. *Heart-vector and leads*. Br. Heart Journ. 8, 157-161, 1946.
- [Bur 47] H. C. Burger, J. B. van Millan. *Heart-vector and leads*. Part II, Br. Heart Journ. 9, 154-160, 1947.
- [Bur 48] H. C. Burger, J. B. van Millan. *Heart-vector and leads*. Geometrical representation. Part III, Br. Heart Journ. 10, 229-233, 1948.
- [Cho 74] T.-C. Chou, R. A. Helm, S. Kaplan. *Clinical Vectocardiography*. Grune & Stratton, Inc - New York, 1974.
- [Fra 56] E. Frank. *An accurate, clinically practical system for spatial vectocardiography*. Circulation 13: 737-749, 1956.
- [HEW 67] *Vector-Cardiograph System 1520A*. Operating and service manual. Hewlett Packard. U.S.A., December, 1967.
- [Hor 64] L. G. Horan, N. C. Flowers, D. A. Brody. *Principal factor waveforms of the thoracic QRS-complex*. Circ. Res., 15, 131-145, 1964.
- [Kor 73] F. Kornreich. *The missing waveform information in the orthogonal electrocardiogram (Frank leads). I. Where and how can this missing waveform information be retrieved?* Circ., 48, 984-995, 1973.

- [Lux 79] R. L. Lux, M. J. Burgess, R. F. Wyatt, A. K. Evans, G. M. Vincent, J. A. Abildskov. *Clinically practical lead systems for improved electrocardiography: Comparison with precordial grids and conventional leads systems*. Circ., 59, 356-363, 1979.
- [McF 61] R. McFee, A. Parungao. *An orthogonol lead system for clinical electrocardiography*. Ame. Heart Jour., 62, 93-100, 1961.
- [Mon 74] D. M. Monro, R. A. L. Guardo, P. J. Bourdillon, J. Tinker. *A Fourier technique for simultaneous electrocardiographic surface mapping*. Cardiovascular Res., 8, 688-700, 1974.
- [Nob 75] D. Noble. *The Initiation of the heartbeat*. Clarendon Press - Oxford, 1975.
- [Sei 91] M. Seixas, D. Cruz, P. Ferreira, F. N. Ferreira. *Sistema de aquisição e visualização para Medicina Nuclear*. 2º Congresso Nacional Bioengenharia - Aveiro, 1991.
- [Sim 66] E. Simonson, N. Tuna, N. Okamoto, H. Toshima. *Diagnostic accuracy of the vectocardiogram and electrocardiogram*. Am. Journ. Of Cardiol., 17, 829-878, 1966.
- [Sto 76] D. F. Stout, M. Kaufman. *Handbook of Operational Amplifier Circuit Design*. McGraw-Hill Inc. - U.S.A., 1976.
- [Tac 63] B. Taccardi. *Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects*. Circ. Res., 12, 341-352, 1963.
- [Tal 83] J. L. Talmon. *Pattern recognition o the ECG. A strutured analysis*. PhD Thesis. Kris repro meppel - Amsterdam, 1983.
- [TEX 88] *TMS34010 User's Guide*. Texas Instruments, 1988.
- [TEX 88a] *LinCMOS Data Book*. Texas Instruments, 1988.
- [TEX 89] *MOS Memory Data Book*. Texas Instruments, 1989.
- [Wal 87] A. D. Waller. *A demonstration on man of electromotive changes accompanying the hearts beat*. J. Physiol., 8, 229-234, 1887.

- [Wal 89] A. D. Waller. *On the electromotive changes connected with the beat of mammalian heart and of the human heart in particular*. Phil. Trans. Roy. Soc. London, 180, 169-194, 1889.
- [Wil 34] F. N. Wilson, F. D. Johnston, A. G. Mcleod, P. S. Barker. *Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode*. Am. Herat J., 9, 447, 1934.

