



*Desenvolvimento de um Tomógrafo de
Ressonância Magnética:
Integração e Otimização.*

Matheus José Martins

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Instituto de Física e Química de São Carlos

Departamento de Física e Ciência dos Materiais

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA E INFORMÁTICA

*Desenvolvimento de um Tomógrafo de
Ressonância Magnética:
Integração e Otimização.*

Mateus José Martins

Tese apresentada ao Instituto de Física de São Carlos, USP, para a obtenção do título de Doutor em Física-Aplicada.

Orientador: Prof. Dr. Jan Frans Willem Slaets

São Carlos - SP

1995

Dedico,

A minha esposa,

Virgínia

e ao meu filho,

Tiago

pelo amor e compreensão

*E aos meus pais, Manuel e Maria, pelo amor,
oportunidade e sacrifícios.*

AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. Dr. Jan Frans Willem Slaets, meu orientador, pela incansável e valiosa orientação e principalmente pelo apoio, amizade e confiança depositados em mim, sem os quais esse trabalho não teria sido realizado.
- Ao Prof. Dr. Horário Carlos Panepucci pela confiança transmitida.
- Ao Eng. Edson Luiz Gea Vidoto pelas valiosas discussões no melhoramento do TORM-005.
- Aos amigos do Laboratório de Ressonância Magnética: Prof. Dr. Alberto Tannús, Prof. Dr. Tito Bonagamba, Braulio Antonio Tavares Muniz, Bernd Foerts.
- Aos técnicos e amigos João Gomes da Silva, Odir Adolfo Canevarollo e Jose Carlos Gazziro pelo inestimável apoio técnico.
- A Secretária Leila Maria Lamon pela sua ajuda e amizade.
- Aos amigos do Laboratório de Instrumentação: Lírio, Ivanilda, Marcos e Ailton.

ÍNDICE

ÍNDICE	i
LISTA DE FIGURAS	iii
LISTA DE TABELAS	v
RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. HISTÓRICO	1
1.2. OBJETIVO DO TRABALHO	4
2. TOMÓGRAFO FISICAMENTE	5
2.1. PRINCÍPIOS FÍSICOS	5
2.1.1. <i>O Sinal de Ressonância Magnética Nuclear</i>	5
2.1.2. <i>Imagem Bidimensional</i>	11
<u>Seleção de Planos</u>	14
<u>Reconstrução por projeções (PR)</u>	15
<u>Transformada de Fourier Bidimensional</u>	15
2.2. INSTRUMENTAÇÃO	18
2.3. TOMÓGRAFO DESENVOLVIDO NO DFI-IFSC.....	19
2.4. MÓDULOS DE “SOFTWARE”	22
3. PRINCÍPIOS DE PROGRAMAÇÃO DO “HARDWARE”	26
3.1. DESCRIÇÃO DO MÓDULO ESPECTRÔMETRO (AN9100).....	26
3.1.1. <i>Unidade Central de Processamento “CPU”</i>	27
3.1.2. <i>Seqüenciador (TS)</i>	28
3.1.3. <i>Geração dos Gradientes</i>	29
3.1.4. <i>Geração da Modulação</i>	30
3.1.5. <i>Sintetizador Digital (DDS)</i>	31
3.1.6. <i>Controlador de Conversão</i>	33
3.1.7. <i>Sistema de RF</i>	35
3.2. “SOFTWARE” PARA O ESPECTRÔMETRO (AN9100)	35

3.3. “SOFTWARE” PARA O PROCESSADOR DE ARRANJOS	38
4. INTEGRAÇÃO DOS DIVERSOS MÓDULOS	40
4.1. ETAPAS DE EXECUÇÃO DOS PROGRAMAS.	41
4.1.1. Criação das seqüências de pulsos e aquisição de dados	41
4.1.2. Modificação de parâmetros em uma seqüência	44
4.1.3. Obtenção dos dados	46
4.1.4. Processamento dos dados.....	47
4.1.5. Visualização das imagens.....	49
4.2. CONVERSÃO DE FORMATOS	50
5. DESENVOLVIMENTO DE “HARDWARE”	52
5.1. SISTEMA DE MONITORIZAÇÃO	52
5.2. SISTEMA INDICADOR DA POSIÇÃO DO PACIENTE	54
5.3. ELETRO-CARDÍOGRAFO	55
5.4. CIRCUITO DE CHAMADA AO OPERADOR.....	57
6. COMPRESSÃO DE DADOS	58
6.1. DAC (DADOS COM COMPRESSÃO).....	59
6.1.1. Princípios do DAC	60
6.1.2. Implementação do DAC no TORM-005	62
6.2. RESULTADOS DO DAC	65
7. CONCLUSÕES	68
7.1. IMPORTÂNCIA DO TRABALHO REALIZADO	68
7.2. CONTRIBUIÇÕES	69
7.3. RESULTADOS E CARACTERÍSTICAS DO TORM-005	70
7.4. FUTUROS TRABALHOS	74
8. BIBLIOGRAFIA	76

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1 - Um núcleo com momento magnético</i>	6
<i>Figura 2 - Obtenção do pulso de RF</i>	7
<i>Figura 3 - Efeito do pulso de RF</i>	8
<i>Figura 4 - Evolução da componente longitudinal M_z</i>	9
<i>Figura 5 - Evolução da componente M_y</i>	9
<i>Figura 6 - Contraste nas imagens</i>	10
<i>Figura 7 - Formação de um eco de spin</i>	11
<i>Figura 8 - Experiência de RM feita com três tubos</i>	13
<i>Figura 9 - Seleção de planos</i>	14
<i>Figura 10 - Método da transformada de Fourier bidimensional</i>	16
<i>Figura 11 - Seqüência típica de pulsos</i>	17
<i>Figura 12 - Sistema Típico de RM</i>	18
<i>Figura 13 - Diagrama de Blocos do TORM-005</i>	20
<i>Figura 14 - Módulos de Software</i>	23
<i>Figura 15 - Módulos de Software, visão do usuário</i>	25
<i>Figura 16 - Diagrama em blocos do AN9100</i>	27
<i>Figura 17 - Diagrama em blocos do gerador de gradientes</i>	29
<i>Figura 18 - Diagrama em blocos do modulador</i>	31
<i>Figura 19 - Diagrama básico do DDS</i>	32
<i>Figura 20 - Diagrama em blocos do controlador de conversão</i>	34
<i>Figura 21 - Protocolo de comunicação com o monitor do AN9100</i>	36
<i>Figura 22 - Comunicação SPECTOS/Monitor</i>	37
<i>Figura 23 - Exemplo da tela do programa PROTO</i>	44
<i>Figura 24 - Técnica utilizada para remover o ruído de fundo</i>	48
<i>Figura 25 - Formato do arquivo PAC</i>	48

<i>Figura 26 - Imagem exploratório e imagens obtidas da fatia selecionada</i>	50
<i>Figura 27 - Diagrama em blocos do monitor e controle de eventos externos</i>	53
<i>Figura 28 - Diagrama em blocos do sistema de indicação da posição do paciente</i>	55
<i>Figura 29 - Diagrama em blocos do cardiógrafo</i>	56
<i>Figura 30 - Circuito de chamada ao operador</i>	57
<i>Figura 31 - Exemplo de codificação RunLength</i>	59
<i>Figura 32 - Exemplo da codificação por LZW</i>	60
<i>Figura 33 - Sinais de RM, coletados em uma experiência</i>	61
<i>Figura 34 - Formato do TAG e registro</i>	61
<i>Figura 35 - Análise do algoritmo DAC</i>	63
<i>Figura 36 - Formato da estrutura do arquivo DAC</i>	64
<i>Figura 37 - Expansão do bit de sinal na descompressão</i>	64
<i>Figura 38 - Console do TORM-005</i>	70
<i>Figura 39 - Partes do sistemas de controle e geração de sinais do TORM-005</i>	71
<i>Figura 40 - Eletroimã, cama e sistema de posicionamento do TORM-005</i>	71
<i>Figura 41 - Exemplos de patologias diagnosticas no TORM-005</i>	73

LISTA DE TABELAS

<i>Tabela I - Comparação utilizando o algoritmo DAC</i>	65
<i>Tabela II - Comparação entre vários programas de compressão</i>	66
<i>Tabela III - Comparação de um exame típico de um paciente</i>	67

RESUMO

O presente trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema de tomografia por Ressonância Magnética, para uso em diagnósticos médicos. Ele foi baseado em subsistemas disponíveis comercialmente, tais como os utilizados em equipamentos de imagens de RM comerciais.

As principais contribuições deste projeto foram: o desenvolvimento de circuitos eletrônicos complementares e “software”, necessários para tornar o “hardware” adquirido em um Tomógrafo de Ressonância Magnética para diagnósticos médicos. Isso não inclui somente o projeto de complexos programas necessários para gerar os pulsos de RF, formas de onda dos gradientes, sistema de aquisição de dados e as seqüências de pulsos necessárias para o completo sincronismo, mas também o desenvolvimento de uma interface amigável para realizar: a entrada de informações do paciente; a seleção da técnicas de imagem e o “software” interativo para visualização e seleção de planos.

Um novo algoritmo de compressão de dados, para reduzir o armazenamento necessário de dados de imagens de RM, sem perda de informação foi também apresentado e implementado. Uma comparação com outras implementações de compressão de uso geral foi apresentado para mostrar uma performance superior na taxa de compressão e tempo de execução.

ABSTRACT

The present work describes the development of a Magnetic Resonance Tomography system to be used for medical diagnostics. It is based on commercially available subsystems such as used as in commercial MRI equipments.

The main contributions to the project were: the development of fill up electronics and software needed to turn the acquired hardware into a MR Tomography for medical diagnostics. This includes not only the design of complex software needed to generate the used RF pulses, gradient waveforms, data acquisition system and the desired pulse sequences to synchronize all, but also the development of a user friendly interface to do: the entrance of patient's informations; the selection of MR imaging techniques and interactive software for image viewing and planes selection.

A new data compression algorithm to reduce the storage requirement of raw MR image data without information losses is also presented and implemented. A comparison with others general purpose compression implementations is presented to show the superior performance in the compression rate and execution time.

Capítulo 1

1. INTRODUÇÃO

Uma das preocupações constantes do ser humano é a procura por técnicas não invasivas de observação do interior dos organismos.

A radiografia por raio-X, cujo princípio foi descoberto por Wilhelm Roentgen em 1895, foi uma dessas técnicas que deu considerável avanço a medicina na primeira metade deste século.

Com o aumento do poder computacional e o advento de sistemas compactos de geração e detecção de raio-X, foi desenvolvido na década de 1960 uma ferramenta ainda mais poderosa, o tomógrafo de raio-X. Este sistema permite a observação *in vivo* de apenas uma fatia (tomo) do corpo, geralmente em corte transversal, facilitando dessa maneira a tarefa de analisar patologias e conseqüentemente os tratamentos dos pacientes.

Atualmente uma nova técnica vem se destacando no conjunto de procedimentos voltados para a obtenção de imagens médicas, a tomografia por ressonância magnética (RM). Baseada nas propriedades magnéticas dos núcleos atômicos, ela é capaz de mostrar extraordinários detalhes anatômicos do interior dos organismos e oferecer informações estruturais e fisiológicas superiores àquelas que derivam dos métodos tradicionais, como a tomografia computadorizada e o ultra-som. Além de não empregar radiação ionizante e não exigir o uso de meios de contraste, gera imagens que diferenciam claramente cada tipo de tecido mole, mesmo que esses tecidos tenham a mesma densidade massa quando seus estados fisiológicos diferem entre si.

1.1. Histórico

Há mais de 40 anos, as bases experimentais da Espectroscopia por Ressonância Magnética foram estabelecidas por dois grupos de forma independente, F. Bloch¹ e E. M.

Purcell². A partir de então, físicos e químicos, e mais recentemente os biofísicos e os bioquímicos, vêm utilizando-as sistematicamente no estudo das conformações e estruturas moleculares.

No entretanto, seu potencial no que diz respeito à identificação e caracterização de tecidos só começou a delinear-se em 1971, quando se observou que havia variações de um dos parâmetros de relaxação, T_1 , dos tecidos normais e tumorais.

Historicamente o pioneirismo no desenvolvimento das técnicas de imagens por RM é atribuído a P.C. Lauterbur³, que em 1973 divulgou resultados que mostrava a densidade de prótons e a distribuição dos tempos de relaxação spin-rede, de uma amostra que consistia de dois tubos contendo água.

Nos anos posteriores, grupos liderados por P. Mansfield e W.S. Hinshaw de Nottigham, Inglaterra, J.M.S. Hutchison de Aberdeen, Escócia, R.R. Ernest de Zurique, Suíça e Z.H. Cho da Coreia, bem como indústrias interessadas em equipamentos médico hospitalares como Philips, Siemens, Tecnicare (J&J) e GE, desenvolveram técnicas alternativas para gerar imagens de RM capazes de ajudar tanto em diagnóstico médico como no estudo *in vivo* das reações que ocorrem a nível celular.

Nas grandes universidades, muitos grupos de pesquisa que possuíam experiência em ressonância magnética voltaram-se também para essa técnica, cujas aplicações apresentavam-se muito promissoras.

No Brasil existem dois grupos de RM desenvolvendo pesquisas em técnicas de tomografia computadorizada por RM. Um no Instituto de Física de São Carlos (IFSC-USP) e outro no Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco em Recife.

O grupo de São Carlos iniciou suas pesquisas e desenvolvimentos em imagens por RM em 1983, e obteve sua primeira imagem tomográfica de um quiabo em 1984. Atualmente o grupo tem dois tomógrafos construídos, um de médias dimensões e outro de corpo inteiro. O primeiro construído, o de dimensões médias, é formado por um magneto supercondutor de 2 Tesla e permite a obtenção de imagens de extremidades do corpo humano (braços, pernas, etc) e pequenos animais, sendo utilizado no momento para espectroscopia. O de corpo inteiro é formado por um eletroímã de 500 gauss e utilizado atualmente para obter imagens de diagnóstico clínico.

Por serem desenvolvidos em nossos laboratórios esses tomógrafos são muito versáteis, permitindo a realização de vários tipos de pesquisa em RM. Vários trabalhos já foram desenvolvidos utilizando-se esses tomógrafos, dentre eles destacam-se as dissertações de mestrado:

- **BONAGAMBA, T. J.** Seleção de Planos em Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1986. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
- **BECKMANN, N.** Geração de Imagens por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1986. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
- **PEREIRA LEITE, V. B.** Estudo do Fluxo em Tomografia de Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1988. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
- **SHIMIT, M. A.** Desenvolvimento de Bobinas de RF para Geração de Imagens por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1988. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
- **NETO, A. T.** Projeto e Construção de um Digitalizador e Promediador de Dois Canais para Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1988. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
- **FRARE JÚNIOR, P. L.** Seleção de Múltiplos Planos em Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1990. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
- **FOERSTER, B.** Técnicas de Aquisição Rápida em Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1994. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.

E as de doutorado:

- **TANNÚS, A.** Desenvolvimento da Tecnologia de Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1987. Tese (Doutorado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
- **BONAGAMBA, T. J.** Espectroscopia de Alta Resolução em Sólidos por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1991. Tese (Doutora) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.

Nosso interesse pelo grupo de RM de São Carlos, deu-se pela elevada quantidade de instrumentação e computação exigida no desenvolvimento desta técnica.

Esse trabalho começou na iniciação científica, enquanto estávamos no curso de graduação, utilizando um microcomputador da Ohio Scientific com interface com o minicomputador VAX/VMS 780 do DFCM. Com esse equipamento foram obtidas as primeiras imagens. Posteriormente em 1985 com a compra de um magneto supercondutor da

Oxford, financiado pelo PADCT, foram necessárias novas interfaces e um microcomputador melhor e mais versátil, isso culminou na nossa dissertação de mestrado⁴.

Em 1985 com a doação de um eletroímã de 500 gauss de corpo inteiro e a compra, em 1986, de um subsistema da Analogic (AN9100), contendo os circuitos eletrônicos para a geração dos sinais necessários a RM, juntamente com um processador de arranjos (AP500), foi necessária a criação de interfaces e um conjunto de procedimentos de computação para fazer o sistema operar integrado, de forma confiável e ordenada, utilizando um minicomputador VAX/VMS 3300 da Digital.

1.2. Objetivo do Trabalho

Este trabalho descreve os desenvolvimentos de “hardware” e “software”, feitos para integrar os diversos módulos, visando a obtenção de um tomógrafo capaz de realizar tanto testes de novas técnicas de obtenção de imagens, quanto aquisição de imagens rotineiras para avaliação e diagnóstico médico. Trata-se tanto de desenvolvimento de circuitos eletrônicos para interfaceamento, visualização e monitorização, bem como de programas para coleta de dados, processamento, visualização, monitorização, diagnóstico, armazenamento e compressão de dados. Tal compressão de dados torna-se necessária devido a grande quantidade de memória utilizada no armazenamento dos mesmos e finalizou-se no desenvolvimento de uma nova técnica, a qual utiliza-se de propriedades do sinal de Ressonância Magnética, permitindo assim obter uma taxa de compressão superior aos compressões de uso geral atuais.

Capítulo 2

2. TOMÓGRAFO FISICAMENTE

Neste capítulo, prover-se-á ao leitor alguns fundamentos físicos para a obtenção de imagens utilizando a técnica de RM. A descrição dessas técnicas será restrita àquelas necessárias ao entendimento da formação de imagens por RM; mais informações podem ser obtidas nas ref. [5] e [6]. Ainda nesse capítulo será apresentada a instrumentação básica de um tomógrafo, bem como a instrumentação utilizada no protótipo desenvolvido no Departamento de Física e Ciência dos Materiais do Instituto de Física e Química de São Carlos (DFCM-IFQSC-USP), atual Departamento de Física e Informática do Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo (DFI-IFSC-USP).

2.1. Princípios Físicos

2.1.1. O Sinal de Ressonância Magnética Nuclear

A ressonância é um dos fenômenos mais estudados pela física, pois aparece em quase todos os sistemas mecânicos, acústicos, ópticos, elétricos e magnéticos, sempre que ocorrem estímulos cuja frequência seja próxima à das suas vibrações naturais. O aproveitamento desse fenômeno estende-se a diversas atividades integrantes do nosso cotidiano, como por exemplo, a sintonia de um receptor de rádio, onde ajustamos numa mesma frequência o circuito de sintonia do receptor e a onda transmitida pela estação emissora. Outro caso ocorre no uso de instrumentos musicais, como violino: só as frequências vibracionais naturais a cada corda são amplificadas na caixa acústica a ponto de se tornarem audíveis, enquanto uma infinidade de outras, igualmente produzidas pelo movimento do arco sobre o instrumento, se perdem.

O fenômeno da ressonância manifesta-se também nos níveis moleculares, atômico, eletrônicos e nuclear. Neste último caso, é de natureza magnética, sendo por isso chamada de ressonância magnética nuclear (RMN), e deriva do fato de certos núcleos possuírem um momento angular intrínseco chamado *spin* e um momento magnético associado. Pode-se imaginar o comportamento dos núcleos atômicos como próximo ao de piões magnetizados cujos pólos se situam nos extremos de seu eixo de magnetização (figura 1). As forças magnéticas produzidas por um campo magnético B_0 forçarão o pião a executar um movimento de precessão, da mesma forma como a “gravidade” faz precessionar um pião de brinquedo, de modo que o movimento giratório da parte livre do seu eixo desenhe um cone no espaço. Para caracterizar esse movimento, pode-se medir quantas vezes por segundo o seu eixo completa a figura do cone, fornecendo a chamada frequência de Larmor ω , diretamente proporcional à intensidade do campo magnético

$$\omega = \gamma B_0,$$

onde γ é a constante de razão giro magnético, cujo valor difere não só para cada elemento como também para cada isótopos de um mesmo elemento.

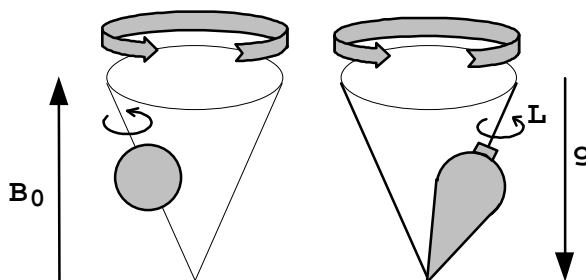


Figura 1 - Um núcleo dotado de momento magnético comporta-se como um microscópico pião magnetizado, com os pólos situados nos extremos do seu eixo de rotação.

Quando uma amostra é colocada num campo magnético, uma pequena fração dos núcleos nela contidos vence a agitação térmica dos átomos e se orienta preferencialmente ao longo do campo, criando uma magnetização M_0 , paralela a B_0 . O plano perpendicular a B_0 não adquire qualquer magnetização macroscópica, já que os movimentos de precessão dos núcleos individuais são, em geral, independentes e não correlacionados; por isso, as diferentes projeções dos seus momentos magnéticos apontam igualmente para todas as direções do plano.

Essa situação descreve um equilíbrio termodinâmico do sistema. Para remover a condição de equilíbrio do sistema, aplica-se, sob a forma de um pulso (isto é, durante um intervalo curto de tempo), um segundo campo magnético B_1 no plano perpendicular a B_0 .

A orientação deste novo campo deve mudar com uma frequência igual à de Larmor ω , de modo que a precessão da magnetização em torno do campo total ($\mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1$) induza um movimento em espiral.

Para a maioria dos núcleos e para campos magnéticos \mathbf{B}_0 da ordem de mil a dez mil Gauss, a frequência de Larmor fica na faixa de radiofrequência (RF). Assim para se obter um campo magnético rotante na frequência de Larmor, coloca-se a amostra dentro de uma bobina alimentada por um gerador de RF o qual é controlado por um gerador de pulsos, figura 2.

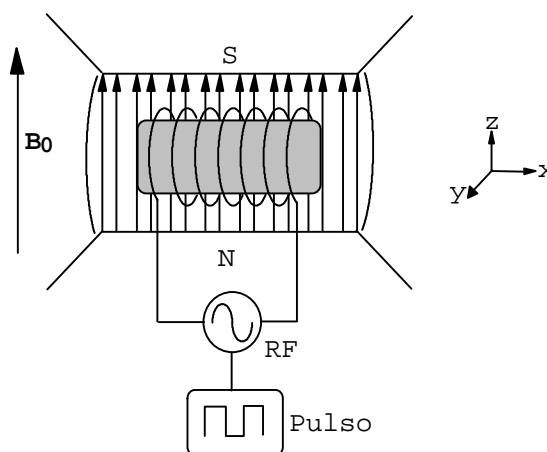


Figura 2 - A bobina alimentada por um gerador de RF, gera um campo magnético \mathbf{B}_1 , que é aplicado num plano perpendicular a \mathbf{B}_0 e muda de orientação com uma frequência igual à de Larmor.

Essa combinação de geradores, cria o pulso de RF que em conjunto com o campo \mathbf{B}_0 , induz o movimento em espiral, (figura 3a).

Terminada a ação do pulso, a magnetização formará, com a direção \mathbf{B}_0 , um ângulo que dependerá da intensidade de \mathbf{B}_0 , \mathbf{B}_1 e do tempo de aplicação do pulso. Para descrever o efeito desses pulsos sobre a magnetização, costuma-se falar de pulsos de $\pi/2$ e pulsos de π , pois eles provocam uma rotação de 90° e de 180° , respectivamente, nos núcleos individuais.

No fim da aplicação do pulso de $\pi/2$ tem-se uma situação de não equilíbrio, na qual a magnetização, agora perpendicular a \mathbf{B}_0 e com um movimento de precessão em torno de \mathbf{B}_0 com frequência ω , induz em uma bobina que envolve a amostra, uma voltagem de mesma frequência, cuja amplitude é proporcional à magnetização transversal. Na situação ilustrada na figura 3b, a mesma bobina é utilizada para estabelecer o campo rotante \mathbf{B}_1 e para captar os fracos sinais induzidos pela magnetização transversal, chamados de “sinais de RM”.

A magnetização transversal retorna exponencialmente ao seu valor nulo de equilíbrio com um tempo característico T_2 , o que faz com que a amplitude do sinal por ela induzido decaia a zero da mesma forma. O sinal resultante é bastante efêmero e recebe o nome

de decaimento da indução livre, ou *fid*, do inglês “free induction decay”. Tal decaimento reflete o efeito das interações entre os *spins* nucleares. Esse tempo de relaxação é da ordem de micro segundos nos sólidos e de segundos nos líquidos, possuindo valores intermediários entre 0,4 e 1 segundo nos materiais biológicos.