Apêndice A

Abreviaturas

AC - *Alternate Current*

ALS - *Advanced Low-Power Schottky*

ALU - *Arithmetic and Logical Unit*

AS - *Advanced Schottky*

ASIC - *Application Specific Integrated Circuits*

CMOS - *Complementary Metal Oxide Silicon-gate*

DRAM - *Dynamic Random-Access Memory*

ECG - *Electrocardiograma*

ECG/VCG - *Electrocardiograma e/ou Vectocardiograma*

EIA - *Electronic Industries Association*

FIFO - *First-In-First-Out*

GSP - *Graphics System Processor*

I/O - *Input/Output*

IBM - *International Business Machines ®*

NMESYS - *Nuclear Medicine System*

PAL - *Programmable Array Logic*

PC - *Personal Computer*

RAM - *Random-Access Memory*

ROM - *Read-Only Memory*

TTL - *Transistor-Transistor Logic*

UART - *Universal Asynchronous Receiver Transmitter*

VCG - *Vectocardiograma*

VRAM - *Video Random-Access Memory*

XECG - *Exercise Electrocardiogram*

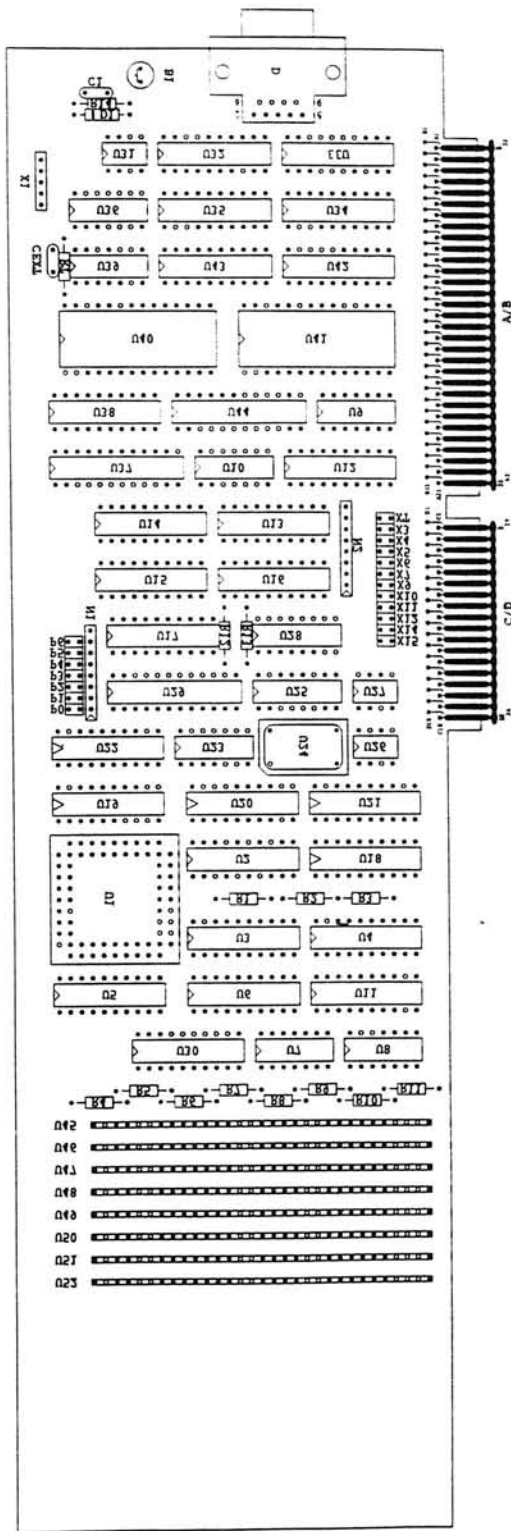
Apêndice B

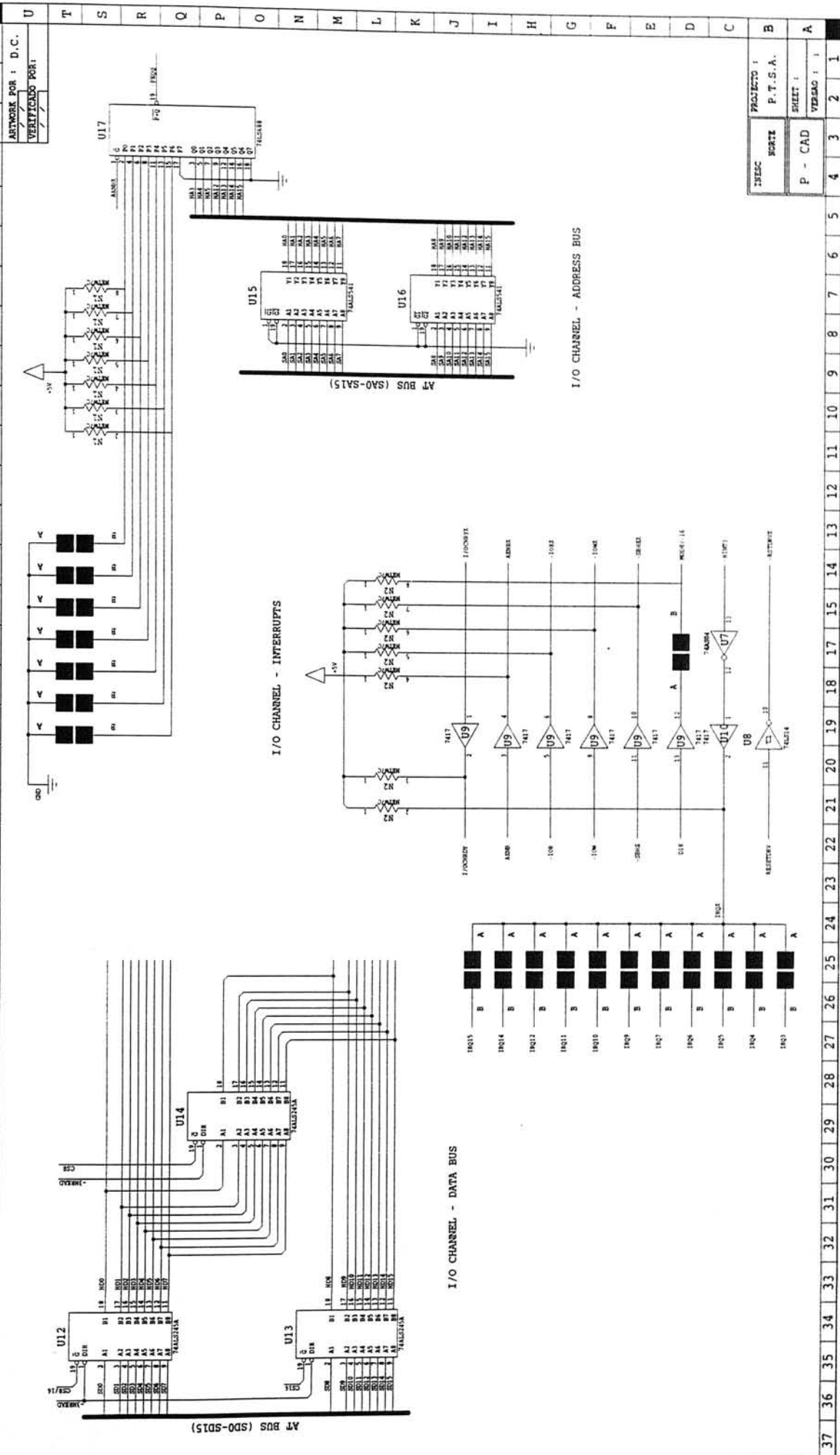
Outra bibliografia

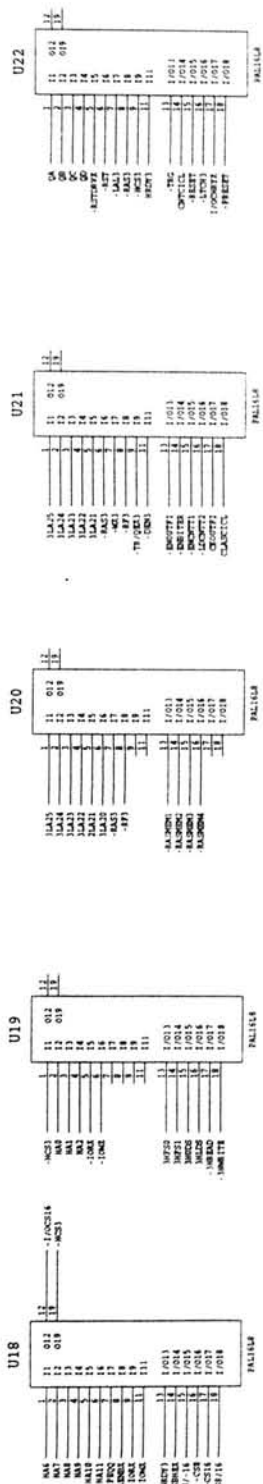
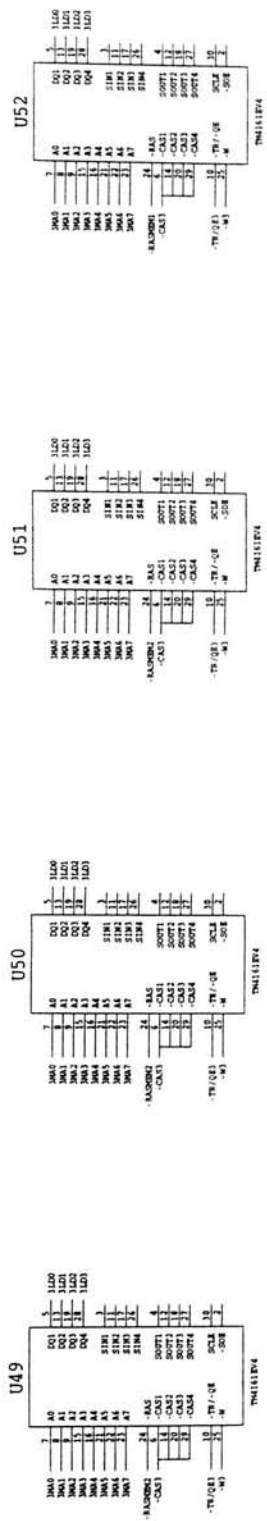
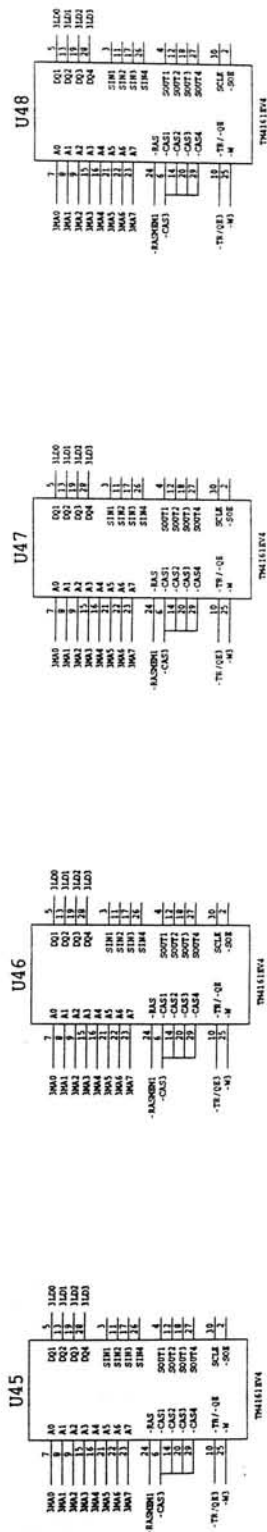
- [Bem 73] J. H. Van Bommel, J. L. Talmon, J. S. Duisterhout, G. Van Herpen, L. G. Bierwolf. *Push button VCG/ECG processing system*. Proc. of the IFIP-TC4 working conference on Computer application on ECG and VCG analysis.(Eds. Chr. Zywiets and B. Schneider), North Holland Publ. Comp., 112-130, 1973.
- [Ber 77] A. S. Berson, T. A. Ferguson, C. D. Batchlor, R. A. Dunn, H. V. Pipberger. *Filtering and sampling for electrocardiographic data processing*. Comp. and Biomed. Res., 10, 605-616, 1977.
- [Ber 78] A. S. Berson, H. V. Pipberger. *Slew rates for electrocardiographic signals*. IEEE Trans. on Biomed. Eng., BME-25, 299-301, 1978.
- [Bet 78] Bethesda Conference Report. *Recomendations of the tenth Bethesda Conference on Optimal Electrocardiography*. April 23-24, 1977, washinton DC, USA, Amer. Journ. of Cardiol., 41, 111-191, 1978.
- [Fol 75] D. H. Foley, J. W. Sammon jr. *An optimal set of descriminant vectors*. IEEE Trans. on Comp., C-24, 281-289, 1975.
- [Fre 87] R. Fresler, C. Derwael, J. M. Detry. *Implementation of the Louvain program for exercise ECG analysis on a microprocessor system*. 1987.
- [Mil 78] W. T. Miller III, D. B. Geselowitz. *Simulation studies of the electrocardiogram. The normal heart*. Circ. Res., 43, 301-315, 1978.
- [Mor 78] D. W. Mortara. *Digital filters for ECG signals*. Proc.of Computers in Cardiology, Setember 29 - October 1, 1977, Rotterdam, The Netherlands (Eds. H. G. Ostrow, K. L. Ripley), IEEE Comp. Soc., Long Beach, Cal., USA, 511-514, 1978.
- [Nel 76] C. V. Nelson, D. B. Geselowitz. *The theoretical basis of electrocardiology*. Clarendon Press, Oxford, England, 1976.