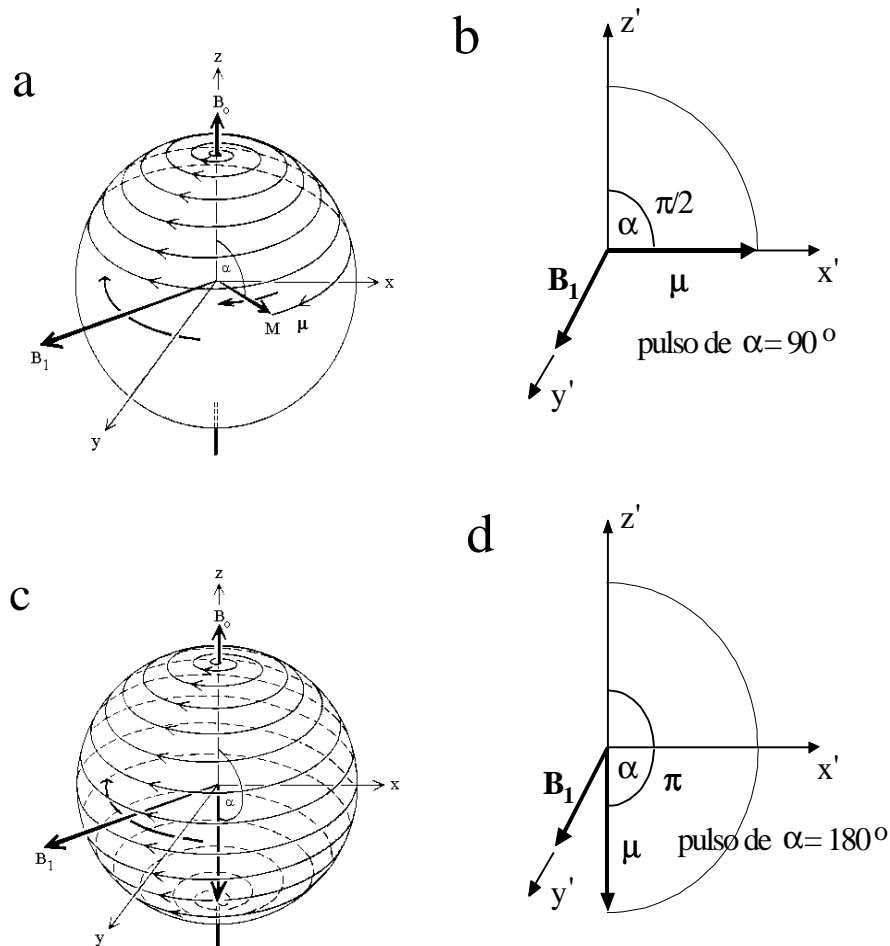


Figura 3 - (a,c) A magnetização M , inicialmente em equilíbrio ao longo do eixo z , é perturbada pela ação do campo total B_0+B_1 que produz um movimento de precessão em forma de espiral. (b,d) Representação da ação de um pulso de $\pi/2$ e π , respectivamente, a figura representa o ponto de vista de um observador imaginário que se encontra girando com uma frequência ω .

Na prática, no entanto, é mais freqüente que o decaimento ocorra num tempo menor, T_2^* , resultado da falta de uniformidade do campo magnético aplicado sobre a amostra. Dessa forma tem-se uma distribuição de freqüências de precessão dos núcleos, com uns núcleos precessionando com uma freqüência mais alta que ω , enquanto outros o fazem com uma freqüência mais baixa.

A figura 4 mostra após um tempo característico, que a coerência do estado inicial é substituída por uma distribuição de ângulos de rotação dos núcleos individuais, e a figura 5 mostra o sinal de *fid* obtido.

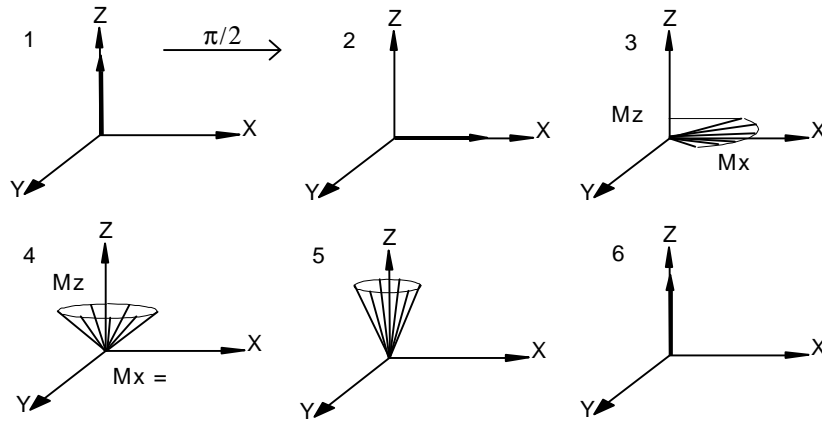


Figura 4 - Evolução da componente longitudinal M_z após a aplicação de um pulso de $\pi/2$; a magnetização total efetua um giro de 90° e a resultante fica colocada no plano xy (1,2); no retorno ao equilíbrio termodinâmico, observa-se a recuperação da componente M_z (3,6).

O retorno completo ao equilíbrio termodinâmico exige que a componente longitudinal de M , chamada de M_z , volte ao valor M_0 , bem como à direção e o sentido iniciais. Para isso o sistema de *spins* deve livrar-se do excesso de energia recebida, normalmente sob a forma de energia cinética do campo de radiofrequência.

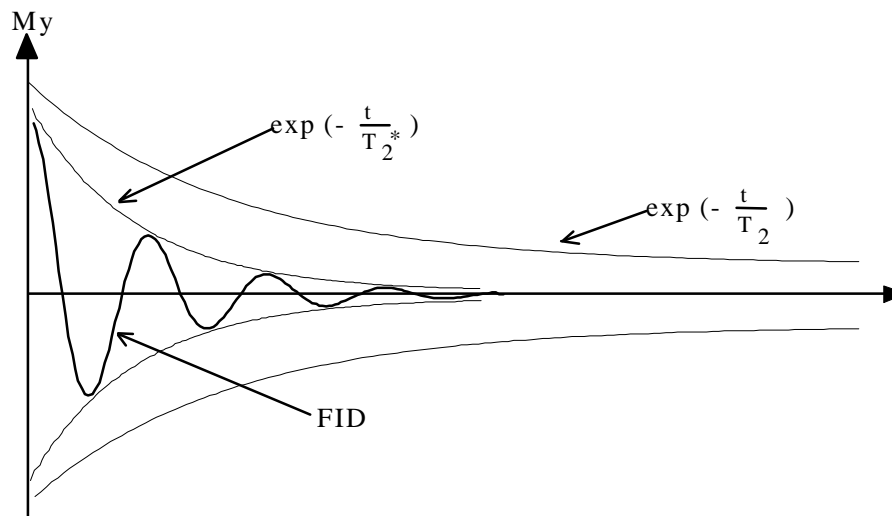


Figura 5 - Evolução da componente M_y de magnetização com o tempo.

O processo de relaxação *spin-rede*, ou relaxação longitudinal, também ocorre em progressão exponencial, com um tempo característico T_1 . Em materiais biológicos, esse tempo T_1 , no caso dos prótons (1H), assume valores que podem variar de meio segundo até vários segundos, dependendo da intensidade do campo magnético e de outras condições. A existência de valores específicos de T_1 para cada tipo de tecido biológico é muito explorada na técnica de RM para aumentar o contraste das imagens, como mostra a figura 6. Essa figura ilustra o método de saturação-recuperação composta de duas partes; a aplicação de uma seqüência de pulsos de RF de $\pi/2$, separados entre si por um tempo TR , e a detecção das amplitudes dos

sinais resultantes. Suponha uma amostra que consiste em dois tecidos biológicos dotados de mesma densidade de núcleos, mas com valores desiguais para T_1 . Se for utilizado o método de saturação-recuperação com um tempo de repetição TR , maior do que o maior T_1 , a componente longitudinal da magnetização de ambos os tecidos, terá tempo suficiente para recuperar-se completamente, voltando à condição de equilíbrio inicial antes da aplicação do pulso seguinte. Essa situação é mostrada na figura 6a, onde a amplitude dos tecidos constituintes da amostra é igual. Porém se o tempo de repetição é reduzido, figura 6b, o tecido que possui T_1 longo recupera apenas parcialmente sua magnetização longitudinal e contribui menos do que o outro tecido. A magnetização deste último tecido recupera-se mais rápido, pois possui um T_1 mais curto. Este comportamento permite a este método, discriminar tecidos com diferentes valores de T_1 , escolhendo criteriosamente o tempo de repetição TR .

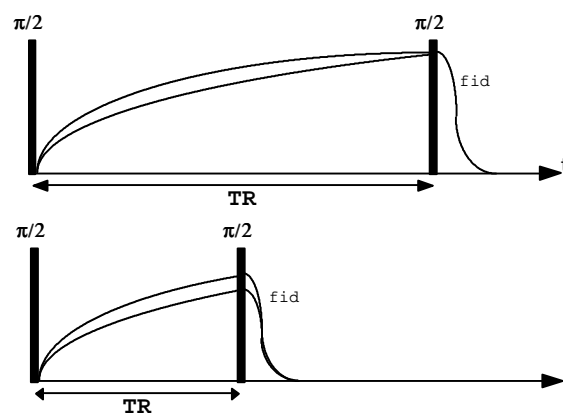


Figura 6 - O método de saturação-recuperação é muito utilizado para aumentar o contraste das imagens obtidas por T_1 .

Além da observação do *fid*, que devido a não uniformidade do campo magnético apresenta perda de coerência de fase dos núcleos no plano transversal, pode-se adquirir *ecos de spin*, figura 7.

Os *ecos de spin* são obtidos com a recuperação da magnetização dos núcleos através da aplicação de um pulso de π . Tal efeito pode ser explicado através de uma analogia com uma corrida de fundo. Na largada todos os atletas encontram-se juntos, porém os atletas mais rápidos tomam a dianteira e o conjunto dos participantes vai se espalhando ao longo do trajeto, de acordo com o ritmo de cada um. Se ao toque de um sinal os corredores derem meia-volta e começarem a refazer o percurso já vencido, cada um com a velocidade que desenvolveu até então, todos chegarão no mesmo instante no ponto de partida.

A amplitude desses ecos decai exponencialmente com o tempo característico T_2 próprio de cada tecido, razão pela qual eles são utilizados na tomografia de RM para aumentar o contraste das imagens obtidas em tecidos cujos valores de T_2 diferem.

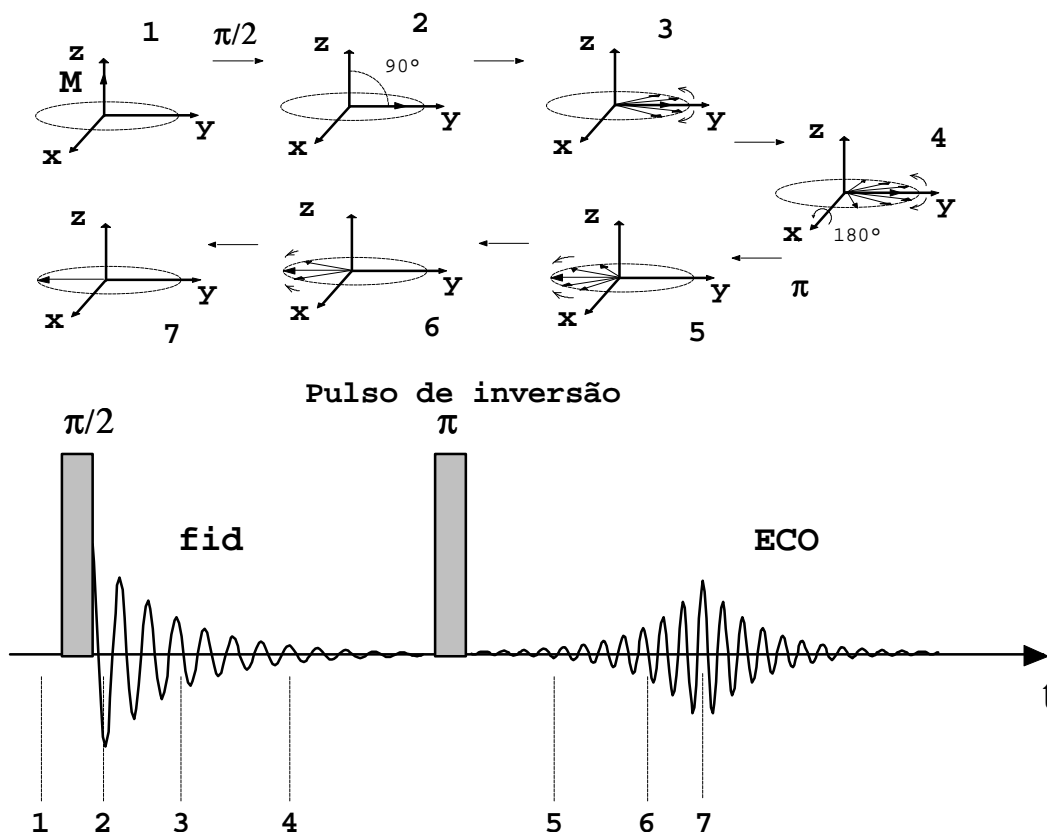


Figura 7 - Formação de um eco de *spin*. Ao se aplicar um pulso de $\pi/2$, a magnetização **M** inicialmente em sua condição de equilíbrio ao longo do eixo Z (1), sofre um deslocamento de 90° , ficando na direção Y (2). Por causa da ausência de uniformidade do campo magnético aplicado sobre a amostra, aparece uma distribuição de frequências de precessão (3), com a conseqüente perda de coerência do estado inicial (4). Essa defasagem pode ser invertida pela aplicação de um pulso de π , que provoca uma rotação de 180° dos *spins* dos núcleos individuais em torno do eixo X(5), um refasamento (6) e a regeneração de um sinal, chamado echo de *spin* (7).

2.1.2. Imagem Bidimensional

Obter uma imagem de um objeto, significa produzir um “mapa”, que em função da posição, registre alguma de suas propriedades. No caso do raio-X, a propriedade relevante é o coeficiente de absorção que cada tipo de átomo apresenta em relação à radiação utilizada, fenômeno relacionado com a densidade e a composição dos diferentes tecidos. No caso das imagens por ressonância magnética, uma das propriedades que podem ser mapeadas é a densidade local de núcleos atômicos. O hidrogênio é o elemento mais utilizado devido a sua relação sinal/ruído (**S/R**), pois além de possuir um elevado valor de seu momento magnético, o corpo humano apresenta grande quantidade deste núcleo. Embora o uso de outros tipos de núcleos também sejam importantes para gerar novas informações sobre o estado fisiopatológico dos tecidos, sua utilização na produção de imagens *in vivo* é ainda bastante limitada. A versatilidade dessa técnica de formação de imagens médicas deriva também de

outra característica, além da densidade dos núcleos, ela permite registrar as variações de outros parâmetros existentes em nível molecular (T_1, T_2).

Como foi visto na sessão anterior, quando uma amostra é perturbada por uma seqüência de pulsos de radiofrequência, esta emite um sinal de RM, o qual é o resultado das voltagens geradas na bobina receptora, por cada um dos núcleos atômicos excitados. Se a amostra encontra-se num campo magnético homogêneo, todos os núcleos “sentem” o mesmo campo e o sinal resultante passa a ter uma única frequência característica, a frequência de Larmor. Se, ao contrário, o campo magnético varia como função da posição, por causa da presença de um gradiente de campo, ter-se-á uma distribuição de frequências de precessão.

Este fenômeno é ilustrado na figura 8 que representa uma experiência de RM, com uma amostra formada por três tubos que contêm quantidades diferentes de água (Q1, Q2, Q3) e portanto de prótons, os quais são posicionados ao longo do eixo X, sob a ação de um gradiente de campo magnético G_X , cuja intensidade varia linearmente na direção de X.

O sinal de RM resultante será a somatória dos *fid*s produzidos por cada tubo, esse sinal pode ser analisado através de uma técnica matemática conhecida como “Transformada de Fourier”. O resultado é a obtenção de um espectro capaz de revelar não só as posições dos três tubos como também suas respectivas quantidades de água. Assim, o espectro é uma representação direta e unidimensional da distribuição espacial da densidade de prótons existentes nas amostras, figura 8d.

A relação entre o sinal de RM e o espectro de frequências correspondente é fundamental para a obtenção de imagens. No entanto, para construir uma imagem “tomográfica” é preciso estender esse método para duas ou três dimensões. Infelizmente, a correspondência biunívoca entre campo e posição não pode ser estendida para mais de uma dimensão, ou seja, não é possível criar um campo magnético que tome valores diferentes em cada ponto de um plano ou de um volume. Assim, torna-se necessário aplicar sucessivamente gradientes de campo ao longo de diferentes direções, para obter-se uma codificação completa da distribuição de prótons na área que se deseja analisar. Cada uma das muitas técnicas propostas para produzir imagens por RM consiste numa forma de implementar essa codificação.

Os diferentes métodos⁵ atualmente existentes apresentam, em geral, duas etapas. Na primeira realiza-se a experiência propriamente dita, ou seja, obtém-se um número suficiente de sinais independentes. Na segunda, esses sinais são processados, de modo a reconstruir a imagem do objeto.

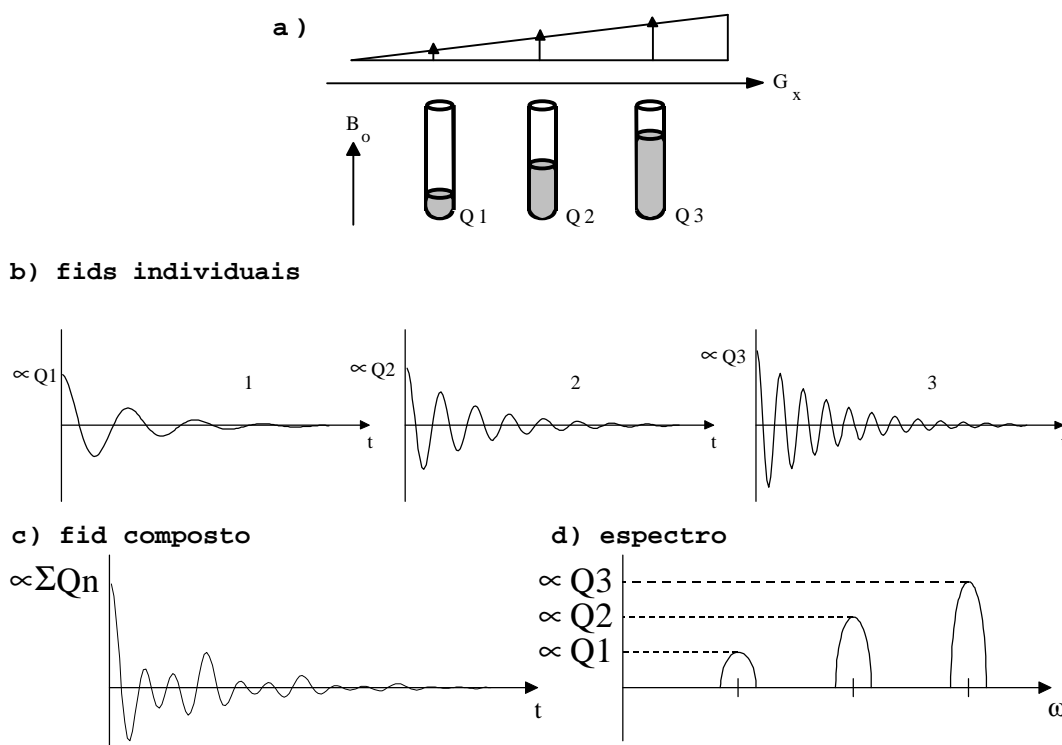


Figura 8 - Experiência de RM feita com três pequenos tubos que contêm diferentes quantidades de água (prótons). Os tubos posicionados ao longo do X, sofrem a ação de um campo magnético uniforme (B_0) e de um campo cuja intensidade varia linearmente com a distância (G_x).

- a) As frequências de precessão dos núcleos atômicos, contidos nos três tubos, são diferentes pela ação do gradiente G_x .
- b) Assim os prótons (1H) de cada tubo contribuem com diferentes componentes de frequências para sinal de RM.
- c) A composição dos sinais individuais gera um sinal complexo.
- d) Pela transformada de Fourier pode-se obter as componentes de frequência e suas intensidades. Estas últimas dão informações sobre a posição e a quantidade de prótons existentes em cada tubo.

Um grupo composto de $L \times N \times M$ sinais independentes pode ser usado para gerar uma imagem com $L \times N \times M$ pontos de um objeto tridimensional. Assim, cada sinal pode apresentar informações provenientes de um ponto, uma linha ou ainda de todo o volume do objeto, o que torna possível classificar os métodos segundo essa característica: métodos de ponto, de linha, planares ou de volume. Os melhores resultados em termos de relação sinal/ruído são obtidos com as técnicas de volume, justamente as que exigem processamento mais complexo e computadores dotados de maior capacidade de memória. Os mais usuais são os métodos planares, também chamados de tomográficos, nos quais se obtém a imagem de apenas um plano do objeto de cada vez. Entre eles, dois destacam-se: o método de reconstrução a partir de projeções (**PR**) e o método da transformada de Fourier bidimensional direta (**2DFT**).

Seleção de Planos

O primeiro problema comum a ambos é a definição de uma forma de seleção do plano^{7,8}, que se deseja analisar dentro de um corpo tridimensional qualquer. Para tal, usa-se a chamada técnica de excitação seletiva, com a aplicação de um gradiente de campo magnético ao longo de um eixo numa dada direção. Consegue-se assim que as frequências de precessão dos núcleos variem linearmente ao longo desse eixo. Em seguida, aplica-se um pulso de RF cujo espectro de frequência não ultrapasse um estreito intervalo. Dessa maneira, a excitação ficará confinada a um determinado plano, ou fatia, de espessura limitada e perpendicular ao eixo escolhido. Apenas os núcleos nele contidos responderão às frequências do pulso, figura 9.

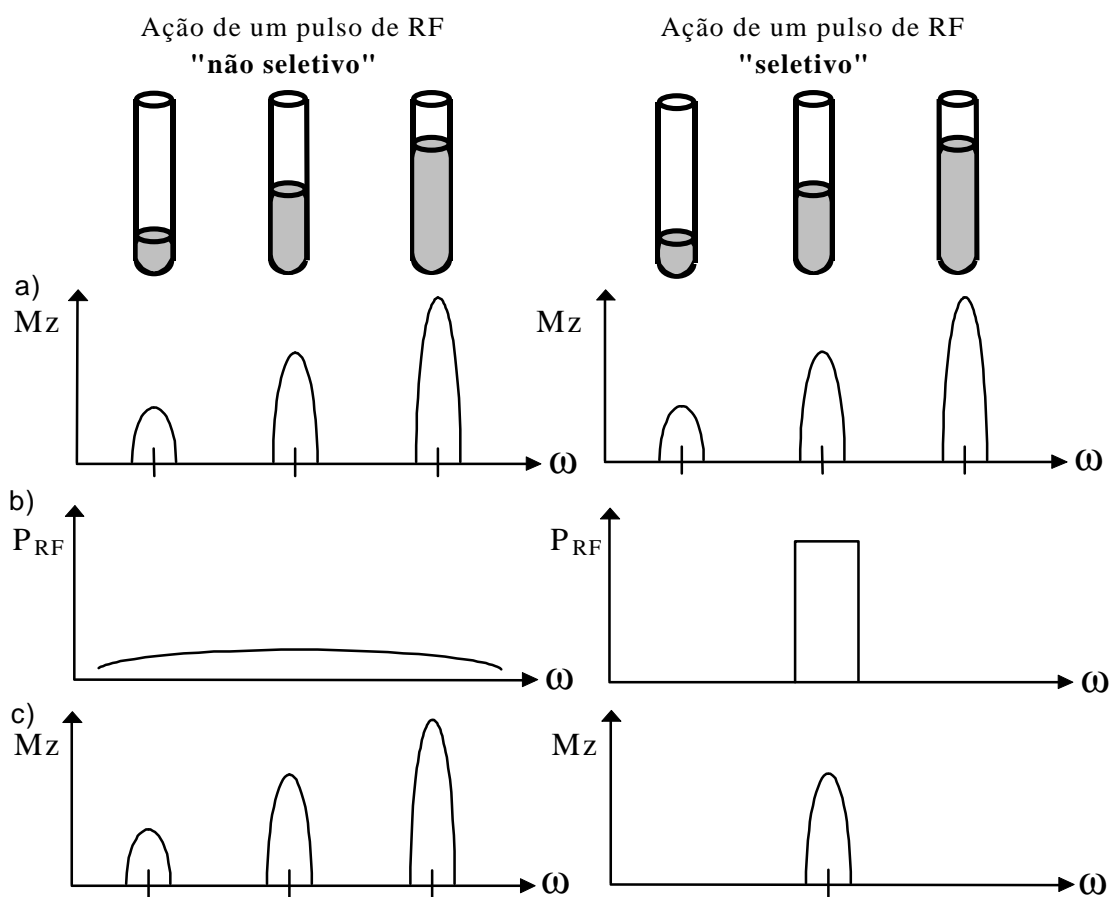


Figura 9 - Experiência de RM da amostra utilizada na figura 8. Do lado esquerdo vê-se a ação de um pulso de RF que possui espectro de frequência mais largo que o da amostra, sendo chamado de “não seletivo”. Se o pulso de RF possuir espectro mais estreito que o da amostra (lado direito), conseguiremos excitar apenas uma região da mesma. Tal pulso é chamado “seletivo”.

- a) Representação da densidade de “spins” da amostra.
- b) Espectro de frequências do pulso de RF.
- c) Densidade de “spins” excitados pelo pulso.

Reconstrução por projeções (PR)

O método de reconstrução a partir das projeções, um dos primeiros a serem utilizados na tomografia por RM, é de fácil implementação, pois dispensa dispositivos de controle muito sofisticados na geração dos pulsos de gradientes e de RF. Nesse método, logo após a seleção do plano que se deseja analisar, aplica-se um segundo gradiente (\mathbf{G}_0) numa direção qualquer desse plano. Os núcleos situados em linhas perpendiculares a \mathbf{G}_0 , chamados isocromatas, possuem frequências de ressonância que dependem de sua posição ao longo de \mathbf{G}_0 . Obtém-se assim uma codificação dessas frequências, que resulta em um espectro proporcional à projeção da densidade do objeto ao longo da direção escolhida. Aplicando-se o gradiente em outras direções do plano obter-se-á projeções, tomadas a partir de diferentes ângulos, da densidade de núcleos existentes, a imagem pode ser construída a partir dessas informações, utilizando um algoritmo matemático apropriado.

A variação angular da direção em que se aplica o gradiente \mathbf{G} permite obter informações a respeito de todo o plano, contornado o problema geral, da impossibilidade de criar-se uma situação em que todos os pontos do plano possuam diferentes valores de campo magnético. Esse método, usado em 1973 no trabalho pioneiro de P.C. Lauterbur³, guarda forte analogia com o da tomografia computadorizada, que usa a varredura de um feixe de raios-X, colimado em diferentes direções, para produzir projeções da densidade de massa.

Transformada de Fourier Bidimensional

O método da transformada de Fourier bidimensional direta, segue outro caminho. Através da excitação seletiva, seleciona-se a fatia relevante (que suporemos pertencer ao plano xy) e cria-se uma situação em que, num dado instante, todos os núcleos atômicos nela situados precessionam em fase e com a mesma frequência. Aplica-se em seguida, por um breve instante, um gradiente \mathbf{G}_Y , chamado codificador de fase, para produzir uma discriminação de frequências na direção y da fatia. Após tal aplicação, cada isocromata de \mathbf{G}_Y terá evoluído para uma fase diferente, determinada pela duração e a amplitude do gradiente na coordenada y da fatia. Para que os dados possam ser processados, ainda é necessário aplicar-se um gradiente \mathbf{G}_X , cuja função é gerar isocromatas em coordenadas x da fatia, ou seja, criar linhas perpendiculares a \mathbf{G}_X onde os núcleos possuem uma mesma frequência de ressonância. No entanto, a ação prévia de \mathbf{G}_Y já produziu uma codificação de fase ao longo desses isocromatas, como mostra a figura 10. Como consequência, haverá contribuições de diferentes isocromatas na composição do sinal de RM, cujas amplitudes e fase ficam dependentes da codificação precedente. Para conseguir dados suficientes à reconstrução de uma imagem, todo esse processo precisa ser repetido, mudando-se de cada vez a codificação de fase, isto é, aumentando-se a intensidade do gradiente \mathbf{G}_Y .

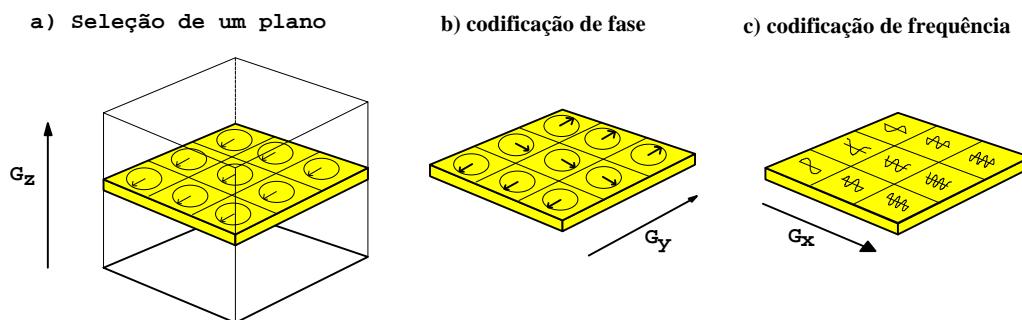


Figura 10 - Método da transformada de Fourier bidimensional direta, a qual exige 3 etapas, antes da formação da imagem.

- Com o gradiente G_z e o pulso seletivo seleciona-se a fatia. Esse processo ocorre durante o intervalo I, na figura 11.
- Aplica-se, durante o intervalo de preparação (II, na figura 11), um gradiente G_y , chamado de codificador de fase. Ao final, o ângulo de rotação dos spins varia ao longo da direção Y por causa da diferença em suas frequências de precessão.
- Durante a aquisição, (intervalo III, na figura 11), aplica-se um gradiente G_x , que dá um aumento no valor do campo magnético ao longo da direção X, fazendo com que a frequência de precessão dos spins passe a ser proporcional à sua ordenada X. Assim o sinal resultado difere por sua frequência ao longo de X e por sua fase ao longo de Y. O processo acima é repetido M vezes para M valores de G_y . Para obter a imagem, os dados obtidos são submetidos a uma transformada de Fourier bidimensional direta, com relação às variáveis t (tempo) e G_y .

Essa técnica foi desenvolvida por J. M. S. Hutchison⁹ a partir do trabalho pioneiro de R. R. Ernst¹⁰, de 1975. Nela, o problema da correspondência biunívoca entre campo e posição é contornada através da aplicação de dois gradientes de campo magnético (G_x e G_y), em momentos diferentes, de modo a produzir duas codificações independentes e relacionadas a direções ortogonais.

O uso dos métodos descritos acima exige a aplicação sucessiva de pulsos de RF e gradientes de campo magnético em diferentes direções. A figura 11 mostra uma seqüência usual, na qual os sinais processados são os *ecos de spin*.

Ambos os métodos podem ser estendidos a três dimensões, através da excitação de um volume inteiro (e não apenas de uma fatia) e da codificação espacial de fases e frequências nas três dimensões, com o uso de gradientes apropriados. Porém essa técnica exigirá mais tempo para a aquisição de dados e um computador dotado de maior capacidade de memória, mas a informação volumétrica final obtida permitirá a formação de imagens com a mesma resolução em qualquer orientação no espaço.

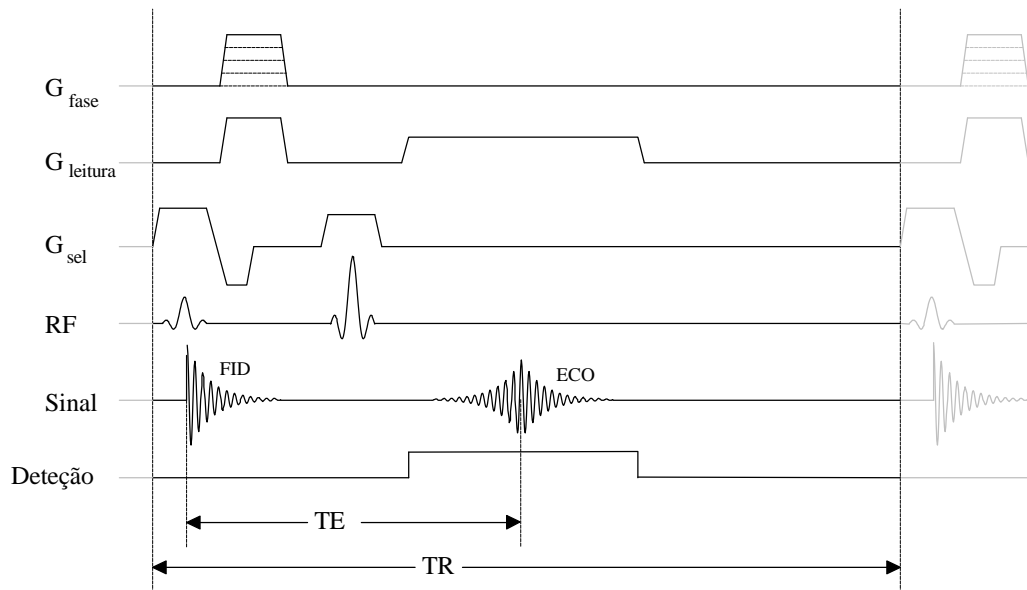


Figura 11 - Seqüência típica de pulsos utilizada no método de Fourier bidimensional para a obtenção dos sinais formadores das imagens. A figura destaca o tempo de repetição (**TR**) e o intervalo existente entre o pulso seletivo de $\pi/2$ e o intervalo em que o eco é máximo (**TE**, tempo de eco). A mudança desses valores permite usar as diferenças nos tempos de relaxação **T₁** e **T₂** para contrastar as imagens de densidade de prótons.

Assim, ambas as técnicas demonstradas aqui, permitem ver numa tela o mapeamento da densidade de prótons. Mas a intensidade desigual das partes da imagem não decorre apenas desse fator, reflete também as propriedades de relaxação dos núcleos, medida através dos valores dos parâmetros **T₁** e **T₂**. Essa segunda característica é importante porque há ocasiões onde é necessário diferenciar-se órgãos ou tecidos moles que possuem praticamente a mesma densidade de núcleos de hidrogênio (prótons), mas seus parâmetros de relaxação **T₁** e **T₂** variam de forma significativa. Nestes casos a escolha de uma seqüência adequada de pulsos permite aumentar o contraste entre os diferentes tecidos, aproveitando as variações de intensidade na imagem causadas pelos seus diferentes tempos de relaxação. Numerosas experiências, tanto *in vivo* como *in vitro*, mostraram a existência de diferenças notáveis entre os valores dos tempos de relaxação de tecidos normais e patológicos. Essas alterações são muito maiores do que as que ocorrem na densidade de prótons, e facilmente detectáveis pela tomografia por RM.

É interessante notar que, embora exista hidrogênio (prótons) em praticamente todas as moléculas orgânicas presentes nos organismos vivos, apenas os prótons associados à água intercelular relativamente móvel contribuem de forma significativa para a intensidade da imagem.

Ao contrário das imagens por raios-X, as obtidas por RM são notáveis pela ausência de distorções devidas à presença de ossos, os quais, tendo pouco hidrogênio, aparecem nas imagens tomográficas como regiões escuras. Essa característica permite observar

tecidos profundamente imersos em estruturas ósseas, como a base do cérebro, a medula espinhal e a glândula pituitária.

2.2. Instrumentação

Sob vários aspectos, a aquisição de sinais de RM é semelhante a de um receptor de rádio, que detecta, através de uma antena, um sinal de radiofrequência emitido por uma estação.

Na RM, fazendo o papel de emissora de rádio, existe um gerador de radiofrequência que estabelece uma oscilação altamente estável, esse sinal é então fornecido a uma unidade geradora de pulsos, necessários a seqüência de medidas. O sinal resultante é amplificado por um transmissor, até um nível de potência de algumas centenas de watts, e aplicado às bobinas de radiofrequência, que funcionam como uma antena, excitando os prótons e em seguida recebendo os sinais fracos emitidos por estes. Esses sinais são então dirigidos ao receptor de radiofrequência, para serem amplificados, detectados, digitalizados e finalmente enviados a um computador onde são processados e armazenados.

A figura 12 mostra esquematicamente um sistema de RM típico, capaz de gerar imagens *in vivo* do interior do corpo humano. O sistema é composto por um magneto principal; um gerador de gradientes de campo magnético (controlador) e o conjunto de bobinas de gradiente; um sistema de computação e um conjunto de dispositivos que manipulam a radiofrequência, como o gerador de RF, o transmissor para amplificar a mesma, o receptor/demodulador e finalmente as bobinas de excitação e recepção.

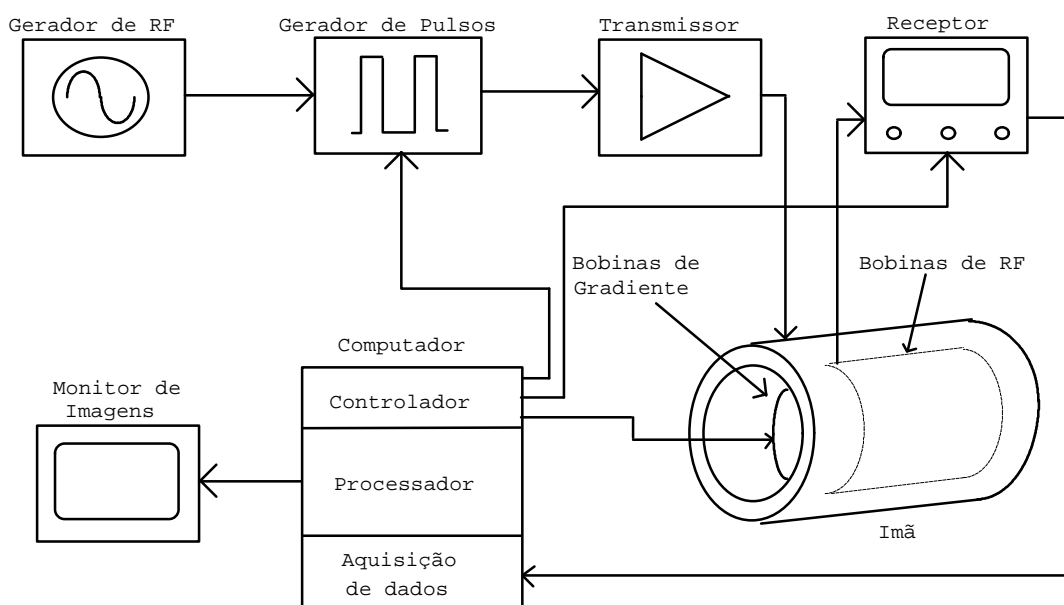


Figura 12 - Sistema Típico de RM para imagens.

O campo magnético principal pode ser gerado com auxílio de um dos seguintes equipamentos:

- Um ímã permanente; cuja intensidade máxima de campo é limitada a um valor em torno de 3000 Gauss.
- Um solenóide resistivo; cuja intensidade máxima de campo é da ordem de 1500 Gauss e normalmente apresenta problemas de estabilidade do campo e elevado consumo de energia elétrica.
- Bobinas supercondutoras; que fornecem altos campos magnéticos e excelente estabilidade de campo, mas apresentam o inconveniente de terem um alto custo de aquisição, instalação e manutenção, com a necessidade de líquidos criogênicos, como nitrogênio e hélio.

Em qualquer caso, o magneto utilizado deve preencher condições de homogeneidade e estabilidade de campo extremamente severas da ordem de uma parte por milhão, a fim de viabilizar a obtenção de uma resolução espacial desejada.

O sistema de gradientes de campo magnético, consiste de três conjuntos de bobinas independentes, usados na produção de gradientes ortogonais e lineares no espaço, necessários à seleção de planos e à codificação espacial. Seu desenho apresenta dificuldades relacionadas principalmente ao manuseio de fortes correntes pulsadas e à interação com partes metálicas, causando interferências na estabilidade do campo magnético principal.

O sistema de radiofrequência (RF) consiste de um gerador de RF altamente estável, variação menor que 10^{-8} ppm/dia e uma unidade onde serão conformados os pulsos exigidos para cada seqüência específica. Depois de amplificados no transmissor, até atingirem potências de algumas centenas de watts, esses pulsos são aplicados à bobina encarregada de excitar os núcleos. Essa mesma bobina ou outra, é utilizada na detecção dos fracos sinais de RM resultantes. Estes por sua vez, são amplificados e detectados pelo receptor de baixo ruído, que provê um sinal ao sistema de aquisição, capaz de digitalizá-lo, processá-lo e posteriormente armazená-lo. Todo sistema é controlado por um computador que finalmente calcula e mostra a imagem final num sistema de visualização gráfico.

2.3. Tomógrafo Desenvolvido no DFI-IFSC

Após a apresentação dos módulos básicos em um equipamento de RM, será apresentado e analisado a estrutura do tomógrafo de RM desenvolvido no DFI-IFSC-USP (TORM-005).

Na figura 13 tem-se um diagrama de blocos dos principais componentes do TORM, mostrando com mais detalhes os módulos já descritos anteriormente.

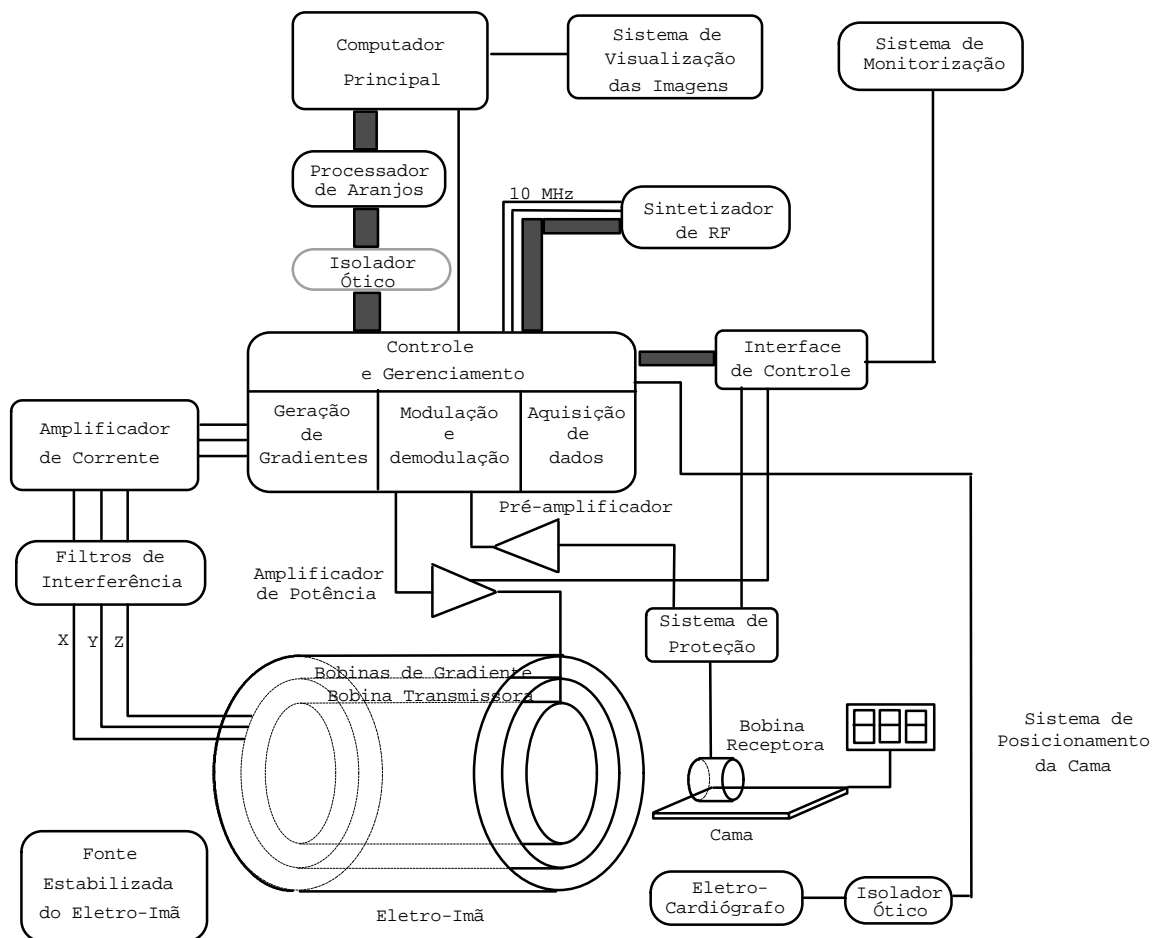


Figura 13 - Diagrama de Blocos do TORM-005.

No diagrama de blocos pode-se ver o sistema de visualização, o qual é formado por um Macintosh II-FX. Com esse sistema pode-se dispor várias imagens juntas, efetuar comparações ou medições, tais como área, comprimento; ou variações de contraste, brilho, etc.

Além de servir como sistema de visualização, o mesmo é utilizado como terminal do computador principal, um microVAX 3300^{11,12} operando com o sistema operacional microVMS 5.4-1¹³.

É responsabilidade deste computador principal, o gerenciamento e execução de todo software de controle e aquisição de imagens, bem como o carregamento desses programas nos respectivos módulos, tendo ainda como funções, a transferência das imagens para o sistema de visualização e armazenamento dos dados e das imagens para possíveis consultas posteriores.

Os dados das imagens são transferidos do módulo de controle em tempo real, para o microVAX através do processador de arranjos AP500 e do acoplador ótico AN9104, ambos da Analogic.

O acoplador ótico serve como sistema de desacoplamento elétrico para evitar possíveis “ground loops”, interferências devido as altas velocidades de transferência dos dados (3,3Mbytes/Seg).

O processador de arranjos, serve como sistema de promediação e pré-processamento dos dados, e possui uma interface com o computador principal.

O módulo AN9100 da Analogic é o coração do sistema, tendo toda responsabilidade na geração, excitação, recepção e digitalização dos sinais em tempo real, envolvidas na obtenção das imagens.

A seguir tem-se uma lista das funções desempenhadas pelo AN9100:

- Geração das formas de onda utilizadas nos gradientes X,Y e Z.
- Geração e modulação da RF, tanto em AM como em FM.
- Detecção da RF em fase e quadratura.
- Digitalização dos sinais demodulados em 16 bits
- Armazenamento temporário dos dados
- Geração de eventos em tempo real e sincronização dos outros módulos.

O AN9100 é formado por um conjunto de placas “inteligentes”, interligadas através de um duto padrão (VMEBUS¹⁴), contendo um mestre denominado controlador que é constituído por um microprocessador MC68010 da Motorola; todas as funções do AN9100 são supervisionadas por esse controlador. Para a geração dos gradientes é utilizado outro microprocessador o TMS32010 da Texas, próprio para processamento de sinais; outro TMS32010 é o encarregado da geração da modulação.

Um seqüenciador de eventos, formado por lógica discreta TTL, é responsável pela geração de eventos em tempo real com resolução de 100 ns.

Para que todos os sinais, mesmos os gerados pelos microprocessadores, tenham sincronismo entre si, utiliza-se um sintetizador de RF PTS250, como única referência de “clock” (10 MHz), utilizado inclusive para obter o sinal de RF, através de batimento de frequência.

As formas de onda responsáveis pela codificação espacial do sinal de RM, são amplificadas por um conjunto de três amplificadores de corrente e enviadas as bobinas de gradiente, montadas no magneto.

Os amplificadores de corrente da Oxford¹⁵, utilizados no imã supercondutor, foram modificados para permitir seu funcionamento também com o eletromagneto da Hitachi, o qual produz um campo magnético de 500 gauss.

A RF modulada em amplitude e em frequência é amplificada por um amplificador de RF da Analogic AN8031, o qual fornece seu sinal a sonda transmissora.

O sinal gerado na sonda receptora é fornecido, através de um sistema de proteção contra excesso de potência, desenvolvido no grupo, a um pré-amplificador de RF da TRONTECH, o qual por sua vez fornece o sinal amplificado a unidade de demodulação do AN9100.

Desenvolveu-se uma interface de controle permitindo que o MC68010 controle os módulos externos ao AN9100, tais como amplificador de potência, sistema de proteção do pré, etc. Essa interface possui ainda um sistema de visualização próprio, o qual permite observar, entre outras, os sinais de RF demodulados, tanto para análise como para calibração e sintonia.

Como dispositivos extras tem-se a fonte do eletroimã, também da Hitachi, responsável por manter estável a corrente do mesmo; um eletro-cardiógrafo, também desenvolvido, ligado a um sistema de desacoplamento ótico, por motivos de segurança do paciente, fornece sinais de sincronismo ao tomógrafo no caso de imagens do coração.

O sistema de arrefecimento do amplificador de corrente, da fonte do eletroimã e do próprio eletroimã, embora não mostrado no esquema, é de grande importância para o correto funcionamento do tomógrafo bem como da estabilidade térmica do imã. Sem essa estabilidade, o campo magnético sofreria variações, as quais afetariam a qualidade das imagens.

2.4. Módulos de “Software”

Para fazer todos os módulos de “hardware” funcionarem de forma integrada, foi necessário desenvolver-se um conjunto de programas que executados nas diversas CPUs, permitam a obtenção de imagens de RM.

A figura 14 apresenta um diagrama dos programas que foram implementados para cada máquina e suas interfaces de comunicação.

Tem-se o seguinte funcionamento do conjunto de programas:

Um programa de inicialização, carrega inicialmente a técnica desejada pelo operador, carregando o AN9100 e o AP500 com as rotinas necessárias. Durante a fase inicial do exame o operador utiliza o programa PROTO e SETUP para modificar os parâmetros, definindo assim um protocolo como: o número de médias e de imagens, posição das imagens, etc. Finalmente os parâmetros são carregados nos respectivos módulos do AN9100 e do AP500.

Ao ser acionado a aquisição, no microVAX, um sub-processo é criado para controlar o AP500 na aquisição e coleta de dados, sendo que o processo principal continua a

gerenciar o AN9100, mandando-o disparar o programa que controla o seqüenciador e o controlador. Esse por sua vez, controla a execução dos programas dos outros módulos, sincronizando cada evento do sistema, por conseqüência o tomógrafo passa a excitar os prótons no paciente e este a fornecer os sinais de RM, os quais são captados, demodulados e digitalizados. Após esses dados terem sido digitalizados eles são transferidos ao AP500 para promediação e pré-processamento e finalmente são enviados ao microVAX para a reconstrução das imagens e transferência ao MacII-FX para visualização.

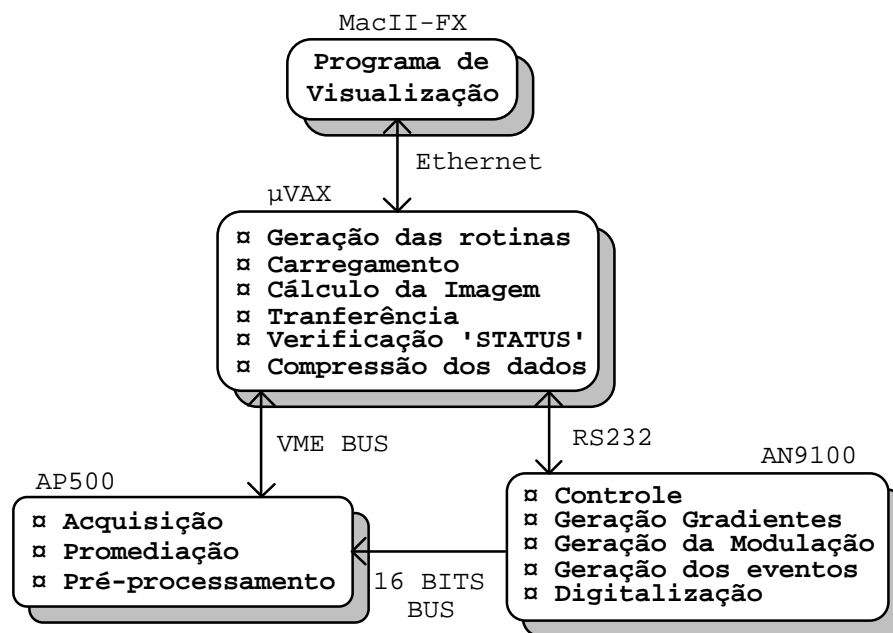


Figura 14 - Módulos de “software” e suas interfaces de comunicação.