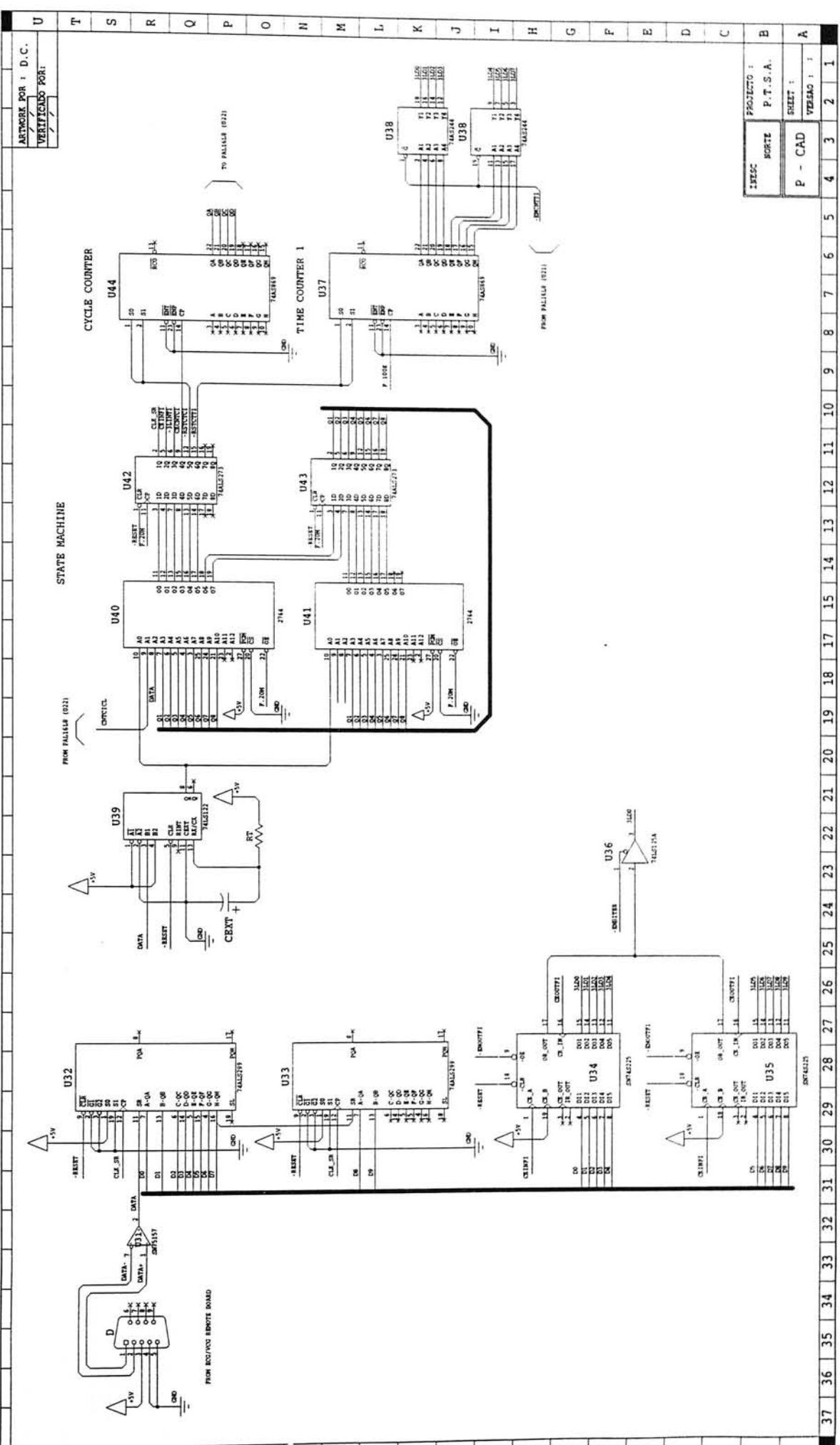
- [Pry 69] T. A. Pryor, R. Russell, A. Budkin, W. G. Price. *Electrocardiographic interpretation by computer*. Comp. And Biomed. Res., 2, 537-548, 1969.
- [Rub 80] P. Rubel, M. Varrot, D. Morlet, P. Arnaud, M. C. Forlini, G. Bailly. *Architecture and performance of digital ECG data acquisition systems*. Proc. IFIP-TC4 working conference on Optimization of computer ECG processing, Halifax, Nova Scotia, Canada, June 5-7 1979, (Eds. H. K. Wolf, P. W. McFarlane), North Holland Pub. Comp., 41-54, 1980.
- [Tal 79] J. L. Talmon. *Application of digital signal processing to biomedical signals*. Summerschool on Digital Signal Processing, IEEE 291-314, 1979.

Apêndice C







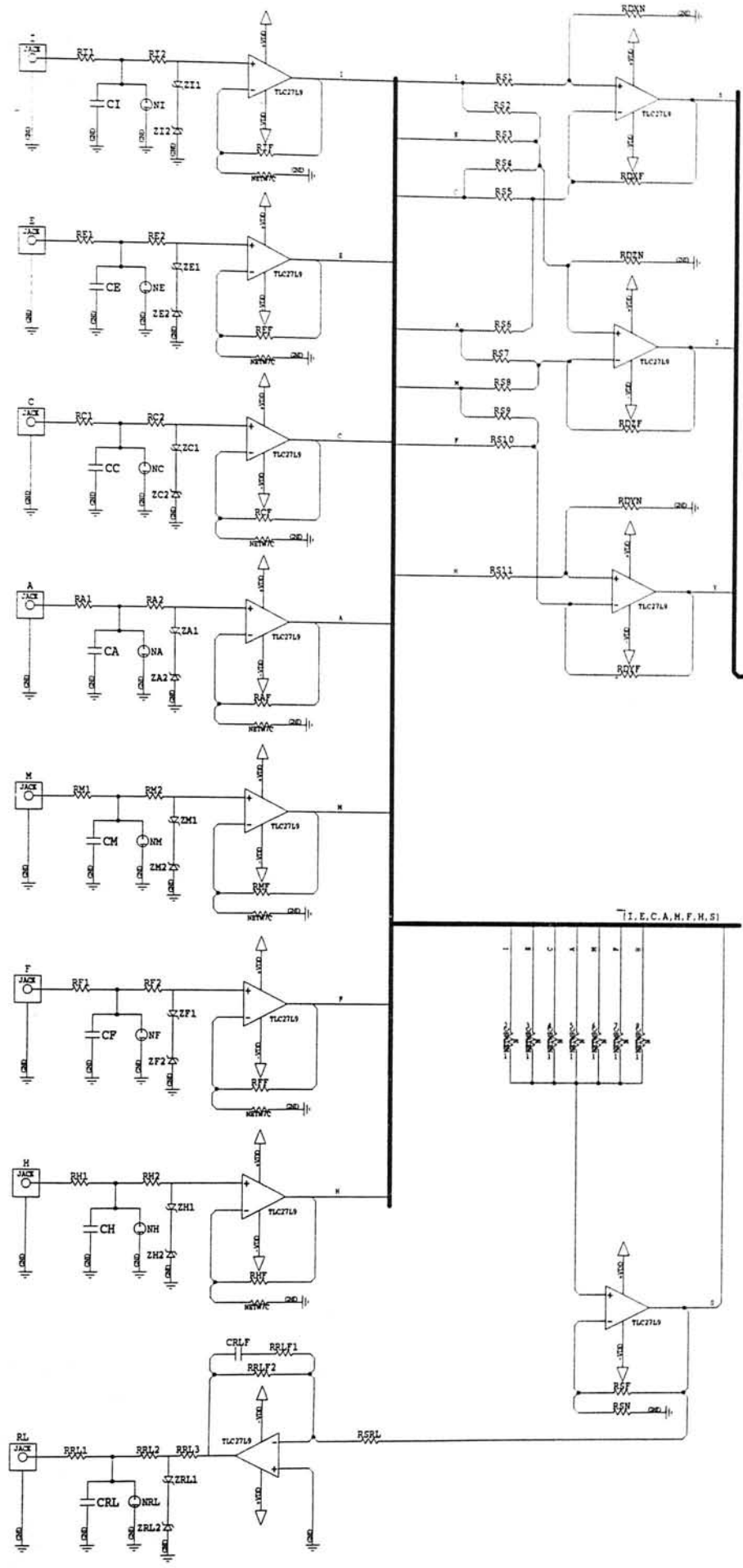


ARTES POR 1 D.C.
VERIFICADO POR:

PROYECTO :	B
SORTE :	P.T.S.A.
SHEET :	A
P - CAD :	VERBAO : 1

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37

ARMAZENAR POR :
 VERIFICAR POR :



(X, Y, Z)

PROJETO :	INTEC
DATA :	2023/08/10
SHEET :	1
VERBO :	P - CAD

Apêndice D

Equações de controlo da *Host Interface*

$$\text{/HCS3} = (\text{HA6} + \text{HA7} + \text{/HA8} + \text{HA9} + \text{HA10} + \text{HA11} + \text{/PEQQ} + \text{/IOR_B}) * (\text{HA6} + \text{HA7} + \text{HA8} + \text{HA9} + \text{HA10} + \text{HA11} + \text{/PEQQ} + \text{/IOW_B})$$

$$\text{MODE8}\backslash 16 = \text{/IOM8}\backslash 16 * (\text{/HA1} + \text{/HA2} + \text{HA6} + \text{HA7} + \text{/HA8} + \text{HA9} + \text{HA10} + \text{HA11} + \text{/PEQQ})$$

$$\text{/IOCS16} = \text{HA6} + \text{HA7} + \text{/HA8} + \text{HA9} + \text{HA10} + \text{HA11} + \text{/MODE8}\backslash 16 + \text{/PEQQ}$$