Para ajustes e testes existem seqüências próprias, que por exemplo adquirem dados e mostram sua intensidade, através de barras gráficas, na janela do Macintosh II-FX (MacII-FX), ou ainda permitem enviar os dados de volta ao AN9100 para que sejam mostrados no sistema de visualização próprio deste.

No microcomputador MacII-FX utiliza-se um “software” de domínio público chamado NIH-Imager, modificado para permitir abrir, posicionar e visualizar as imagens transferidas. Essas imagens são transferidas do microVAX para o MacII-FX de forma transparente para o usuário, através do protocolo TCP/IP via programa FTP, pela conexão Ethernet entre ambas.

O NIH-Imager está escrito em Pascal com trechos em linguagem montadora, “Assembler”, do Mac 680x0.

Executando no microVAX, tem-se uma série de programas, escritos em C e em FORTRAN, para efetuar diversas tarefas desde o projeto da seqüência de eventos e tipos de técnicas de aquisição de dados em RM, até o “software” de reconstrução de imagens.

Cross-compiladores, isto é, compiladores para os TMS32010 executados no microVAX, são utilizados durante a fase de desenvolvimento das seqüências para compilar pseudo códigos que quando executados nos TMS32010, geram os gradientes e a modulação. Um outro cross-compilador é utilizado para gerar os programas do seqüenciador de eventos e do controlador MC68010. Esses cross-compiladores são escritos em C, e seu arquivo de entrada a ser compilado é formado por uma série de chamadas de sub-rotinas. Estas montam códigos em linguagem de máquina, conforme o tipo da sub-rotina chamada, por exemplo, criar um “loop”, gerar uma rampa, ativar uma linha e assim por diante. Além desses programas existe outro para a aquisição dos dados do AN9100, o qual roda no AP500 e no microVAX. Esse programa é escrito em FORTRAN com trechos que são executados em AP500 e outros no microVAX. E finalmente existe o programa que gera a imagem tomográfica escrito em FORTRAN com subrotinas em C, para aumentar a velocidade de escrita dos dados no disco, como será discutido em capítulo posterior.

O programa SETUP, escrito em C, atualiza os parâmetros de controle necessários conforme a técnica escolhida (protocolo) e recarrega-os nos módulos respectivos. Isso evita a recompilação de todos os programas que rodam no AN9100, assim não é necessário o carregamento de toda a seqüência.

Para facilitar a modificação de vários parâmetros, principalmente para a seleção de plano oblíquos, um programa chamado PROTO, escrito em C, serve como interface entre o operador e o programa SETUP.

A reconstrução de imagens, executado no microVAX, tem como formato do arquivo de saída tipo “raster”, denominado localmente de PAC, o qual é lido diretamente pelo programa NIH-Imager.

Para permitir a conversão de formato do arquivo de imagens, e assim sua visualização em outras plataformas e programas, foi desenvolvido um programa que converte o formato PAC em outros mais conhecidos, como por exemplo TIFF, JPEG, GIF, SUN, PCX, BMP, etc.

Do ponto de visto do usuário, as relações entre os módulos podem ser visualizadas na figura 15.

Inicialmente o sistema permite duas possibilidades, o desenvolvimento de uma nova técnica ou a aquisição de dados utilizando-se das técnicas já implementadas (Exame). Com o uso dos “Cross”-compiladores projeta-se a nova técnica, como será descrito posteriormente. Durante a fase de exame, escolhe-se a técnica (Inicialização) e utiliza-se o programa PROTO/SETUP para adequar os parâmetros ao exame desejado. A freqüência de operação, potência de transmissão e ganho do receptor são então verificados e ajustados com o uso de programas apropriados. Finalmente o sinal é coletado, processado e a imagem é

examinada no sistema de visualização. Após isso pode-se trocar de técnica ou modificar os parâmetros para uma nova aquisição de dados utilizando-se da mesma técnica. Ao termino do exame pode-se converter as imagens adquiridas para vários outros formatos, possibilitando sua visualização em outros sistemas.

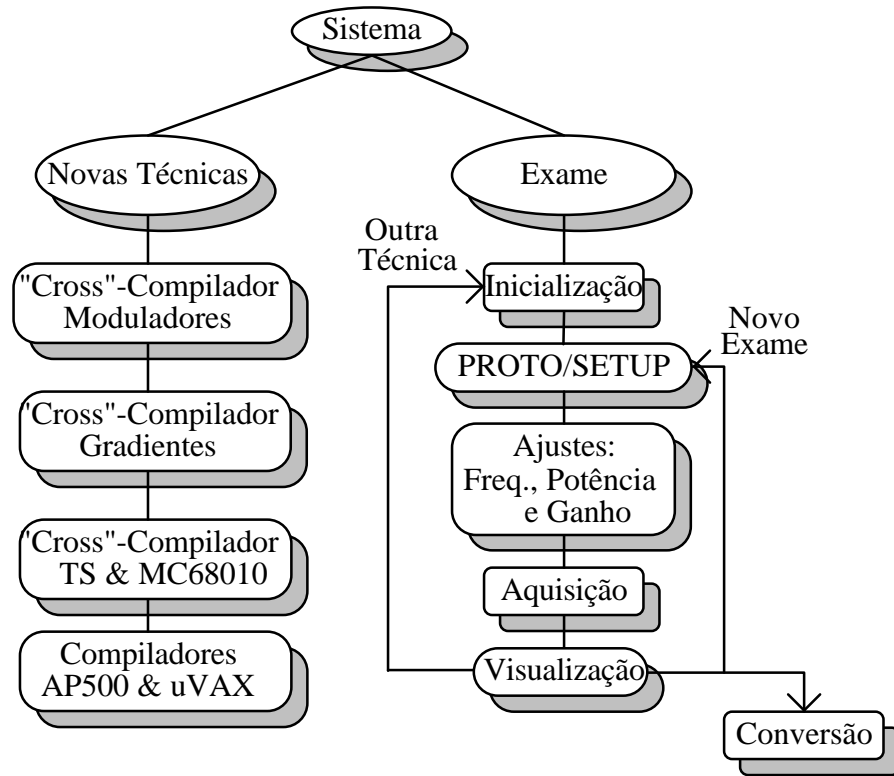


Figura 15 - Módulos de “software”, visão do usuário.

Capítulo 3

3. PRINCÍPIOS DE PROGRAMAÇÃO DO “HARDWARE”

Neste capítulo, apresentar-se-á os princípios de programação do módulo espectrômetro AN9100 e do processador de arranjos AP500, responsáveis pela geração dos sinais necessários ao tomógrafo e pré-processamento dos sinais adquiridos.

Com a finalidade de entender-se melhor a programação do AN9100, dar-se-á uma descrição dos submódulos que formam o AN9100.

3.1. Descrição do Módulo Espectrômetro (AN9100)

Como visto, no capítulo anterior, o sistema AN9100¹⁶ da Analogic é o responsável pelas seguintes tarefas:

- Geração das formas de onda dos gradientes Gx, Gy, Gz.
- Geração e modulação da RF tanto em amplitude como em frequência.
- Detecção da RF em fase e em quadratura.
- Digitalização dos sinais detectados.
- Armazenamento temporário dos dados e transferência ao AP500.
- Geração de eventos, em tempo real, e sincronização do sistema.

Um diagrama simplificado do AN9100 é apresentado na figura 16.

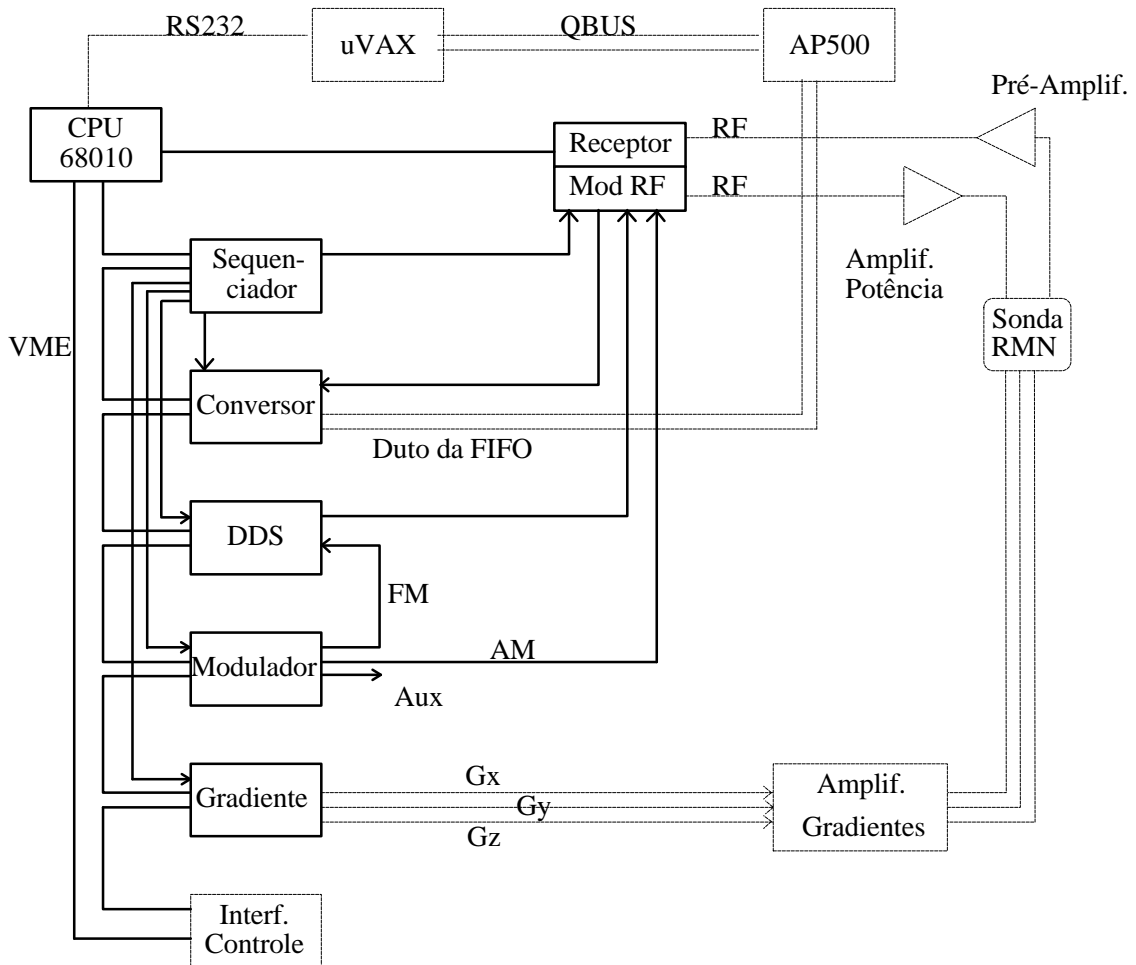


Figura 16 - Diagrama em blocos do AN9100.

3.1.1. Unidade Central de Processamento “CPU”

A CPU principal é ilustrada na figura 16, a qual é formada por um processador MC68010 de 16 “bits” da Motorola, com “clock” de 10 MHz, síncrono com o “clock” do sistema, 16 KBytes de ROM e 256 KBytes de RAM dinâmica.

Todos os submódulos do AN9100 são conectados a CPU principal através do duto padrão VME e mapeados na memória deste, dessa forma cada submódulo apresenta-se a CPU como um ou mais registros como se fossem memórias.

A CPU principal tem como funções básicas a verificação e inicialização de todo o sistema, bem como o carregamento dos programas necessários a ela e aos outros submódulos. Durante a fase de execução dos programas a CPU tem a função de supervisionar e auxiliar o resto do sistema, principalmente o seqüenciador (TS), visto que este não possui “inteligência”.

3.1. Descrição do Módulo Espectrômetro (AN9100)

3.1.2. Seqüenciador (TS)

O seqüenciador ou “Timing sequencer” (TS) tem como função gerar as seqüências de eventos em tempo real, necessários à sincronização da geração de gradientes, RF, moduladores e sistema de aquisição de dados. O mesmo é composto por uma memória de 8 KBytes e circuitos de controle. Esta memória armazena os eventos que devem ser gerados em ordem seqüencial e o tempo de duração de cada um desses eventos. A capacidade da mesma permite 1024 eventos, podendo cada um durar de 1 μ s a 16 seg, com incrementos de 1 μ s. O circuito de controle contém registradores que permitem repetições (n vezes) de apenas um determinado conjunto de eventos, criando assim um “loop”, o qual é chamado de “loop” por “hardware”. Os “loops” por “software” são criados com o auxílio de interrupções do MC68010. O circuito de controle possui ainda um sinal de parada (“stop”), o qual mantém o seqüenciador no mesmo evento a espera de um pulso externo (“resume” externo) ou da mudança do bit “internal resume” no registrador do circuito de controle, para que o seqüenciador possa avançar para o próximo evento. Esse sinal é utilizado, por exemplo, durante as aquisições de imagens do coração, sincronizando a seqüência com o “trigger” cardíaco.

A seqüência de eventos é formada por um conjunto de 32 bits, interligados aos outros submódulos, permitindo ao TS controlar praticamente todo o AN9100. Esses 32 bits são distribuídos em:

- Bit 0 à 8 - Destinados ao usuário.
- Bit 9, 20, 23 à 26 - Reservados.
- Bit 10 à 13 - Atenuadores da RF.
- Bit 14 - Habilitação da RF.
- Bit 15 - Usado para testes do Receptor.
- Bit 16 - Habilitação da geração dos gradientes.
- Bit 17 - Habilitação da geração da modulação.
- Bit 18 e 19 - Controle da fase da RF.
- Bit 21 - “Reset” da fase da RF.
- Bit 22 - Habilitação dos conversores A/D.
- Bit 27 à 29 - Interrupção da CPU principal (MC68010).
- Bit 30 - Repetição.
- Bit 31 - Parada “Stop”.

O MC68010 carrega os eventos na memória do TS e envia um sinal de disparo para iniciar sua execução, porém a partir desse momento a CPU perde acesso a memória do

3.1. Descrição do Módulo Espectrômetro (AN9100)

TS, dessa forma os eventos só podem ser modificados se o TS for reinicializado com a parada da seqüência em andamento.

3.1.3. Geração dos Gradientes

O gerador de gradientes tem como função fornecer em tempo real as formas de onda utilizadas para estabelecer os gradientes de campo magnético nas 3 direções x,y,z, utilizados (juntamente com a modulação da RF) na seleção e codificação dos planos na RM.

No AN9100 essa tarefa é feita por um processador de sinais da *Texas Instrument* TMS32010 de 16 bits com “clock” de 20 MHz, também sincronizado com o sistema através de um circuito “Phase-Locked Loop” (PLL). Esse processador possui 4 K x 16 bits de RAM para programa e 16 K x 16 bits para dados, ambas são mapeadas no MC68010, porem este só tem acesso as mesmas quando o TMS32010¹⁷ está parado. A seguir tem-se um diagrama de blocos do gerador de gradientes (Figura 17).

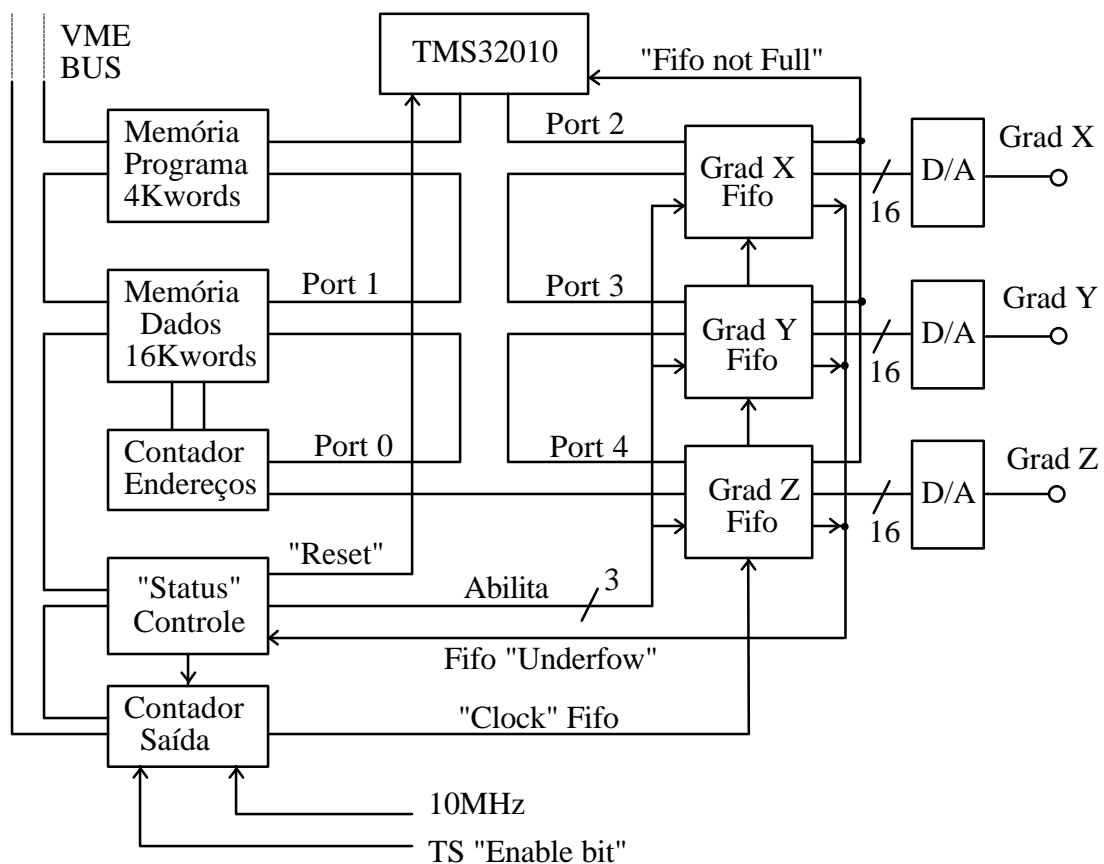


Figura 17 - Diagrama em blocos do gerador de gradientes.

O TMS é capaz de gerar formas de onda com resolução temporal de 10 μ s a 64 ms com incrementos de passo de 1 μ s e com uma resolução de 16 bits em amplitude, simultaneamente nos 3 canais. Isto é conseguido com a utilização de FIFOS (“First-In First-

3.1. Descrição do Módulo Espectrômetro (AN9100)

Out”) e um contador que fornece a taxa de remoção dos dados da FIFO para os conversores digital-analógicos (D/A) nos 3 canais. As FIFOS são capazes de armazenar 16 palavras de 16 bits, cada uma. Os conversores D/A são de 16 bits e fornecem uma voltagem de saída de +5 Volts à -5 Volts.

Um sinal fornecido pelas FIFOS (“Fifo not Full”), permite ao processador verificar quando as mesmas estão “cheias” e dessa forma aguardar que os dados sejam removidos pelo sinal de “clock” vindo do contador e enviados aos conversores. Dessa forma pode-se disparar o processador para calcular as formas de onda e somente quando necessário o TS habilita o contador para que os conversores D/A gerem os sinais analógicos necessários a criação dos gradientes de campo magnético.

Registradores de “Status” e controle, permitem ao MC68010, monitorar o estado de execução do controlador TMS32010, bem como a taxa de remoção dos dados da FIFO e verificar a ocorrência de falta de dados na mesma (“Fifo Underflow”).

Através de um registrador/contador, cujo conteúdo é utilizado como endereço para a memória de dados, o TMS pode acessar 32 Kbytes (16 Kwords) de memória utilizado como memória de dados e parâmetros para a geração das formas de onda.

3.1.4. Geração da Modulação

O sistema de modulação, tem como objetivo criar as envoltórias da RF, através da variação da frequência e amplitude da mesma, permitindo (juntamente com os gradientes) a seleção e a codificação dos “spins” no plano desejado na RM.

O circuito para gerar as modulações tanto em amplitude (AM), como em frequência (FM), é feito por outro TMS32010 com a mesma configuração do TMS do gerador de gradientes.

A figura 18 mostra o diagrama de blocos do gerador de modulação, sendo que a diferença entre os dois TMSs está no fato de suas memórias estarem mapeadas no MC68010 em endereços diferentes e as saídas das FIFOS serem utilizadas de formas diferentes. A saída de uma das FIFOS é fornecida a um conversor D/A de 12 bits, o qual gera o sinal de modulação em AM. A outra saída é utilizada em uma “latch” de 16 bits para mudar a frequência do sintetizador digital, modulando assim em FM a RF. Finalmente a ultima saída é fornecida a um conversor D/A de 12 bits, disponível como canal auxiliar, podendo gerar formas de ondas de apoio.

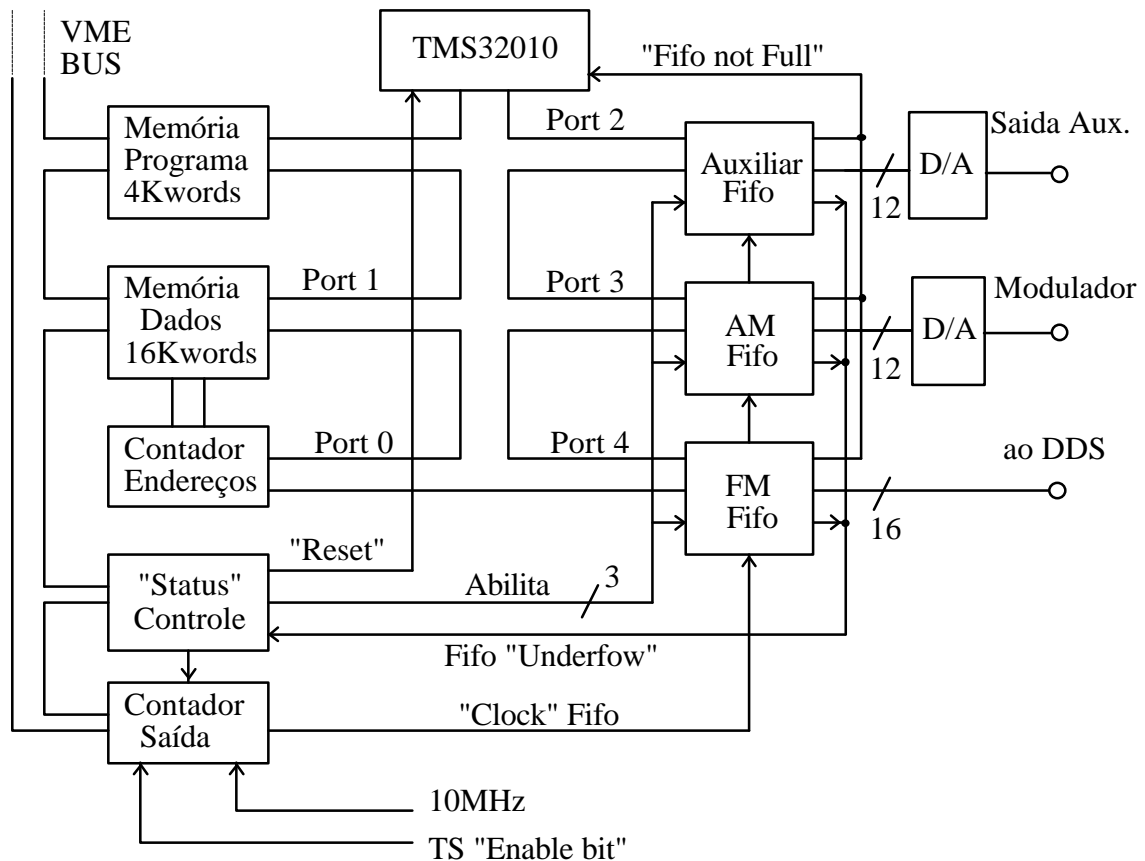


Figura 18 - Diagrama em blocos do modulador TMS32010.

A saída utilizada para programar o sintetizador digital permite modular a RF em frequência com uma resolução de aproximadamente 9,5 Hz por bit numa faixa dinâmica de 0 à 625 KHz, como será mostrado a seguir.

3.1.5. Sintetizador Digital (DDS)

O sintetizador digital (“Direct Digital Synthesizer”) é um circuito destinado a gerar um sinal senoidal de baixa distorção, com frequência variável e fase determinada, utilizando para isso circuitos digitais.

O DDS do AN9100 gera uma frequência entre 7,5 a 8,1 MHz, sob o controle da saída de FM do gerador de modulação (TMS32010).

O diagrama básico do DDS é mostrado na figura 19, onde o valor numérico da frequência a ser gerada (**NF**) é formado por 20 bits, sendo 16 fornecidos pelo modulador de FM e 4 bits estático (**1100**) contidos em um registrador, o qual não podem ser modificados em tempo real.

O valor numérico da frequência é somada, no registrador RP, a sua soma anterior, a uma taxa dada pela frequência f_s em um “loop” contínuo. O transbordo do somador (max) é

desprezado, assim a saída do registrador RP é uma rampa digital, a qual é convertida em uma forma de onda senoidal por uma tabela de senos contida em uma memória não volátil (EPROM).