$$\text{/CS8}\backslash 16\ 0 = (\text{/HCS3} + \text{HA0} + \text{/MODE8}\backslash 16) * (\text{/HCS3} + \text{HA0} + \text{MODE8}\backslash 16) * (\text{/HCS3} + \text{/HA0} + \text{MODE8}\backslash 16)$$

$$\text{/CS8} = \text{/HCS3} + \text{/HA0} + \text{MODE8}\backslash 16$$

$$\text{/CS16} = \text{/HCS3} + \text{/SBHE} + \text{/MODE8}\backslash 16$$

$$\text{/3HUDS} = (\text{/HCS3} + \text{/SBHE} + \text{/MODE8}\backslash 16) * (\text{/HCS3} + \text{/HA0} + \text{MODE8}\backslash 16)$$

$$\text{/3HLDS} = (\text{/HCS3} + \text{HA0} + \text{/MODE8}\backslash 16) * (\text{/HCS3} + \text{HA0} + \text{MODE8}\backslash 16)$$

$$\text{/3HREAD} = \text{IOR_B} + \text{/HCS3}$$

$$\text{/3HWRITE} = \text{/IOW_B} + \text{/HCS3}$$

Equações de descodificação da memória local

$$\text{/RASMEM1} = (\text{/RF3} + \text{/RAS3}) * (\text{/3LA25} + \text{/3LA24} + \text{/3LA23} + \text{/3LA22} + \text{3LA21} + \text{3LA20} + \text{/RAS3})$$

$$\text{/RASMEM2} = (\text{/RF3} + \text{/RAS3}) * (\text{/3LA25} + \text{/3LA24} + \text{/3LA23} + \text{/3LA22} + \text{3LA21} + \text{/3LA20} + \text{/RAS3})$$

$$\text{/RASMEM3} = (\text{/RF3} + \text{/RAS3}) * (\text{/3LA25} + \text{/3LA24} + \text{/3LA23} + \text{/3LA22} + \text{/3LA21} + \text{3LA20} + \text{/RAS3})$$

$$\text{/RASMEM4} = (\text{/RF3} + \text{/RAS3}) * (\text{/3LA25} + \text{/3LA24} + \text{/3LA23} + \text{/3LA22} + \text{/3LA21} + \text{/3LA20} + \text{/RAS3})$$

Equações dos sinais de controlo da máquina de Estados

$$\begin{aligned} /ENB_OUPUT_FIFO = & /3LA25 + 3LA24 + 3LA23 + 3LA22 + /3LA21 + /DEN3 + RF3 \\ & + /TRQE3_B \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} /RD_OUPUT_RDY = & /3LA25 + 3LA24 + 3LA23 + 3LA22 + 3LA21 + /DEN3 + RF3 + \\ & /TRQE3_B \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} /ENB_TIME_CNT = & /3LA25 + 3LA24 + 3LA23 + /3LA22 + 3LA21 + /DEN3 + RF3 + \\ & /TRQE3_B \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} /LOAD_TRG_CNT = & /3LA25 + 3LA24 + 3LA23 + /3LA22 + /3LA21 + /DEN3 + RF3 \\ & + /W3_B \end{aligned}$$

$$/PORT = 3LA25 + /3LA24 + 3LA23 + /3LA22 + /3LA21 + DEN3 + /RF3 + /W3_B$$

$$\begin{aligned} /CLKT2 = & /F100K * /ENP + /F100K * /LOAD_TRG_CNT + LOAD_TRG_CNT * \\ & /ENP \end{aligned}$$

Outras equações de controlo

$$CYCLE_CNT = /BIT0 + /BIT1 + BIT3 + BIT4$$

$$/RESET = /RST * /RSTDRV$$

$$/LTCH3 = /LAL3 + /RAS3_B$$

$$/NORDY = /HCS3 + HRDY3$$

$$/PRESET = /RESET * /TRG$$

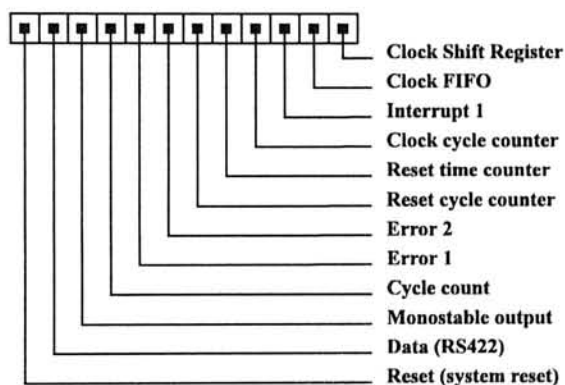
Apêndice E

Seguidamente apresenta-se o fluxograma implementado na máquina de estados usada para a recepção série e geração do *trigger*. Este fluxograma representa todo o controlo efectuado sobre as 8 saídas (*Clock Shift Register*, *Clock FIFO*, *Interrupt 1*, *Clock Cycle Counter*, *Reset Time Counter*, *Reset Cycle Counter*, *Error 1*, *Error 2*) com base nos 4 sinais de entrada (*Data*, *Reset*, *Mono*, *Cycle Count*).

A seguinte figura representa a legenda do bloco que representa um determinado estado do fluxograma.

Figura E-1

Este rectângulo com as 12 quadrículas representa um determinado estado. Cada quadrícula por sua vez, representa cada um dos sinais de entrada e saída descritos nesta legenda.



No fluxograma são apenas omitidas algumas repetições de determinados estados que existem simplesmente para permitir o *timming* correcto dos sinais. O número de repetições difere de caso para caso e encontra-se assinalada a cinzento.

Fluxograma da Máquina de Estados