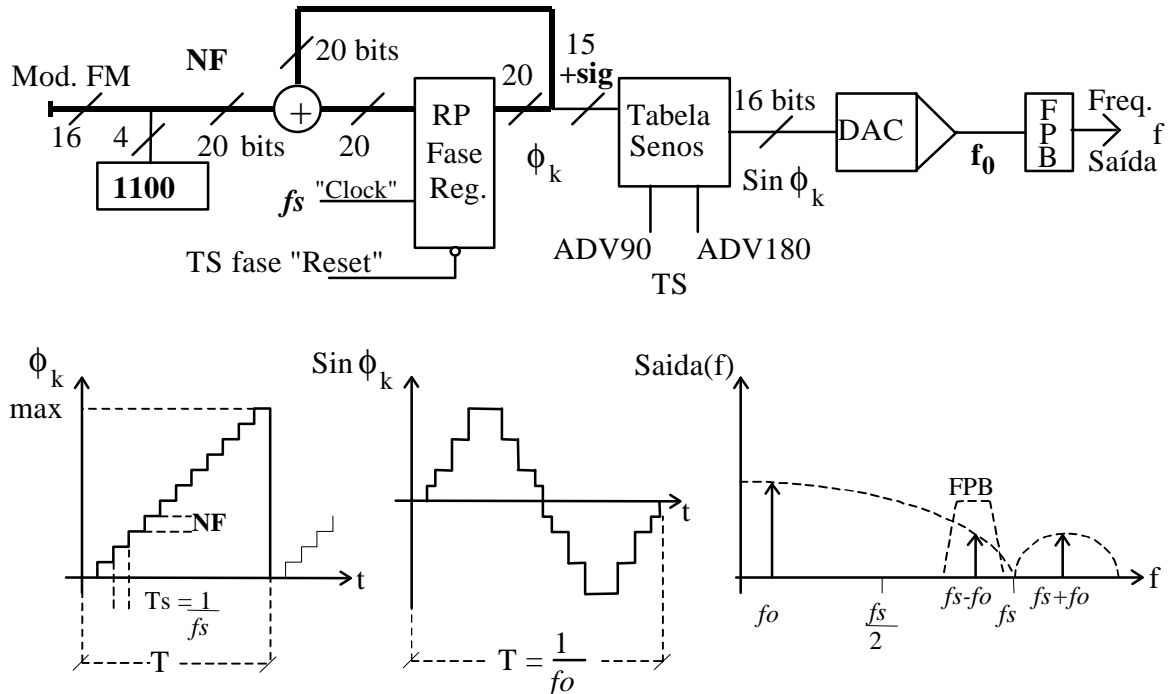


Figura 19 - Diagrama básico do sintetizador digital DDS e formas de onda em alguns pontos.

O sinal analógico é gerado com a utilização de um conversor D/A, sendo posteriormente filtrado por um filtro passa banda (FPB). Na mesma figura pode-se ver as formas de onda em alguns pontos do DDS.

Pelo diagrama pode-se ver que o registrador RP controla a fase na tabela de senos, assim pode-se associar o transbordo do contador à 360° ou 2π radianos. Tendo um contador RP de **n** bits o incremento de fase (θ) em cada soma (k) será:

$$\mathbf{f}_k = \frac{2\mathbf{p} \cdot \mathbf{NF}}{2^n} \text{ rad.}$$

e sendo a frequência definida como a derivada da fase em relação ao tempo (t) tem-se:

$$f_0 = \frac{1}{2\mathbf{p}} \cdot \frac{d\mathbf{f}}{dt} = \frac{fs}{2^n} \mathbf{NF}$$

sendo **n** = 20 e **fs** = 10 MHz, para o AN9100, a frequência **f_k** será:
f₀(Hz) = **NF** · 9,537... onde **NF** é um número de 1 a 2²⁰-1.

3.1. Descrição do Módulo Espectrômetro (AN9100)

Porém como o sinal de saída do conversor D/A é uma senóide formada digitalmente e amostrada a uma frequência f_s , seu espectro contém componentes de $n.f_s \pm f_0$, sendo f_0 a frequência da senóide gerada.

Normalmente em um DDS, utiliza-se as componentes de baixa frequência, ou seja, abaixo da frequência de Nyquist $\frac{f_s}{2}$ (5 MHz), porém para obter uma saída de mais alta frequência para os moduladores de RF, o DDS do AN9100 usa a componente acima de $\frac{f_s}{2}$, e com o auxílio de um filtro passa banda (FPB), remove as componentes não desejadas do sinal.

O filtro passa banda porém não resolve o problema da multiplicidade de valores de NF, ou seja, existem vários valores de NF que dariam a mesma frequência de saída, por exemplo, para NF=209715 e NF=838860 ter-se-ia a mesma frequência de 8 MHz na saída do DDS. Para evitar essa multiplicidade de valores de NF mantém-se os 4bits mais significativos do mesmo com o valor binário 1100, definindo uma frequência inferior de 7,5 MHz ($1 \times 5 \text{ MHz} + 1 \times 2,5 \text{ MHz} + 0 \times 1,25 \text{ MHz} + 0 \times 0,625 \text{ MHz}$) e permitindo com o restante dos 16bits menos significativos, vindos do modulador TMS32010, uma dinâmica de 625 KHz. Dessa forma o DDS fornece um sinal de 7,5 a 8,125 MHz para a seção de RF com uma resolução de 9,537...Hz por bit.

O circuito permite ainda o controle da fase do sinal gerado, através de três sinais vindos do TS (“TS phase reset”, “TS ADV 90” e “TS ADV 180”). O sinal “TS phase reset” limpa o registrador RP, fazendo o DDS reinicializar a geração do rampa, conseqüentemente força o sinal gerado a começar com fase zero. Os outros dois sinais são combinados com os 15 bits mais significativos vindo do RP para endereçar a EPROM, e permitem um avanço de 90° e 180° da RF gerada.

3.1.6. Controlador de Conversão

O controlador de conversão tem como função principal, digitalizar os sinais demodulados pelo receptor do tomógrafo e armazená-los para posterior processamento.

A placa do controlador de conversão, contém o temporizador digital e os circuitos de operação necessários ao sistema de conversão analógico/digital. A placa é formada por subsistemas:

- 1 - O multiplexador.
- 2 - Filtro e chaves analógicas de “bypass”.
- 3 - O gerador de disparo (“Trigger”).
- 4 - Os conversores Analógico/digital (A/D).
- 5 - O circuito de armazenamento temporário (FIFO).

A figura 20 mostra o diagrama de blocos do controlador de conversão.

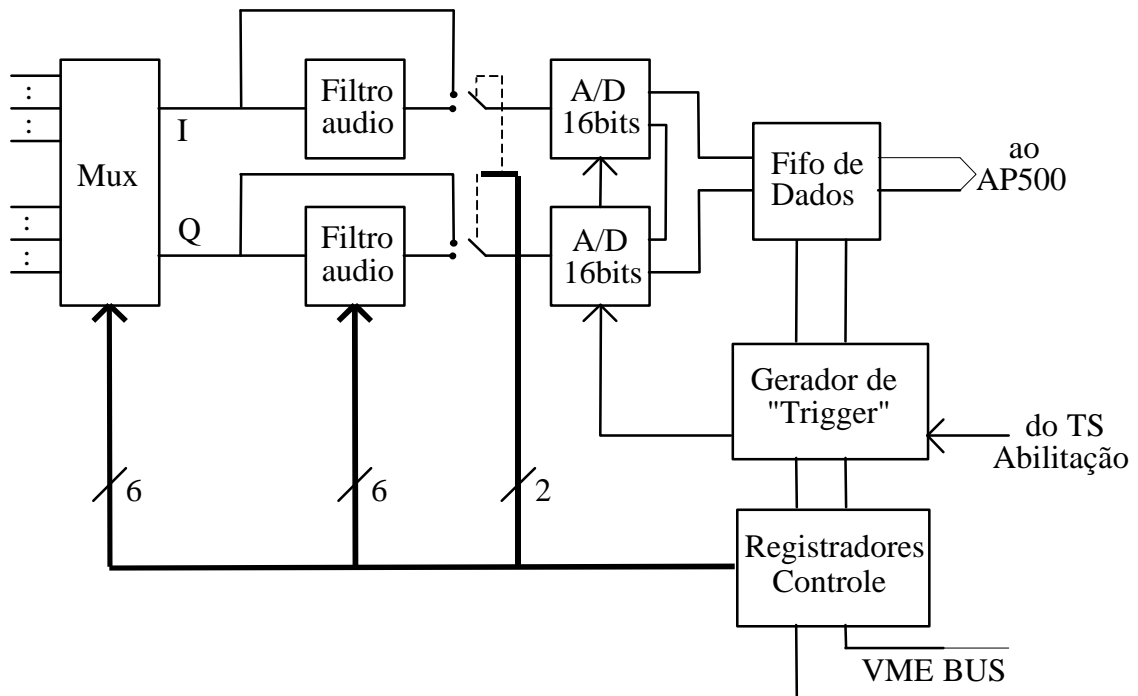


Figura 20 - Diagrama em blocos do controlador de conversão.

Nela pode-se ver um multiplexador capaz de selecionar o sinal vindo do paciente, pré-amplificado, e demodulado, pelo módulo de RF, em fase (I) e em quadratura (Q). Além desse sinal o multiplexador permite selecionar mais 7 outros, tanto no canal I como no canal Q, de forma independente. Esses sinais servem para teste e diagnóstico de várias partes do sistema, dentre esses o sinal do “terra” (“Ground”) pode ser selecionado, para permitir a verificação do ruído do conversor e circuitos associados.

Dependendo da posição de chaves analógicas, o sinal selecionado, em ambos os canais, pode ser filtrado por um filtro passa-baixa, para evitar “aliasing”, e em seguida digitalizado simultaneamente pelos conversores A/D de 16 bits.

Os filtros passa-baixas são do tipo *Butterworth*, com 64 frequências de cortes programadas por um registrador utilizando 6 bits para essa finalidade. Outros 2 bits controlam as chaves analógicas, para a “remoção” dos filtros (“bypass”), sendo um bit para cada canal.

Os conversores de 16 bits, podem digitalizar os sinais de entrada numa faixa dinâmica de 20 Volts (± 10 Volts), sendo que cada conversor possui um “sample/hold” interno com baixo “jitter”, garantindo uma precisão de $\pm 1/2$ bit.

Os dados digitalizados são transferidos a uma memória FIFO, sendo que o dado do sinal em fase é colocado primeiro e o de quadratura depois. A FIFO permite armazenar 2 K x 16 bits (2 K “Words”) ou 1 K “Word” de amostragem em forma complexa (fase e quadratura 'IQ') e transferir esses dados para o AP500 a uma taxa de 1,25 MWords/Seg.

3.2. “Software” para o Espectrômetro (AN9100)

O circuito de geração de disparo “trigger”, pode ser programado pela CPU MC68010 entre 3 a 65000 μ s, com passos de 100 ns.

3.1.7. Sistema de RF

O sistema de RF do AN9100 é formado por um transmissor/receptor superheterodino de dupla conversão e banda larga. As funções do sistema de RF são:

1. Gerar uma forma de onda de rádio-freqüência modulada em dupla banda lateral com portadora suprimida (DSBSC), para excitar o amplificador de potência.
2. Detectar em sincronismo, o sinal de RM fornecido pelo pré-amplificador de RF e enviar o sinal demodulado em fase (I) e em quadratura (Q) aos conversores A/D.
3. Suprir um sinal de “Clock” de 10 MHz de baixo-ruído, síncrono, para todo o espectrômetro.
4. Providenciar capacidade de “loop back”, entre transmissor e receptor, para propósitos de diagnósticos.

Originalmente o transceptor do AN9100 era capaz de sintonizar qualquer freqüência entre 6 a 86 MHz, porém devido a necessidade de operá-lo com o eletroímã de 0,05 Tesla, o AN9100 foi modificado para que sua freqüência inferior possa ser deslocada abaixo dos 2,35 MHz utilizada com o imã de ultra-baixo campo.

3.2. “Software” para o Espectrômetro (AN9100)

O objetivo do “software” que deve ser executado no AN9100 é controlar cada submódulo do mesmo, com a finalidade de viabilizar a execução de tarefas no espectrômetro de forma cooperativa e integrada.

Embora o AN9100 possua um conjunto complexo de sub-módulos com várias CPUs e registradores para controle dos mesmos, seu **monitor** contido em EPROM é extremamente limitado. Esse monitor, o qual é executado no MC68010, é dotado de recursos mínimos, permitindo apenas as seguintes funções:

- Carga/descarga da memória RAM de/para arquivos em um “host” externo.
- Leitura/escrita em registradores mapeados na memória do MC68010.
- Execução de uma rotina carregada na memória do MC68010.

Para que o monitor execute as funções desejadas pelo usuário, este deve receber como comando, uma mensagem em formato HEX-ASCII. Essa mensagem deve possuir os seguintes campos:

- A - Caractere ASCII '<' : Início da mensagem.
- B - Código da função (4 “bytes”).
- C - Comprimento da mensagem : campo (D) + campo (E) (4 “bytes”).
- D - Parâmetros da função, caso necessite (tamanho variável).
- E - “Checksum” dos campos B, C e D (4 “bytes”).
- F - Caractere ASCII '>' : Fim da mensagem.

Como resposta, o monitor envia outra mensagem com os seguintes campos:

- A - Caractere ASCII '<' : Início da resposta.
- B - Código da função pedida (4 “bytes”).
- C - Comprimento da mensagem : campo (D) + campo (E) (4 “bytes”).
- D1 - “Status” do espectrômetro 16 bits (4 “bytes”).
- D2 - Dados de retorno, caso exista (tamanho variável).
- E - “Checksum” dos campos B, C e D (4 “bytes”).
- F - Caractere ASCII '>' : Fim da resposta.

A figura 21 ilustra um exemplo desse protocolo, utilizando a função “eco”, a qual simplesmente retorna os dados enviados para o monitor (“oi”), para teste.

Exemplo Comando: "Echo oi"

Enviado p/ Monitor:

< 0000001E 0000000C 0000006F 00000069 00000102 >
 Campo B Campo C Campo D Campo E
 "oi"

Resposta do Monitor:

< 0000001E 00000010 00000000 0000006F 00000069 00000106 >
 Campo B Campo C Campo D1 Campo D2 Campo E
 "oi"

Figura 21 - Protocolo de comunicação com o monitor do AN9100.

Como o monitor somente entende os comandos através desse protocolo, existe um programa chamado **SPECTOS**, originalmente desenvolvido pela Analogic e executado no μ VAX, para traduzir os comando do usuário para o monitor. Esse programa além do protocolo, implementa um tempo limite (“time-out”) para a troca de mensagens entre ele e o

monitor. Dessa maneira, isso evita uma possível perda de sincronismo entre os programas, pois no caso da resposta à uma mensagem demorar mais que o tempo limite, a operação é concluída com um valor de retorno (“status”) de erro. Essa troca de mensagens entre os programas é feita através de uma linha serial RS232C a uma velocidade máxima de 9600 “baud's”.

Embora esses programas possuam um mecanismo seguro de trocas de mensagens, devido ao “Checksum” e “time-out”, esse protocolo acaba diminuindo a velocidade de transferência de comandos e informações entre o AN9100 e o μ VAX.

O programa SPECTOS facilita a comunicação com o monitor, porém ainda apresenta uma sintaxe bastante limitada, com comandos da forma: “WW \$1000 \$800000”, isto é deposita a palavra (“Write Word”) 1000 em hexadecimal no endereço 800.000 também em hexadecimal. Esse exemplo mostra a pouca ajuda que o conjunto de programas SPECTOS/monitor apresenta para a programação do AN9100, além de constitui-se em um gargalo para a mesma, pois todas as rotinas devem ser carregadas nos sub-módulos do AN9100, como comandos em ASCII pelo SPECTOS (figura 22).

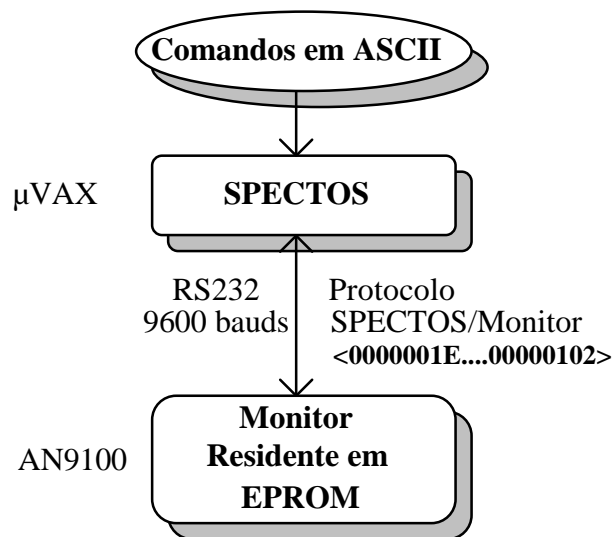


Figura 22 - Comunicação SPECTOS/Monitor.

Para desenvolver os programas que executam nos TMS32010, os quais geram a envoltória da RF e as formas de onda dos gradientes (Modulador/Gerador de gradientes), existem pseudo cross-compiladores, isto é, o programador escreve um programa em C que na realidade carrega várias subrotinas, onde cada subrotina monta um código do TMS32010 para cada tipo de necessidade. Assim para efetuar, por exemplo, um “loop”, basta chamar uma subrotina que escreve em um arquivo os comandos em linguagem montadora para o TMS32010. Dessa forma o programa em C, serve para juntar os comandos na ordem desejada pelo programador.

3.3. “Software” para o Processador de Arranjos

No caso do seqüenciador, por se tratar de um módulo discreto sem processador, este necessita do apoio do MC68010 na sua tarefa de gerar eventos e sincronizar as diversas partes do sistema. Assim o conjunto seqüenciador/MC68010 devem ser programados para cooperação, e como o MC68010 deve além disso receber comandos, essa cooperação é feita através da geração de interrupções no MC68010 pelo seqüenciador. Para a programação do seqüenciador/MC68010, outro pseudo cross-compiler deve ser utilizado para montar o código.

Da mesma forma que para o TMS32010, o cross-compiler é escrito em C, utilizando uma série de subrotinas específicas e pré-montadas para essa finalidade. Embora esses pseudo cross-compiladores, dêem a impressão de serem extremamente poderosos, a programação desses módulos exige um certo “cuidado” por parte do programador, devido a interdependência entre esses módulos e o tempo de execução das instruções nos mesmos.

Esses 3 programas apenas, não são suficientes para fazer o AN9100 funcionar de forma cooperativa, exigindo outros programas para essa finalidade, os quais serão discutidos no capítulo 4.

3.3. “Software” para o Processador de Arranjos

O AP500¹⁸ é um processador de arranjos, próprio para a conexão com a interface de dados da FIFO do AN9100, permitindo a remoção dos dados da mesma, em alta velocidade e o único meio de transferência de dados do AN9100 para o μ VAX. Ele é formado por um processador MC68000 como controlador com 512 Kbytes de memória, mais 2 Mbytes para memória interna de dados. A lógica interna de “pipeline” é dinamicamente re-configurável, sendo formada por: multiplicadores de alta velocidade (320 ns), unidades aritméticas também de alta velocidade (160 ns lógica aritmética ou operacional) e dois separados bancos de 16 registradores de 40 bits, inter-conectados por caminhos de re-alimentação (“feedback”).

Embora ele seja um processador relativamente rápido, leva 4,7 ms para efetuar uma FFT de 1024 pontos complexos, sua concepção é antiga, possuindo pouca memória para dados, o que dificulta seu uso com o μ VAX em técnicas que exigem grandes quantidades de memória para armazenar os dados, tais como implementações de reconstrução de imagens tridimensionais. Como todos os dados armazenados no AP500 ocupam sempre 32 bits e seu formato de representação de números em ponto flutuante difere do μ VAX, é necessário a conversão de qualquer dado transferido do AP500.

A programação do AP500 é feita em alto nível (FORTRAN), e sua biblioteca de rotinas apresenta um extenso conjunto de funções¹⁹, as quais permitem a aquisição dos dados do AN9100 de forma simples e sua manipulação como simples matrizes no μ VAX. Porém essa programação^{20,21} apresenta algumas dificuldades, deve-se explicitamente efetuar a transferência

3.3. “Software” para o Processador de Arranjos

das matrizes do μ VAX para o AP500 e vice-versa, bem como de todos os comandos para o AP500. Todas as rotinas do AP500, utilizadas na criação do programa, devem ser transferidas ao mesmo para serem “linkeditadas” e o módulo resultante, arquivo contendo as rotinas utilizadas, deve ser carregado no mesmo antes do programa poder ser executado.

Devido a essas dificuldades, a ele é atribuído apenas a tarefa de promediação dos dados coletados pelo AN9100 e o cálculo da primeira transformada de Fourier para fins de sintonia.

Capítulo 4

4. INTEGRAÇÃO DOS DIVERSOS MÓDULOS

No capítulo anterior pode-se observar a função e os princípios de operação dos diversos módulos que constituem o TORM-005. Para coordenar o carregamento e a execução desses módulos, de modo transparente para o usuário, houve a necessidade do desenvolvimento de vários programas para integrar e fazer os diversos módulos do TORM-005 funcionarem de forma cooperativa, além de uma série de programas de apoio, que funcionam como ferramentas de ajuda no desenvolvimento de outros programas.

Esta integração foi uma das principais tarefas de desenvolvimento de “software” realizada neste projeto e para a qual foi necessário um conhecimento profundo dos diversos subsistemas, tanto de “hardware” como de “software”, bem como das técnicas de aquisição e reconstrução de imagens, e das várias linguagens de programação utilizadas, conforme será descrito neste capítulo, além do conhecimento dos sistemas operacionais utilizados nas máquinas que formam o TORM-005.

O “software” inicialmente fornecido pelo fabricante do espectrômetro, necessitava de complexos procedimentos a serem executados no μ VAX, a fim de se obter uma imagem executável no MC68010 e submódulos, que efetuasse a geração dos sinais necessários para se obter os dados de RM. Além de ser um procedimento complexo, o mesmo apresentava também a desvantagem de ser lento, devido a necessidade do carregamento completo do AN9100 e não permitia a alteração de parâmetros de forma simples.

Assim vários programas foram desenvolvidos, no intuito de agilizar os procedimentos de execução. Devido a grande quantidade de programas, dividiremos-os em etapas de execução, para facilitar o entendimento dos mesmos.

4.1. Etapas de Execução dos programas.

Determinamos etapas de execução como as fases, onde um conjunto de programas cooperam juntos, para desenvolver uma determinada tarefa, no desenvolvimento das técnicas e na obtenção das imagens tomográficas. Essas etapas são:

- 1 - Criação das seqüências de pulsos e de aquisição de dados.
- 2 - Modificação de parâmetros referentes a uma seqüência.
- 3 - Execução das seqüências e obtenção dos dados de RM.
- 4 - Processamento.
- 5 - Visualização.

4.1.1. Criação das seqüências de pulsos e aquisição de dados

A finalidade dessa etapa é dar ao usuário ferramentas para desenvolver novas técnicas de aquisição de imagens em RM ou modificar as técnicas existentes. Já foram implementadas as seguintes técnicas: “Spin Echo Multislice” (SEM), “Gradient Recalled Echo Multislice” (GRE), ambas com ou sem “trigger” cardíaco, “Fast Low Angle SHot” (FLASH)²² e “Fast Acquisition Double Echo” (FADE)²² uma combinação da “Fast Acquisition in Steady-State” (FAST)²² e “Contrast Enhanced FAST” (CEFAST)²². Também foi desenvolvido uma seqüência para “Shimming” do magneto, utilizada para melhorar a homogeneidade do magneto.

A geração de seqüências e aquisição de dados, normalmente não é utilizada pelo operador do sistema, o qual passa diretamente para a etapa seguinte, modificação dos parâmetros de uma seqüência, mas sim por pessoas com um bom grau de conhecimento no sistema e nos princípios físicos envolvidos.

Para a concretização dessa etapa são utilizados pseudo “cross”-compiladores, modificados para adicionar facilidades ao usuário, como mostrar os dados no sistema de monitorização, criação e manipulação de tabelas utilizadas na geração dos sinais, além de algumas ferramentas para desenvolver os programas de aquisição no AP500 e μ VAX.

A tabela a seguir mostra os arquivos que devem ser criados pelo usuário e as ferramentas disponíveis.

4.1. Etapas de Execução dos programas.

Desenvolvidos pelo Usuário	Ferramentas e arquivos
TS.C	F_AMTAB.DAT
GD.C	F_EDGE.DAT
MD.C	MAKELIB.EXE
COLLECT.FOR	

Para criar-se novas técnicas o usuário deve descrever o funcionamento do sistema, para a técnica proposta, isto é feito com a criação dos programas TS.C, GD.C, MD.C e COLLECT.FOR. Os programas escritos em linguagem de programação C, utilizam os pseudos cross-compiladores modificados, permitindo a descrição dos eventos do sistema, e o programa em **FORTRAN**²³ a aquisição e processamento dos dados gerados pelo tomógrafo. Assim tem-se:

TS.C - Utilizado para descrever os eventos gerados pelo seqüenciador com apoio da cpu MC68010, este programa ao ser executado gera o código que será carregado no seqüenciador (TS) e na CPU MC68010, como rotinas de interrupção do mesmo.

GD.C - Utilizado para gerar o código, que executará no gerador de sinais dos gradientes TMS32010.

MD.C - Utilizado para gerar o código, que executará no gerador de sinais de modulação AM e FM TMS32010.

COLLECT.FOR - Programa que controla o AP500 e o μ VAX durante a aquisição de dados.

O criador de novas técnicas deve ter atenção a sincronização de todos os eventos, já que cada programa cria apenas a seqüência de instruções para um determinado módulo do AN9100, isto é, embora o TS tenha controle sobre os eventos, deve-se ter atenção à relação entre a duração dos eventos do TS do modulador e do gerador de gradiente, já que estes encontram-se em arquivos diferentes.

Esses programas devem ser criados com parâmetros, tais como número de médias, número de pontos, etc, para facilitar seus desenvolvimentos e permitir variações dos mesmos. Os parâmetros criados serão carregados na fase posterior do sistema.

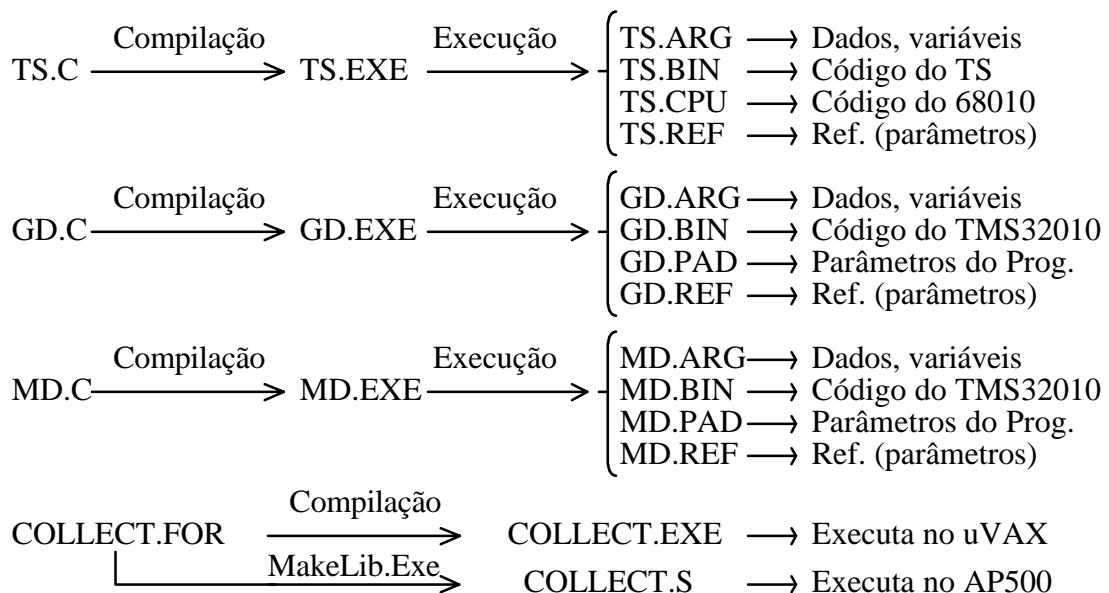
Para facilitar a criação dos programas anteriores, os pseudos cross-compiladores, foram modificados para permitir o carregamento de tabelas de forma automática, tabelas estas utilizadas para gerar as formas de onda dos gradientes e da modulação, bem como valores de amplitude, freqüências, etc. Adicionou-se também, algumas funções para monitorizar os sinais de RM, em um sistema de visualização, desenvolvido para essa finalidade. Essa monitorização, além de permitir um rastreamento da seqüência, pode ser utilizado como um sistema de

4.1. Etapas de Execução dos programas.

visualização em tempo real, como o que é utilizado no procedimento de homogeneização do campo magnético (“Shimming”).

Tabelas já programadas contém as formas de onda da modulação em AM (Sinc(x) de 3 zeros), dos pulsos de seleção de $\pi/2$ e π (F_AMTAB.DAT) e da forma de onda de subida e descida dos gradientes (F_EDGE.DAT), facilitam o desenvolvimento dos programas anteriores. A forma de onda da modulação AM (Sinc(x) de 3 zeros), juntamente com a inversão de fase e promediação é a que excita uma fatia mais retangular possível, e apresenta pouca energia na lóbulos laterais. Isso permite uma excitação da amostra o mais perto possível de uma fatia.

A seguir tem-se o conjunto de arquivos gerados a partir dos arquivos criados pelo usuário.



O programa MAKELIB.EXE gera o módulo do AP500 necessário ao programa COLLECT, para que este possa ser executado no AP500. O programa lê o arquivo criado pelo usuário (COLLECT.FOR), a procura das funções existentes nos módulos de biblioteca do AP500 e ao concluir tal operação, carrega o “linkeditor” no AP500, juntamente com os módulos necessários ao programa do usuário. Comunicando-se com o AP500 e o “link”, cria o arquivo COLLECT.S, que deverá ser carregado antes do COLLECT poder ser executado.

Dos 4 arquivos criados, 14 são gerados e serão carregados. Os arquivos com extensão .ARG, contém os dados, variáveis inicializadas e estruturas para uso do programa e é carregado na memória de dados do TMS32010 ou no MC68010. A extensão .BIN contém as instruções do programa e a extensão .PAD contém dados de apoio para o programa ambas são carregadas na memória de programa do TMS32010, na memória do seqüenciador ou na

4.1. Etapas de Execução dos programas.

memória do MC68010. A extensão .REF, contém os endereços dos parâmetros na memória de dados e são utilizados na fase posterior para poder-se alterar os parâmetros.

4.1.2. Modificação de parâmetros em uma seqüência

Após uma seqüência ter sido desenvolvida, ou no caso de utilizar-se de uma seqüência já pronta, vários parâmetros devem ser fornecidos, tais como: tamanho da imagem, número de médias, número de fatias, espessura da fatia, separação entre elas, etc, essa tarefa é efetuada nessa etapa. Normalmente um usuário do sistema pula diretamente para esta etapa, já que a etapa anterior é destinada à pesquisa de novas técnicas de obtenção de imagens.

A modificação de parâmetros propriamente dito é feita pelo programa SETUP, porém o usuário interage com o programa PROTO.

O programa PROTO permite uma interação mais amigável com o usuário, utilizando-se de recursos como seqüências ANSI de comandos para o terminal, já que os terminais do μ VAX não possuem recursos gráficos (figura 23). Esse programa permite criar um protocolo, visualizar um já existente ou modificar apenas os parâmetros necessários. Entenda-se como protocolo, o conjunto de parâmetros para a obtenção de uma ou mais imagens para uma determinada patologia. O programa PROTO também verifica a consistência entre alguns dos parâmetros, impedindo sua modificação pelo usuário, ou alterando o valor de outros, que dependam do parâmetro modificado pelo usuário. Outra tarefa do PROTO é a conversão dos ângulos de rotação, pois o sentido dos eixos depende do tipo de orientação da fatia e da direção da codificação de fase, em função do programa de visualização, facilitando dessa maneira a obtenção de imagens oblíquas.

```

TORM005 - MRI V2.1
Protocol:  cabt1.ptc

Examination name: E6825027T
TR [ms]:    250.0      TE [ms]:    27.0      DWell [us]: 125.0
Offset Isocenter [cm]: -3.1  Slice Width [cm]: 1.0
Inter Slice [cm]: 2.0    Number of Slices: 5
Slice Orientation [S,C,T]: T  Phase Direction [X,Y]: Y  AngleP: 0.0
FOVr: 26.0            FOVp: 26.0
# Averages [2n]: 16      Samples: 256      Encodings: 128
Rotation phi: 0.0      Rotation Theta: 0.0  Rotation beta: 0.0
# PrePulses: 4          Echo Factor [%]: 56.0  Freq. [MHz]: 2.35
Plane to Transf [0=all]: 0  Remove BackGround [Y/N]: Y

CTRL-C: quit; CTRL-Z: save; RETURN: forward; /RETURN: back

```

Figura 23 - Exemplo da tela do programa PROTO.

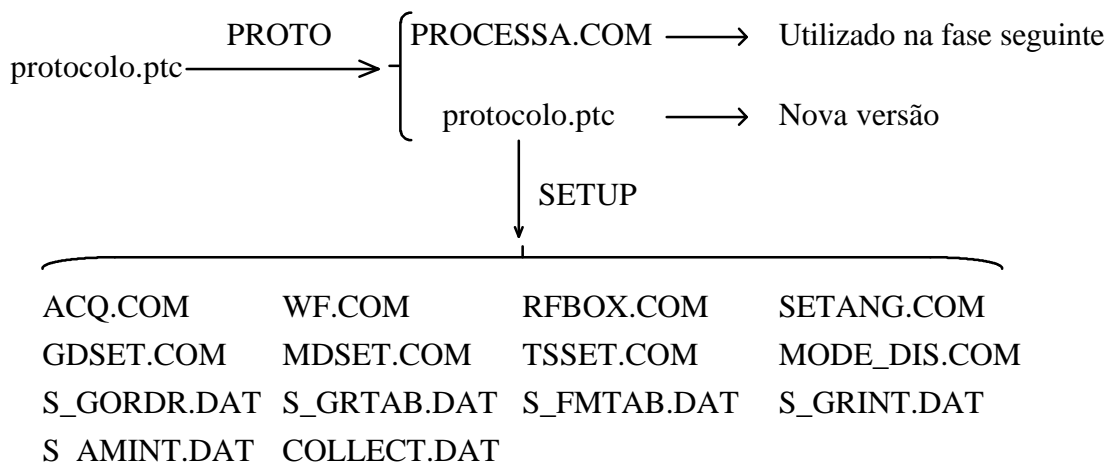
4.1. Etapas de Execução dos programas.

A saída do programa PROTO é uma dupla de arquivos PROTOCOLO.PTC, utilizado como entrada para o programa SETUP e PROCESSA.COM, utilizado na fase de processamento das imagens.

O programa SETUP é o responsável pela verificação completa dos parâmetros e pelo cálculo das variáveis a serem utilizadas nos programas da fase anterior, algumas tabelas e de vários registros internos do AN9100 separados em arquivos conforme sua ação. Os seguintes arquivos são gerados pelo SETUP: S_FMTAB.DAT, S_GRTAB.DAT, S_GORDR.DAT, S_AMINT.DAT, S_GRINT.DAT, ACQ.COM, MORE_DIS.COM, RFBOX.COM, GDSET.COM, MDSET.COM, TSSET.COM, COLLECT.DAT, WF.COM, SETANG.COM.

Existe um programa SETUP para cada técnica, mas para facilitar o desenvolvimento de novas técnicas, procura-se utilizar normalmente os mesmos parâmetros das técnicas já existentes ou com algumas pequenas modificações.

Após o programa SETUP gerar o conjunto de arquivos com os parâmetros modificados, este verifica se o espectrômetro encontra-se com a técnica desejada já carregada, caso negativo, o mesmo carrega o conjunto de programas necessários para essa finalidade. Esse conjunto de arquivos são derivados dos programas TS.C, MD.C e GD.C, além de um conjunto de arquivos de inicialização do sistema.



O diagrama acima mostra o conjunto de arquivos criados pelos programas PROTO e SETUP. Cada arquivo controla uma determinada função do sistema (.COM), sendo os .DAT arquivos contendo algumas tabelas, para o modulador e gerador de gradientes.

4.1. Etapas de Execução dos programas.

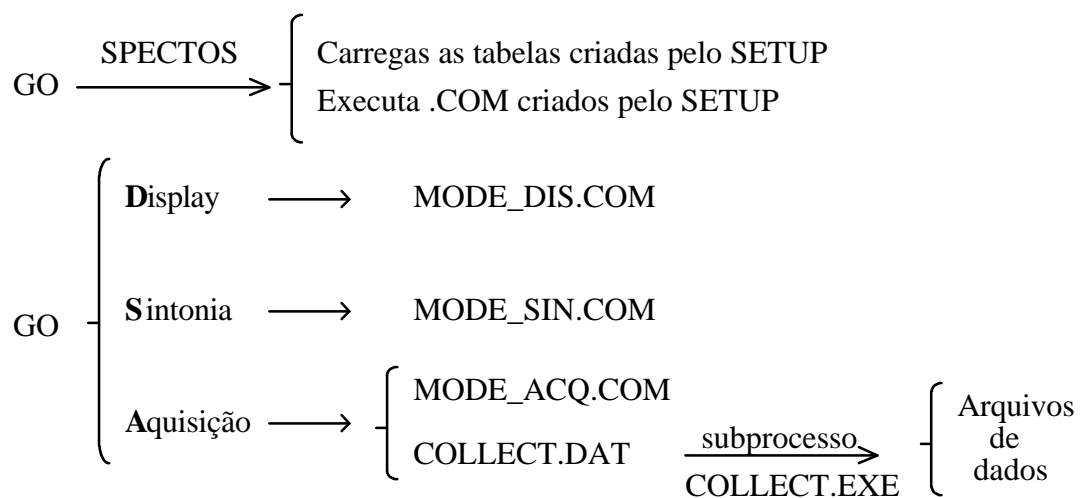
4.1.3. Obtenção dos dados

Esta fase permite ao usuário, adquirir os dados gerados com a técnica escolhida anteriormente, além de permitir a verificação dos níveis de intensidade dos planos ou a visualização dos sinais coletados no monitor.

O programa utilizado nessa etapa é o GO, que carrega todos os arquivos gerados nas etapas anteriores, além de um conjunto extra de arquivos, ele utiliza para isso o programa monitor (SPECTOS), visto anteriormente. Após o carregamento dos arquivos o programa GO dispara a execução dos mesmos, no AN9100 e no próprio μ VAX (COLLECT), através de subprocessos.

O programa GO permite o fornecimento de um dentre três parâmetros (D, S, A), os quais se referem ao tipo de saída desejada. O parâmetro D (“DISPLAY”) é utilizado para monitorar os dados coletados, no sistema de visualização construído para essa finalidade, ele utiliza uma rotina de interrupção (DIS_FULL.DAT) escrita em linguagem de máquina do MC68010 do AN9100 para enviar os dados da FIFO do mesmo para o sistema de visualização, mapeado também na memória deste. O parâmetro S (SINTONIA), dispara uma versão modificada do programa COLLECT, sua saída é um conjunto de barras indicando o nível de sinal de cada plano coletado, essa barras permitem uma sintonia do ganho do receptor e do amplificador de RF. Como a saída do programa é enviada ao terminal do μ VAX, este utiliza-se de seqüências de controle ANSI para permitir a visualização das barras no mesmo. O último parâmetro A (AQUISICAO) é utilizado para realmente adquirir e armazenar os dados coletados pelo AN9100.

O programa GO ao disparar os programas do AN9100 e do próprio μ VAX, fica verificando seu término, indicando ao usuário o fim do mesmo.



4.1.4. Processamento dos dados

Esta etapa é a responsável pelo processamento dos dados gerados na etapa anterior, criando os arquivos com as imagens.

Através de um arquivo criado na fase de modificação dos parâmetros (PROCESSA.COM), o usuário processa os dados coletados de uma forma simples, pois esse arquivo fornece os parâmetros para o arquivo PAC.EXE, sendo este o programa que realmente responsável pela reconstrução das imagens.

O programa PAC.EXE calcula as imagens, utilizando a transformada rápida de Fourier²⁴ (FFT), utilizando o algoritmo de **Cooley-Tukey**, escrito em FORTRAN. Porém como a estrutura de arquivo em FORTRAN do μ VAX é extremamente lenta, optou-se por escrever a subrotina de geração dos arquivos de imagem (PAC) em C, aumentando a velocidade de escrita. Assim, o programa PAC.EXE foi escrito em FORTRAN com rotinas em C²⁵.

Em estudos feitos para o exame geral de qualificação do doutorado, implementou-se no programa PAC a técnica de remoção de picos aleatórios de ruído, do conjunto de dados adquiridos pelos conversores A/D (“Spike Noise Removal and Detection”, SNORE²⁶), modificado para evitar a detecção de falsos positivos, isto é, dados considerados pelo algoritmo como picos de ruídos. Essa técnica evita o aparecimento de artefatos nas imagens reconstruídas quando tais ruídos são captados pelo sistema de detecção e digitalizados juntamente com os sinais de RM.

Essa técnica remove os picos de ruídos, cujo valor ultrapasse a da função limiar (“threshold”), função esta calculada diretamente com os dados de RM, antes de qualquer tipo de processamento. O valor removido é substituído pela média dos seus 8 vizinhos, desde que estes também não ultrapassem o valor da função limiar.

Além da reconstrução das imagens e remoção de picos aleatórios de ruído, o programa PAC permite remover ou não o ruído de fundo. Esse pós processamento é deixado a critério do usuário, pois para fins de análise e comparação, durante o desenvolvimento de novas sondas dos sinais de RM, o cálculo da relação sinal/ruído (S/N) é necessário, portando nestes casos o ruído de fundo não deve ser eliminado da imagem.

A técnica utilizada para remover o ruído, embora simples, foi a que melhor resultados ofereceu, em comparação com outras técnicas mais sofisticadas e de aplicação mais específica tais como filtros de convolução (“Smooth”, “Median Filter”, etc). Ela consiste, em remover-se (“Clipping”) todos os nível menores do que a média mais o desvio padrão de quatro pequenos quadrados, nos cantos da imagem. Esses cantos normalmente não contém sinal, apenas o ruído de fundo, pois o sinal deve-se encontrar no centro da imagem, figura 24.

4.1. Etapas de Execução dos programas.

Em outras palavras, calcula-se a média e o desvio padrão de quatro pequenas áreas, de cerca de um vigésimo do tamanho da imagem, nos cantos da mesma, corta-se de todos os pontos da imagem, a soma do valor da média mais o desvio padrão. Dessa forma, assume-se que todos os níveis abaixo desse valor, devem-se ao ruído de fundo, e são removidos da imagem.

O formato PAC foi escolhido por ser simples, capaz de ser utilizado em outras finalidades, e ser um formato possível de uso pelo programa de visualização no Macintosh.

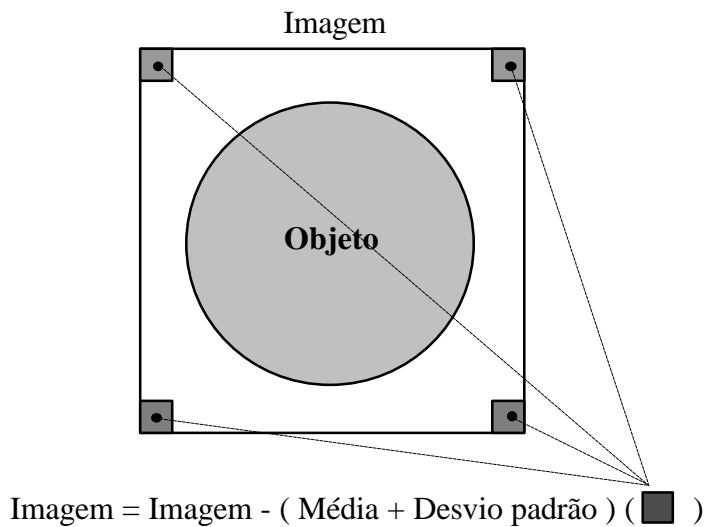


Figura 24 - Técnica utilizada para remover o ruído de fundo da imagem.

A estrutura desse formato consiste em dois inteiros de 16 bits, contendo o número de colunas menos 1, e o número de linhas menos 1, seguido pela intensidade (I) correspondente a cada ponto da imagem em uma seqüência tipo “raster” e armazenados em 8 bits, o que permite 256 níveis de cinza por ponto, figura 25.

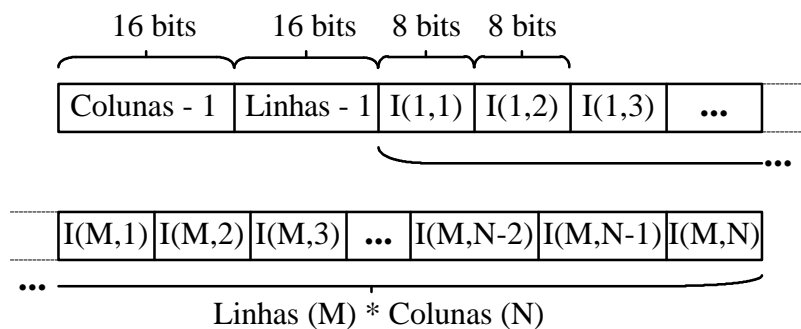


Figura 25 - Formato do arquivo PAC.

Após PAC calcular as imagens e criar os arquivos no formato PAC, o programa PROCESSA transfere-as para o Macintosh, utilizando-se de comandos do protocolo FTP

4.1. Etapas de Execução dos programas.

(“File Transfer Program”). Foi utilizado o FTP, por ser o Internet o único meio de comunicação rápido entre o μ VAX e o Macintosh.

Ao término do programa PROCESSA, as imagens encontram-se prontas para visualização, concluindo assim a etapa de processamento.

4.1.5. Visualização das imagens

A última etapa do sistema é a de visualização das imagens obtidas, bem como qualquer medida necessária, como comprimento, área, ângulo, etc.

Essa etapa está contida inteiramente no Macintosh, e para tal, utiliza-se um programa de domínio público do “National Institutes of Health” (NIH), chamado **IMAGE** versão 1.49²⁷, modificado para atender as necessidades do nosso sistema.

O programa IMAGE está escrito em PASCAL²⁸, com algumas rotinas em “Assembly”²⁹, necessárias para manipular diretamente algumas funções do “hardware”^{30:31:32:33}. Várias modificações foram introduzidas no mesmo, para facilitar a interface com o usuário e tornar o sistema mais apropriado para a nossa utilização. Assim após o programa PROCESSA, fase anterior, ter concluído seu trabalho no cálculo e transferência das imagens para o MAC, o operador apenas seleciona uma opção no menu do IMAGE e as imagens são mostradas no monitor de forma alinhada e seqüencial, sem a necessidade de qualquer outra intervenção.

Outras modificações, otimizam os níveis de intensidade de cada uma das imagens de forma automática, além de permitir a obtenção de informações tais como ângulo e distância necessários para obter-se uma imagem tomográfica em um plano desejado. Essas modificações permitem o operador determinar os valores necessários para se obter uma determinada imagem, apenas desenhando uma linha por onde deve passar o centro do plano que se deseja.

Assim através da aquisição prévia de uma imagem exploradora, normalmente rápida (ao redor de 1 minuto) e destinada a se verificar o posicionamento do paciente, pode-se selecionar a região onde as imagens de diagnóstico serão obtidas de forma gráfica e simples. Os valores fornecidos pelo IMAGE ao se desenhar essa linha, são os valores necessários para se modificar o protocolo e devem ser introduzidos no programa PROTO, da fase de mudança de parâmetros, podendo-se repetir o processo até que se obtenha as imagens desejadas, figura 26.

4.2. Conversão de formatos

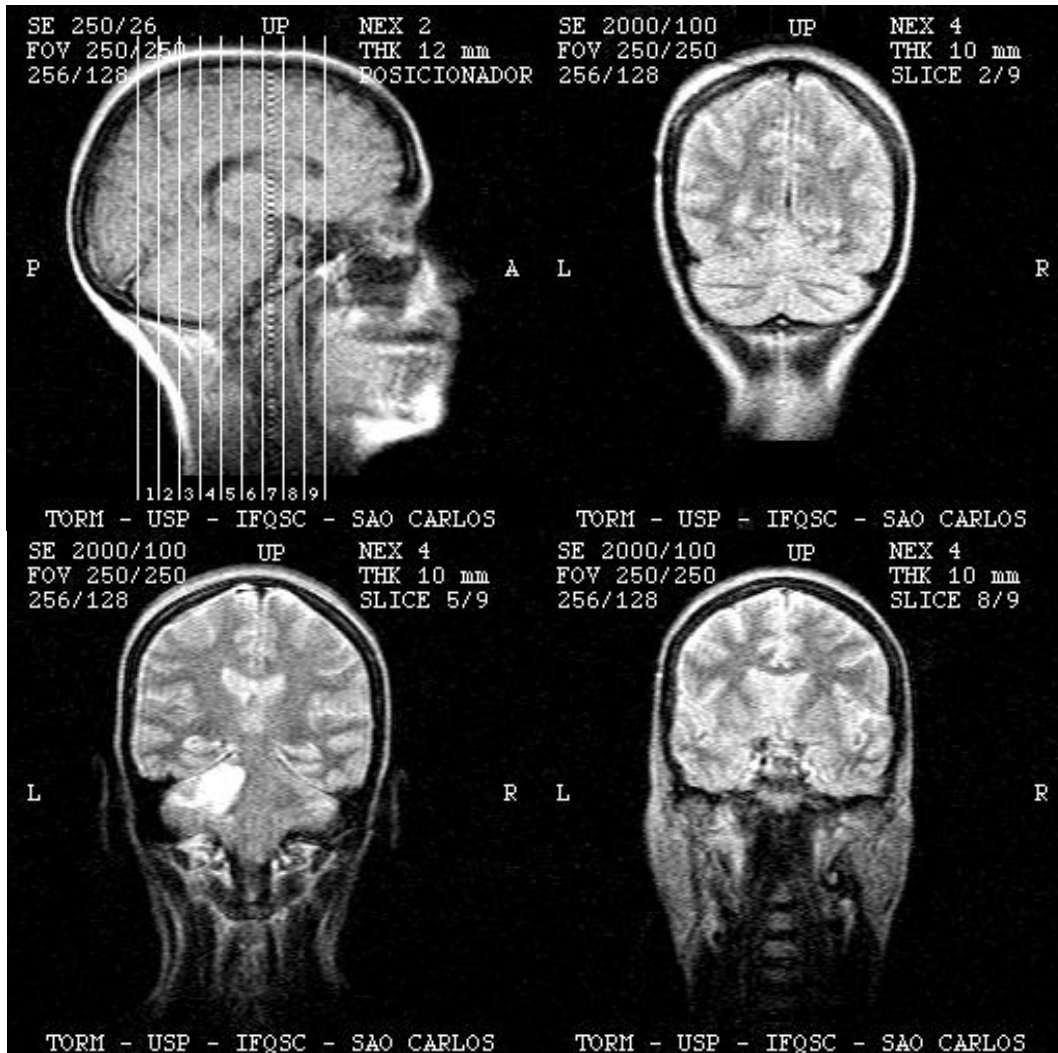


Figura 26 - Imagem exploratório e imagens obtidas da fatia selecionada.

4.2. Conversão de formatos

Após as imagens terem sido adquiridas, pode-se convertê-las de formato. Alguns programas foram desenvolvidos para essa finalidade, tanto para uso no Macintosh, como para uso em microcomputadores compatíveis com IBM PC.

Como foi descrito anteriormente, o formato PAC é muito simples para o programador, porém como é necessário visualizar-se as imagens obtidas do tomógrafo em outros sistemas, a conversão de formato torna-se necessária. Além disso, como não se dispõem ainda de um meio de armazenamento em chapa, câmara multiformato, utiliza-se para isso uma impressora térmica de 16 tons de cinza. Assim existe a necessidade de converter-se a imagem PAC em um formato possível de ser interpretado pela impressora, chamamos esse formato de TRM.

4.2. Conversão de formatos

O programa PAC2TRM, escrito em C, com versões para o PC e para o MAC, convertem as imagens criadas no formato PAC para o formato TRM e adiciona uma faixa contendo a escala de tons de cinza para comparação.

O programa PACALCH, escrito em C, com versão apenas para o PC, converte o formato PAC em vários outros formatos mais conhecidos (GIF, TIFF, PCX, JPEG, BMP, RLE, PIC e outros), esse programa utiliza módulos de um programa “Shareware” “Image Alchemy” para permitir a conversão em vários formatos.

Dessa forma com o uso do programa PACALCH, pode-se visualizar as imagens de um paciente em um microcomputador “laptop”, utilizando-se praticamente de qualquer programa de visualização de imagens, que o médico dispor.

Para facilitar o uso, o programa NIH permite a conversão do formato PAC para o formato TIFF, muito utilizado como formato de imagem, já que permite ser lido por programas em micros compatíveis com PC ou MAC.

Capítulo 5

5. DESENVOLVIMENTO DE “HARDWARE”

Vários pequenos circuitos e modificações foram feitos no AN9100, durante a fase de desenvolvimento, porém os circuitos que merecem maiores atenções são: o circuito de monitorização e controle de eventos externos, o sistema de posicionamento da cama, o circuito de “trigger” cardíaco e o circuito de chamada ao operador.

Algumas modificações foram feitas no AN9100 para permitir seu funcionamento em campo ultra baixo de 500 gauss (2.35 MHz), pois originalmente o espectrômetro era capaz de operar de 6 a 86 MHz, não permitindo frequências menores que 6 MHz. Outras modificações foram feitas durante a fase de desenvolvimento, para permitir que os dados fornecidos pela FIFO, pudessem ser adquiridos por um microcomputador XT, de maneira lenta o suficiente para o mesmo.

5.1. Sistema de monitorização

O sistema de monitorização e controle de eventos externos é mostrado em diagrama de blocos na figura 27. Esse sistema permite ao AN9100, controlar alguns dispositivos externos, como o amplificar de potência de RF ou até mesmo ler informações de outros dispositivos. O sistema permite ainda a visualização de dados do AN9100, como um osciloscópio, para propósitos de sintonia e “Shimming”, embora possa ser utilizado para outras finalidades, devido a sua versatilidade.

O circuito do monitor é interligado, através de “buffers” ao duto “Peripheral Bus” do AN9100, esse duto já está parcialmente decodificado e possui também linhas para o controle do amplificador de RF de potência (“Power ON”, “Bias ON”) mais 9 linhas utilizadas

5.1. Sistema de monitorização

para sinais de externos ("Front End"). Dois circuitos de retenção, um para saída e outro para entrada, permitem ler ou escrever 16 bits de informação, para controle geral. Todos esses sinais são enviados a um conjunto de conectores externos ("Front End"), para possível acesso do usuário, e um conjunto de "LEDs" permite a visualização do estado das linha e do amplificador de RF.

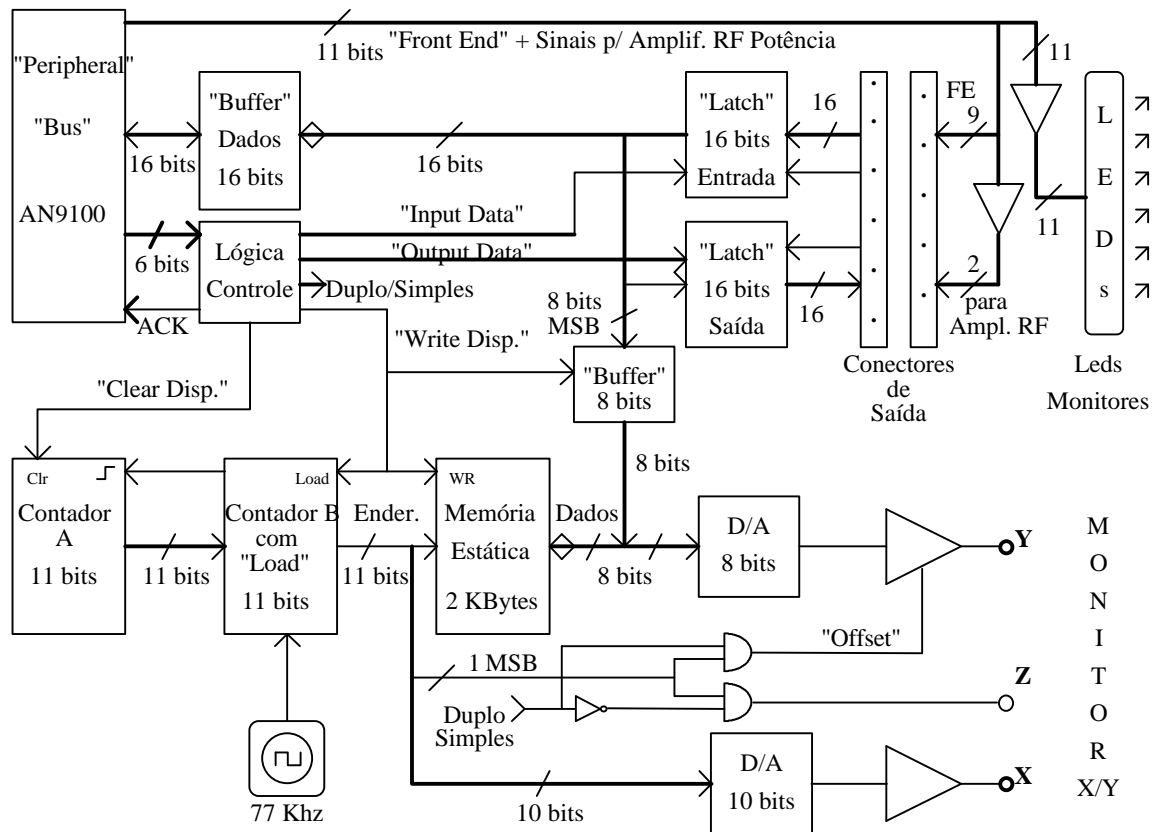


Figura 27 - Diagrama em blocos do monitor e controle de eventos externos.

O sistema de visualização constitui-se em um sistema similar a um osciloscópio digital, permitindo visualizar um ou dois traços num monitor XY. Isso permite visualizar-se, por exemplo, a parte real e a imaginária ou o módulo do sinal. Cada traço é formado por 256 pontos na vertical por 1024 na horizontal.

O coração do sistema é formado por uma RAM estática de 2 Kbytes, que enquanto o AN9100 não fornece dados a mesma, é constantemente "varrida" pelo contador B, a uma frequência de entrada de aproximadamente 77 KHz. Dessa forma o contador B tem acesso de forma seqüencial as posições da memória e o conteúdo de cada posição é convertido em um sinal analógico, através de um D/A de 8 bits, para a entrada Y do monitor XY. O próprio sinal do contador também vai para outro conversor D/A de 10 bits para gerar a rampa utilizada no eixo X do monitor.

5.2. Sistema indicador da posição do paciente

Através da lógica de controle (sinal Duplo/Simples) é possível interagir no “offset” do amplificador do eixo Y, permitindo dessa forma, gerar-se 1 ou 2 traços, e com a inibição do sinal Z, de controle de intensidade do feixe do monitor, pode-se mostrar 2 traços separados ou sobre postos.

Quando o AN9100 deseja escrever dados na RAM, o circuito de controle força o contador B a carregar o valor do contador A, o qual contém o endereço da memória RAM a ser modificado, além de fornecer sinais para a memória, a fim de que esta retenha o dado enviado pelo mesmo. Ao final do ciclo de escrita, o contador A é incrementado, dessa forma os sinais já estarão estáveis para o próximo ciclo.

A lógica de controle, permite ao AN9100, reinicializar o contador que retém o endereço de escrita, quando isto for necessário. Dessa forma o AN9100 têm através de dois registros, o controle de toda a RAM do sistema de visualização, e utilizando-se de uma rotina escrita em linguagem montadora do MC68010, o usuário pode transferir o conteúdo da FIFO para o sistema de visualização. Essa rotina pode ser acionada pelo pseudo “cross” compilador através de um comando em alto nível.

O sistema de visualização normalmente é utilizado para monitorar os sinais coletados, para o procedimento de homogeneização do campo magnético (“shimming”) do magneto ou para propósitos de monitorização.

5.2. Sistema indicador da posição do paciente

O indicador de posição da cama do paciente tem a finalidade de permitir ao operador posicionar com precisão a região a ser analisada do paciente no centro do eletroímã, região mais homogênea do mesmo.

O circuito de indicação da posição do paciente permite um deslocamento de $\pm 199,8$ cm, com resolução de 2 mm, o seu diagrama em blocos é mostrado na figura 28.

O indicador utiliza 2 sensores infravermelhos para determinar o passo e a direção da cama, através de um trilho colocado abaixo da mesma. O sentido do deslocamento da cama é determinado através da colocação de um sensor a 0° e outro a 90° com relação aos dentes do trilho da cama. Esses sinais são levados a uma unidade lógica de detecção de sentido, a qual fornece sinais de contagem para cima (“Up”), ou para baixo (“Down”), a um contador “Up/Down”, conforme o sentido do deslocamento da cama. Os “bits” do contador endereçam duas memória EPROMs, na qual é colocado o valor binário codificado em decimal (BCD), da posição da cama. O valor da EPROM é fornecido a decodificadores de BCD para 7 seguimentos e por sua vez a “display”. Os últimos 2 “bits” da segunda EPROM, é fornecido a 2 transistores para acenderem o número 1 e/ou o sinal de menos “-”.

5.3. Eletro-cardiógrafo

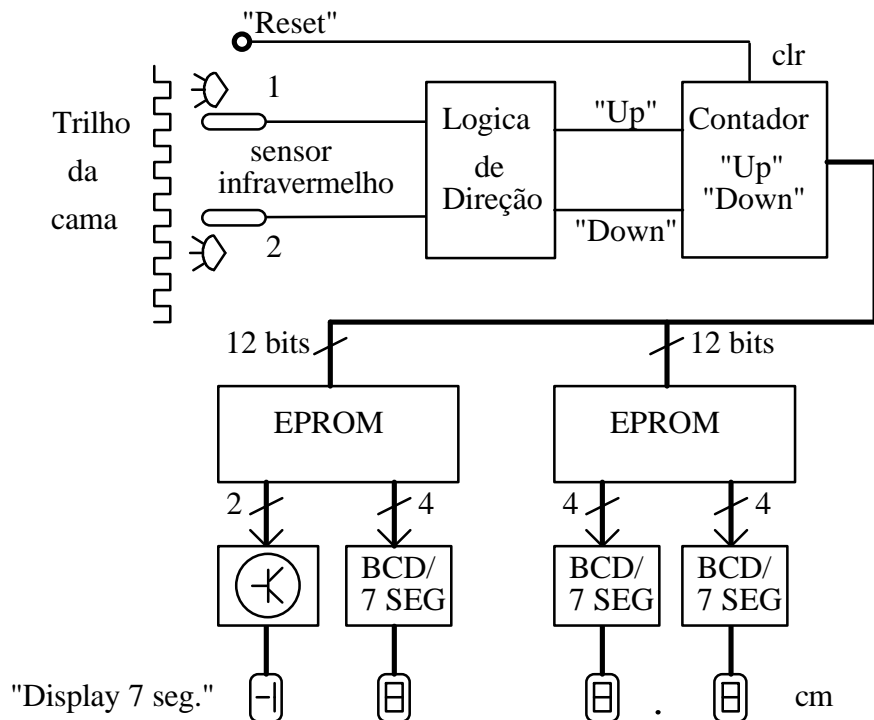


Figura 28 - Diagrama em blocos do sistema de indicação da posição do paciente.

Como a EPROM é programada com passos de 2 mm, esse indicador permite, dessa forma, uma indicação de $\pm 199,8$ cm. Um sinal de reinicialização ("Reset"), permite zerar o indicador em uma cada posição da cama, tanto manualmente como de forma automática, através de um contato no trilho.

5.3. Eletro-cardiógrafo

O eletro-cardiógrafo é utilizado para se obter imagens do coração. Isto é necessário pois como as técnicas de obtenção de imagens por RM levam alguns minutos, o objeto em análise deveria estar parado. No caso do coração, pode-se sincronizar o sistema de geração e aquisição para obter o sinal deste, sempre no mesmo ponto do ciclo cardíaco, dando a impressão que o coração encontra-se parado.

O circuito do eletro-cardiógrafo é eletricamente isolado do restante do tomógrafo, e alimentado por um conjunto de baterias de ± 9 Volts, para prevenir qualquer consequência ao paciente, no caso da falha de algum outro sistema. A isolação é efetuada por um acoplador ótico, o qual irá fornecer ao sistema um sinal de disparo para cadenciar a aquisição, conforme a fase do ciclo cardíaco.

O diagrama em blocos do cardiógrafo é mostrado na figura 29.

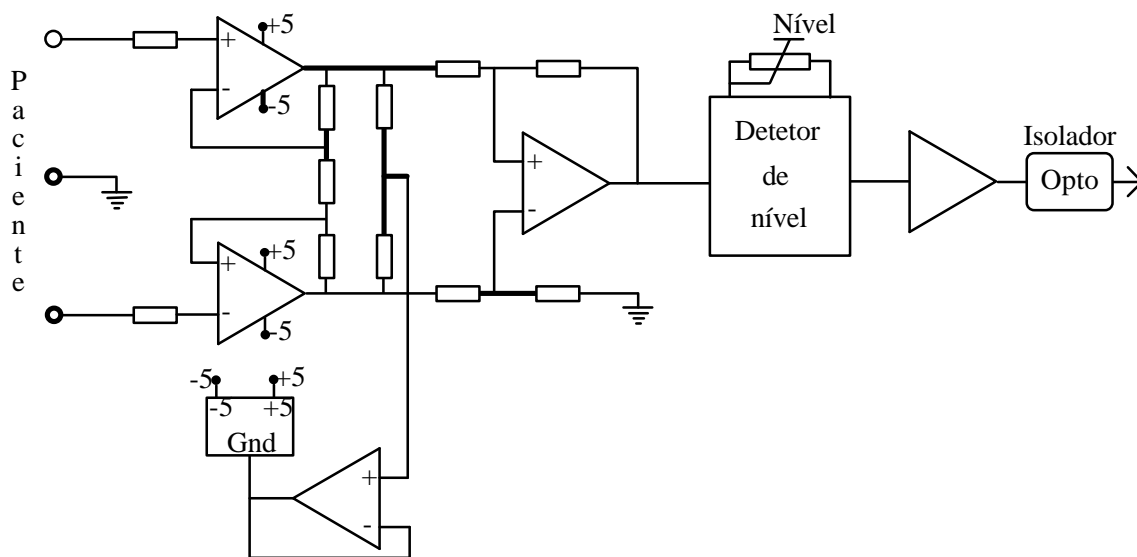


Figura 29 - Diagrama em blocos do cardiógrafo.

A base do cardiógrafo está em 3 amplificadores operacionais na configuração de um amplificador diferencial de instrumentação. Isto é feito para aumentar-se a taxa de rejeição em modo comum (CMRR), evitando-se dessa forma, ruídos captados pelos sensores no corpo do paciente, como por exemplo sinais de 60 Hz.

Para aumentar ainda mais a CMRR, utiliza-se um operacional para gerar um “bootstrapped” na fonte de alimentação (reguladores de voltagem) dos dois amplificadores de entrada. Isso eleva a CMRR acima de 120 dBs, pois elimina as variações de entrada com relação a fonte de alimentação do mesmo. O restante dos amplificadores são alimentados pelo conjunto de baterias.

Após isso, o sinal é fornecido a um detector de nível, o qual é ajustado para disparar no ponto desejado do ciclo cardíaco. Finalmente o sinal chega ao amplificador e isolador óptico, indo posteriormente ao TORM. onde será utilizado para sincronizar a seqüência, via sinal “Resume”.

Devido as poucas imagens feitas do coração com o nosso sistema, pela baixa relação sinal/ruído (S/N) obtido com esse campo ultra baixo, o circuito do eletrocardiógrafo não sofreu o acréscimo de um mono estável, o qual permitiria gerar atrasos (“delay”) no pulso de disparo, com a possibilidade de se ajustar realmente em qualquer ponto do ciclo cardíaco.

5.4. Circuito de chamada ao operador

5.4. Circuito de chamada ao operador

Outro circuito, na mesma placa do cardiógrafo, é o de chamada ao operador, pelo paciente. No caso do paciente desejar cancelar a aquisição, por qualquer motivo, mal súbito por exemplo, este aciona um interruptor que gera um sinal audível ao operador, que imediatamente cancela a aquisição e verifica qual o problema com o paciente.

O circuito do sistema de chamada é extremamente simples sendo formado por um único CI 555, o qual é ilustrado em bloco na figura 30. Quando o paciente aciona o interruptor, o circuito gera um sinal audível, na sala do operador, por aproximadamente 2 segundos.

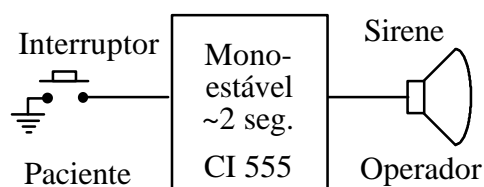


Figura 30 - Circuito de chamada ao operador.

Capítulo 6

6. COMPRESSÃO DE DADOS

A técnica de RM permite obter uma grande quantidade de imagens de maneira simples, o que facilita o diagnóstico clínico, isso porém apresenta um problema computacional devido ao elevado espaço de armazenagem exigido para guardar todas as imagens e dados.

Várias técnicas de compressão de imagens são disponíveis atualmente, com ou sem perda de informação (utilizadas nas imagens tipo JPEG³⁴, TIFF³⁵, GIF³⁵, etc), permitindo a diminuição do espaço em disco, meio de armazenagem em grande escala, bem como do tempo de transferência dessas informações.

Porém devido a não existência de técnicas específicas de compressão para os sinais inicialmente coletados, estes normalmente não sofrem qualquer tipo de compressão. Ocupando mais espaço em disco do que as imagens reconstruídas, já que os dados de ambos os canais (I/Q) são armazenados em representação de ponto flutuante, e a imagem em forma de “bytes”.

Poder-se-ia pensar: Qual o motivo de armazenar-se os dados, já que dispomos das imagens?. Porém, as imagens já processadas possuem informações de intensidade com uma dinâmica restrita ao dispositivo de visualização em uso, sendo que, para análises no domínio do tempo, por exemplo como ruídos e artefatos, os dados de aquisição tornam-se necessários.

Assim neste capítulo, apresentar-se-á uma nova técnica de compressão de dados^{36,37}, específicos para RM e sem perda de informação, onde consegue-se aproveitando as peculiaridades dos sinais de RM, uma taxa de compressão superior as melhores técnicas de uso geral, existentes atualmente.

6.1. DAC (Dados com Compressão)

Normalmente para comprimir os dados, utilizam-se técnicas de uso geral como o LZW (Lempel-Ziv & Welch)³⁸, a qual apresenta uma alta taxa de compressão, e baseia-se numa variação da técnica Ziv & Lempel³⁹. Essas técnicas de compressão apresentam como origem primária a codificação por “Run Length”.

Na codificação “Run Length”, uma seqüência de “bytes” x_1, x_2, \dots, x_n , é substituída por uma seqüência de inteiros $(g_1, l_1), (g_2, l_2), \dots, (g_k, l_k)$, onde g_k denota o valor do “byte” e l_k o comprimento de corrida, ou seja, o número de “bytes” justos postos com o mesmo valor, vide figura 31.

Dados de entrada.

120 200 200 200 200 005 005 005
240 240 240 240 240 240 240 240
090 090 090 100 100 100 100 010

Codificação resultante

120	1	200	4	005	3	240	8	090	3	100	4	010	1
-----	---	-----	---	-----	---	-----	---	-----	---	-----	---	-----	---

Figura 31 - Exemplo de codificação “Run Length”.

A técnica LZW introduz, analisando-se de maneira simplificada, uma variação na “Run Length” com a construção de um dicionário de um ou mais caracteres, chamados frases, dos dados de entrada. A saída do algoritmo são os dados de entrada, substituindo-se qualquer seqüência repetida de frases, contidas no dicionário, por um símbolo chamado “token”.

A figura 32 apresenta um exemplo da compressão utilizando a técnica LZW, nele pode-se observar a substituição de partes dos dados por “tokens” de 2 “bytes”, simbolizados por $\langle k, n \rangle$, que permitem restaurar os dados originais no processo de descompressão. Processo esse que deve ser feito retornando-se k caracteres, da entrada, e repetindo-se n caracteres para a saída.

Embora a técnica LZW consiga grandes taxas de compressão, dependendo da sua implementação, esta leva em conta a característica de repetição de seqüências de “bytes” e não das características do sinal de RM

Original 104 "bytes":

"Que amor, que sonhos, que flores,"
"Naquelas tardes fagueiras"
"À sombra das bananeiras,"
"Debaixo dos laranjais!"

Casimiro de Abreu
Obras, p. 93.

Codificado 92 "bytes":

"Que amor, q<10,3>sonhos<11,6>flores,"
"Na<13,3>las tardes fagueiras"
"À<46,3>mbra d<29,3>banan<23,5>,"
"Debaixo dos laranjais!"

Onde o "Token" <k,n> significa: retorne k caracteres a esquerda e repita a frase por n caracteres.

Figura 32 - Exemplo da codificação por LZW.

Assim propomos uma nova técnica, a qual utiliza a característica do sinal de RM possuir uma grande variação de sua dinâmica, porém assume valores grandes durante pequenos intervalos de tempo da aquisição, não usando na maior parte do tempo, toda a sua dinâmica. Essa característica de se adquirir o sinal durante um intervalo de tempo muito maior que a região onde o mesmo ocupa uma grande dinâmica, é pelo fato de se necessitar de uma boa resolução no espaço de frequências, para se obter uma boa imagem. O aproveitamento dessa característica permitiu o desenvolvimento de uma técnica de compressão superior ao LZW, como se verá nos resultados.

6.1.1. Princípios do DAC

Suponha que os dados digitalizados de RM sejam armazenados em representações longas de 32 bits ("long word"), normalmente somente na codificação de fase igual a zero, ou seja sem gradiente de fase, o sinal utilizará a dinâmica máxima apenas durante um pequeno intervalo de tempo, sendo em torno do centro do sinal de eco, figura 33.

Dessa forma, boa parte dos dados armazenados não utiliza todos os bits da palavra do computador. Pode associar o volume formado pelo cubo X,Y e altura 32 bits ao espaço necessário para armazenar esses dados sem compressão e ao volume abaixo da curva dos sinais coletados, o espaço realmente necessário para armazenar esses dados. Assim se pudessemos utilizar uma palavra de comprimento variável, isto é, armazenar somente o número de bits que realmente retém a informação, haveria uma grande redução no espaço utilizado para guardar esses dados.

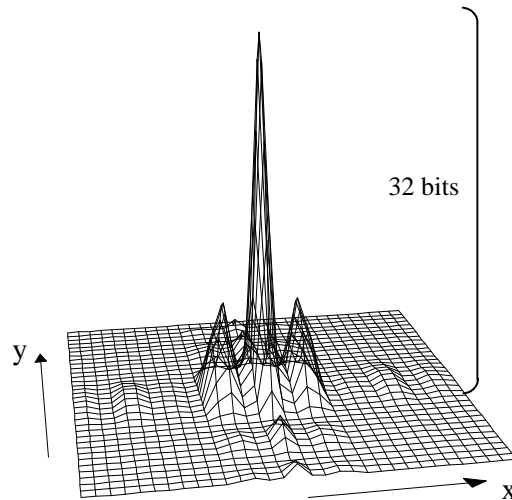


Figura 33 - Sinais de RM, coletados em uma experiência.

Porém os computadores trabalham com palavras de comprimento fixo, tornando necessário: a criação de TAGs, conjunto de bits que indicam o tamanho da palavra que a informação está utilizando e a idealização de uma estrutura de arquivos que implemente o armazenamento destes dados com palavras de tamanho variável.

Esse TAG é colocado no início de cada registro, para informar o número de bits (b) de cada palavra e o número de palavras contidas nesse registro (n), conforme ilustrada na figura 34.

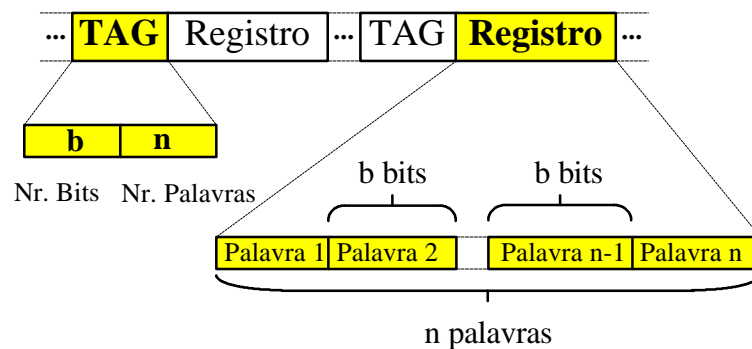


Figura 34 - Formato do TAG e registro utilizado na nova técnica de compressão.

Dessa forma o arquivo comprimido é formado por uma seqüência de TAGs e registros. No final do arquivo é inserido um registro cujo tamanho é variável aproveitando-se o número de bits restantes para completar a unidade mínima de armazenamento (“word”) da estrutura de arquivo do computador. Caso o número de TAGs e registros termine em um número de bits exato, isto é, que complete o número de bits exigido pela estrutura de arquivo, uma nova “word” é inserida. Esse registro final de comprimento variável é utilizado como CRC (“Cyclic Redundancy Check”) dos dados comprimidos e é verificado durante o procedimento de descompressão para confirmar a integridade dos dados. No caso do cálculo

do CRC ser muito demorado, pode-se implementar apenas um “Check Sum”, apenas para ter-se um meio de verificar a validade dos dados.

Essa técnica de compressão deve percorrer o sinal de RM, analisando o número de bits necessários para armazenar cada dado e a partir dessa informação criar as TAGs para guardar os dados.

Para se aumentar ainda mais a taxa de compressão, deve-se diminuir ao máximo a quantidade de TAGs inseridas no arquivo, assim o algoritmo deve verificar se “vale a pena” adicionar uma nova TAG ou continuar com a TAG anterior, mesmo utilizando um número de bits maior do que mínimo necessário.

Como a compressão deve ser sem perda, deve-se inserir uma nova TAG sempre que houver aumento da quantidade de bits necessária, para armazenar os dados. Porém quando o número de bits necessários diminuir, deve-se verificar a validade de se trocar de TAG ou manter a mesma, dependendo do número de bits que se economiza com a mudança da TAG e o número de bits que se perde com a inserção da nova TAG. Além disso o algoritmo deve prever que: no caso de um aumento do número de bits, se logo a seguir não há outro aumento. Podendo dessa maneira poupar no futuro a inserção de uma nova TAG, colocando já no momento uma TAG com o número de bits maior, dependendo do ganho de bits entre as duas TAGs.

6.1.2. Implementação do DAC no TORM-005

A técnica de compressão de dados de ressonância magnética (DAC) foi implementada no TORM-005, criando-se rotinas capazes de escrever ou ler uma matriz de dados em um arquivo ou de um arquivo, já com compressão. Adotou-se a extensão para os arquivos com compressão de DAC (DADOS com Compressão).

Grandes esforços foram feitos para diminuir ao máximo a quantidade de TAGs inseridas no arquivo, tendo o algoritmo a capacidade de verificar a validade de inserções de novas TAGs, tanto de mudança para TAGs com número de bits de informação superiores, bem como inferiores. Essa característica pode ser verificada na figura 35, onde um sinal típico de um paciente é analisado pelo algoritmo.

Pela figura pode-se verificar a tendência do algoritmo em tentar manter o número de bits da representação utilizada, o mais próximo possível da representação dos bits necessários à armazenar os dados, sem perda de informação.

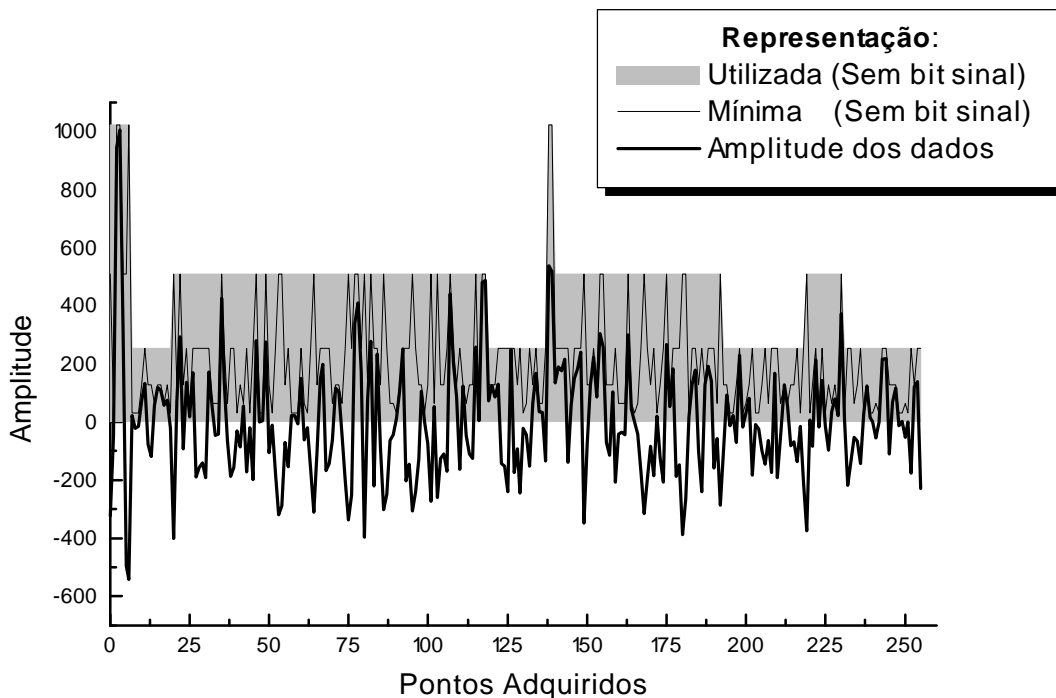


Figura 35 - Análise do algoritmo DAC, em dados de um paciente (linha número 10 da matriz de dados).

A implementação feita para o TORM-005 modifica o sistema de arquivos para permitir a leitura ou escrita de uma quantidade variável de bits de 1 a 32 bits e utiliza 5 bits para a informação do número de bits (b) e 7 bits para informar o número de palavras contidas nesse registro (n), assim a TAG é formada por 12 bits. A utilização de 5 bits para b , permite valores de 1 a 32 ($00000 = 1$ e $11111 = 32$) e de até 128 palavras com a mesma TAG.

Uma análise da relação sinal/ruído é importante, já que isto poderia reduzir o número de TAGs utilizadas no arquivo comprimido. Essa redução dar-se-ia pelo fato de fazermos uso de apenas uma TAG para sinais abaixo dessa relação, evitando mudanças freqüentes da mesma. Já que esses sinais apresentam uma maior probabilidade de variação da TAG, devido ao maior valor do ruído comparado com o sinal. Na nossa implementação utilizamos uma quantidade mínima de bits de 6, ou seja, sinais entre -32 e +31, são considerados como ruídos e armazenados com 6 bits, independente de seu valor.

Para informar a quantidades de dados na matriz, $M \times N$, um registro formado por duas palavras de 16 bits é inserido no início do arquivo. A primeira palavra armazena o número de colunas menos 1 ($M-1$) e a segunda o número de linhas menos 1 ($N-1$). Utiliza-se essa notação já que uma matriz de tamanho 0×0 não faz sentido e não deve ser armazenada. Assim a estrutura final do DAC é mostrado na figura 36.

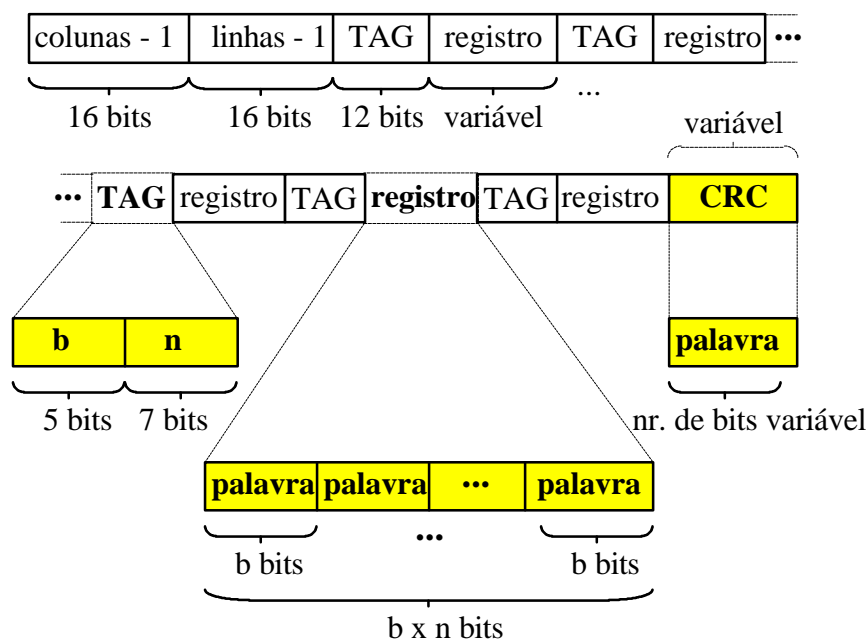


Figura 36 - Formato da estrutura do arquivo DAC

Para restaurar os dados utilizando-se a técnica descrita é relativamente simples, basta ler o TAG (b,n) e repetir n vezes a leitura de b “bits”, expandindo os b “bits” no tamanho da palavra que o computador utiliza (32 bits no nosso caso), repetindo esse processo até que se leia a matriz completa (linhas*colunas). O processo de expansão dos b “bits” é simples, já que o “bit” mais significativo dos b “bits” contém o sinal do número. Assim se o “bit” mais significativo é zero o número é positivo e deve-se completar com zeros os bits que faltam da palavra do computador, e caso seja 1, o número é negativo e deve-se completar com 1s os “bits” restantes (figura 37).

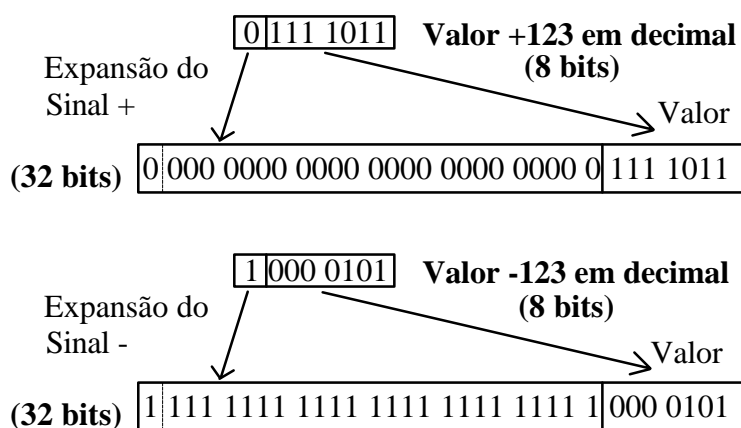


Figura 37 - Expansão do “bit” de sinal na descompressão.

Ao se completar a matriz de dados, lê-se os bits restantes do arquivo (CRC) e compara-se com o CRC calculado durante o processo de descompressão, isso confirmará a validade e integridade dos dados, contidos no arquivo.

Além das rotinas para comprimir e descomprimir os dados (readDAC, writeDAC), dois programas foram criados para comprimir e descomprimir os arquivos existentes antes da implementação dessa nova técnica (COMP e REST).

6.2. Resultados do DAC

Para se comparar o algoritmo de compressão DAC com outras técnicas de compressão, tomar-se-á um exame típico composto por 11 aquisições de 256x128 pontos, onde cada arquivo de dados ocupa 513 blocos no μ VAX, onde cada bloco armazena 512 bytes. Com o uso do programa **ZIP**^{*} versão 1.9, o qual comprime arquivos de uso geral, utilizando o algoritmo LZW com a extensão .ZIP, compatível com o PKZIP[†] para IBMPC, permite comprimir cada arquivo do exame de 513 blocos para 231 blocos (uma taxa de compressão de 55%) levando para isso 2 minutos. O exame completo leva 22 minutos para a completa compressão.

Utilizando-se do algoritmo DAC, cada arquivo de 513 blocos fica com 167 blocos (uma taxa de 67,4% de compressão) e demora 11 segundos, levando o exame completo um pouco mais de 2 minutos. A tabela I sumaria os resultados, embora nosso sistema utilize o μ VAX, por motivos de comparação colocou-se o tempo medido também no VAX 6000-420.

Tabela I - Comparação utilizando o algoritmo DAC

Original: 513 blocos		ZIP [‡]	DAC
Tamanho (blocos)		231	167
Taxa (%)		55	67,4
μ VAX	Tempo (seg)	120	11
3300	Tempo Exame (min)	22	2,02
VAX	Tempo (seg)	60	7
6000	Tempo Exame (min)	11	1,28

Obs.: As medidas no μ VAX foram feitas sem carga e no VAX com uma carga pequena.

Devido tanto ao grande ganho em tempo, quanto na taxa de compressão superior do DAC comparado com o ZIP e outros, esse algoritmo torna-se de grande utilidade para o

* ZIP v1.9 Copyright © 1990-92 Mark Adler, Richard B. Wales, Jean-loup Gailly.

† PKZIP v2.04g Copyright © 1989-1992 PKWARE Inc.

‡ ZIP v1.9 Copyright © 1990-92 Mark Adler, Richard B. Wales, Jean-loup Gailly.

armazenamento de dados de sinais de RM. Porém para se apreciar melhor a performance do DAC, será apresentado uma comparação em outro computador.

A tabela II apresenta a comparação do DAC, com vários outros programas de compressão, disponíveis para micro computadores compatíveis com IBMPC, esses dados foram obtidos utilizando-se um microcomputador 486DX2-66 Mhz, com um arquivo de dados de 256 x 256 pontos. Nessa tabela verifica-se ainda a vantagem do DAC, mesmo comparando-o com os melhores compressores atuais, e sendo que o programa DAC não sofreu qualquer tipo de otimização, tal como a implementação de partes das rotinas em linguagem montadora, sendo escrito inteiramente em C, ao contrário dos outros compressores que são otimizados para essa finalidade.

Tabela II - Comparação entre vários programas de compressão em um micro 486DX2 - 66MHz, sobre um arquivo de RM de 256 x 256 aquisições.

Arquivos de 524.292 bytes	Tamanho final (bytes)	Tempo de Compressão (seg)	Tempo de Descompressão (seg)	Taxa de Compressão (%)
DAC	122.604	5,0	4,0	76.6
PKZIP [§] (max)	163.928	11,9	0,7	68.7
PKZIP	167.633	7,0	1,0	68.0
GZIP ^{**} (max)	164.471	109,9	2,3	68.6
GZIP	184.009	11,0	2,4	64.9
ARJ ^{††}	173.699	16,4	2,2	66.9
LHA ^{‡‡}	168.711	5,0	0,9	67.8
ARC ^{§§}	193.301	4,3	1,7	63.1
COMPRESS ^{***}	244.594	16,0	1,1	53.3
TAR	532.480	0,7	0,4	-1.6

[§] PKZIP v2.04g Copyright © 1989-1992 PKWARE Inc. (Máxima compressão)

^{**} GZIP v1.2.4 Copyright © 1992-1993 Jean Loup Gailly. (Máxima compressão)

^{††} ARJ v2.41 Copyright © 1990-93 Robert K. Jung.

^{‡‡} LHA v2.55b Copyright © 1988-92 Haruyasu Yoshizaki.

^{§§} ARC v6.01 Copyright © 1985-89 System Enhancement Associates Inc.

^{***} COMPRESS v2.0 Copyright © 1990-92 Microsoft Corp.

Na tabela III é mostrada a taxa média de compressão utilizando-se os arquivos de dados da tabela I (11 aquisições de 256 x 128 pontos), e comparando-se o melhor compressor da tabela anterior, para micros IBMPC compatíveis.

Tabela III - Comparação de um exame típico de um paciente, com 11 arquivos de 256 x 128 pontos.

Arquivos 262.148 bytes	PKZIP		PKZIP (max)		DAC	
	Tamanho (byte)	Tempo (seg)	Tamanho (bytes)	Tempo (seg)	Tamanho (bytes)	Tempo (seg)
Total	1.215.176	35,4	1.209.789	60,0	941.430	35,7
Média	110.470,5	3,3	109.980,8	5,5	85.584,5	3,2
Taxa (%)	57,9		58,0		67,4	

Mesmo comparando com o melhor compressor de uso geral na opção de compressão máxima, a técnica de DAC apresenta uma taxa de compressão superior a 9%. Seu tempo de processamento é comparável a opção de compressão normal, mesmo não apresentando nenhum tipo de otimização no código, como salientado anteriormente.

Com relação ao μ VAX, o ganho em relação a tempo e "bytes" é extremamente superior, permitindo dessa maneira uma grande economia do espaço utilizado no disco, sem um acréscimo sensível em tempo de processamento, devido a agregação desta rotina.

Capítulo 7

7. CONCLUSÕES

7.1. Importância do trabalho realizado

Após obter-se, no laboratório, uma ampla experiência em instrumentação eletrônica para RM, com o desenvolvimento de equipamentos que viabilizaram a construção de um sistema anterior ao TORM-005, o qual permitiu obter as primeiras imagens tomográficas por RM, optou-se em analogia com os sistemas comerciais de RM, por desenvolver o novo protótipo (TORM-005) a partir de módulos existentes no mercado. Esta medida agilizou a construção do tomógrafo e evitou a criação de uma equipe específica para o desenvolvimento destes módulos. Desenvolvimento que embora interessante do ponto de vista de instrumentação eletrônica, não agregaria muito aos conhecimentos e pesquisas ligadas à tomografia de RM, que pela característica e interesse do grupo, esta mais voltada à implementação de novas técnicas de aquisição, projetos de RF e estudo de problemas que afetam a agilidade de operação e a qualidade das imagens.

Dessa maneira o presente trabalho dedicou-se à parte mais nobre e crítica do desenvolvimento do TORM-005, sendo o de transformar módulos comerciais num tomógrafo para uso clínico.

O desenvolvimento da instrumentação eletrônica e “software” necessários para a concretização deste projeto, exigiram além da aquisição de conhecimentos profundos a nível de interface, reconstrução e visualização de imagens, também o domínio dos princípios físicos básicos, envolvidos nas várias técnicas de aquisição de imagens tomográficas por RM. Assim a presente contribuição, não somente resultou na obtenção física de um tomógrafo de uso clínico, mais forneceu conhecimentos e documentação na área de instrumentação eletrônica e “software”, que completados com várias outras pesquisas realizadas por outros pesquisadores

em áreas tais como RF e técnicas de aquisição de imagens de RM, contribuíram para a viabilização deste projeto. Podemos afirmar, que hoje o DFI-IFSC-USP possui todo o “know-how” de tomografia por RM e tornou-se capaz de efetuar pesquisas de ponta, as quais não seriam viáveis com sistemas comerciais, por requererem pleno domínio e acesso a instrumentação e programação envolvidas.

7.2. Contribuições

Várias contribuições importantes podem ser destacadas neste trabalho, tanto na área de processamento de sinais e imagens, quanto na de programação e instrumentação.

Na área de programação podemos salientar a implementação: da automação dos programas de carregamento das seqüências de aquisição no AN9100; da atualização de parâmetros; dos diagnósticos para sintonia e verificação. Além disso podemos citar o desenvolvimento de: programas para facilitar o estudo e a implementação de novas seqüências; “hardware” para o auxílio a monitorização visual dos sinais; bem como a adaptação de programas para viabilizar a utilização interativa do microcomputador Macintosh, na visualização de imagens, conectado via TCP/IP Ethernet ao computador hospedeiro do TORM.

As principais contribuições na área de processamento de sinais e imagens, dão-se na implementação e modificação do algoritmo de reconstrução de imagens; na adaptação do pacote de tratamento de imagem da NIH; além da implementação do algoritmo SNORE, para remoção de picos de ruído aleatórios dos sinais digitalizados pelo sistema de aquisição de dados; na elaboração de programas de conversão de formatos, o quais são utilizados por outros grupos em seus desenvolvimentos, bem como para o fornecimento de imagens obtidas pelo TORM-005. Uma contribuição original foi feita nesta área, com o desenvolvimento e implementação da técnica DAC de compressão de dados de RM, a qual apresenta uma taxa de compressão maior do que a dos melhores compressores de uso geral atualmente disponíveis. Esta implementação mostrou-se extremamente útil para o armazenamento de dados das imagens de RM e apresenta potencial de uso em outras áreas de armazenamento de sinais. Esta técnica original já foi apresentada em dois congressos internacionais^{36,37}.

Na área de instrumentação foi necessário o desenvolvimento de: circuitos para monitorização e controle de eventos; um sistema de leitura da posição da cama; um circuito de “trigger” cardíaco; modificação do espectrômetro AN9100 para operar em frequência mais baixas, bem como da alteração do circuito de saída da FIFO para a interligação com um microcomputador tipo PC.

7.3. Resultados e características do TORM-005

Mesmo tratando-se de um sistema de baixo campo, os resultados atingidos e avaliados por médicos especialistas, comprovam a qualidade de suas imagens e capacidade de diagnósticos, competindo com os sistemas comerciais de campo magnético equivalente.

O sistema desenvolvido (TORM-005) apresenta-se para o usuário como um tomógrafo de ressonância magnética capaz de realizar o desenvolvimento de novas técnicas, tanto de RM como de processamento de sinais e imagens, além de ser capaz de efetuar diagnósticos clínicos rotineiros, de uma maneira confiável e reprodutiva.

A figura 38 mostra a console de TORM-005 durante um exame clínico. O monitor maior (19 pol.) é normalmente utilizado para visualização das imagens adquiridas e processadas, bem como para medidas e manipulações da mesma. O monitor menor (14 pol.) é utilizado como terminal de comando do computador central (microVAX) e controle do sistema.



Figura 38 - Console do TORM-005 (monitor de imagens e de comandos).

A figura 39 mostra partes do sistema que compõem o TORM-005, tais partes encontram-se separadas da console, em uma pequena sala, para melhor refrigeração.

7.3. Resultados e características do TORM-005



Figura 39 - Partes do sistemas de controle e geração de sinais do TORM-005.

Na figura 40 são mostrados o eletroimã e a cama, onde é colocado o paciente a ser analisado.



Figura 40 - Eletroimã, cama e sistema de posicionamento do TORM-005

7.3. Resultados e características do TORM-005

Devido ao completo domínio da instrumentação (“hardware”), bem como do “software” e suas interdependências, além das técnicas de aquisição, processamento e visualização, é possível dessa maneira, obter-se um sistema flexível, capaz de ser reprogramado de maneira simples, permitindo novos desenvolvimentos nas várias áreas interdisciplinares que compõem a RM (medicina, física, eletrônica, computação, etc.). Além disso permite abrir caminho para a diminuição de custos, tais como a utilização de outras plataformas computacionais (PC/Windows) ou modificações em vários subsistemas do TORM-005.

Esse domínio permite a implementação de novos algoritmos para a melhora da qualidade das imagens, tanto durante à aquisição como após o processamento das mesmas, já que o formato do arquivo de imagem é simples e conhecido.

Do ponto de vista do usuário de um tomógrafo de RM, o sistema apresenta-se com as seguintes características:

- Sequências de aquisição: Spin-echo (SE);
Spin-echo Multi-Slice (MS);
Gradient-Recalled echo (GE);
Inversion-recovery (IR);
Stead State Free Precession (SSFP).
- Modalidades de aquisição: 2DFT single or multislices,
com possibilidade da escolha do eixo de fase e de aquisição;
Aquisição sincronizada externamente;
Aquisição de planos contíguos;
Aquisição de dados com matrizes arbitrárias, típico 256 x 128 ou 256 x 256;
Aquisição de matrizes com campo de visão retangular;
- Campo de visão: Arbitrário (mínimo 10 cm x 10 cm);
- Número de planos: Máximo 16;
- Número de imagens simultâneas: Máximo 16;
- Espessura do plano: Variável, mínimo 8 mm;
- Orientação do plano: Sagital, coronal, transversal e oblíqua qualquer;
- Tempo ao eco (TE): Variável, mínimo 28 ms (SE, ME, IR) e 20 ms (GE);
- Tempo de repetição: Variável, mínimo 60 ms;
- Matrizes de visualização: Típico 256 x 256 ou 512 x 512;
- Tempo de reconstrução: 7 segundos (matriz 256 x 256);

7.3. Resultados e características do TORM-005

- Processamento da imagem: Controle dos níveis de cinza, “zoom” de regiões escolhidas, medidas de posições e intensidade, filtragem digital, etc...

Tais características permitem ao TORM-005 ser empregado em exames de diagnóstico clínico em 90% dos casos. A impossibilidade de se abranger todos os tipos de exames deve-se em grande parte ao baixo campo magnético do eletroímã, o qual não permite obter uma boa relação sinal/ruído (S/R) em imagens de espessura finas. Mesmo assim a maior parte das patologias são possíveis de serem diagnosticadas, estando o sistema atualmente em uso clínico e sistemático, de uma a duas vezes por semana, com o acompanhamento médico.

A seguir tem-se algumas imagens de pacientes com patologias diagnosticadas no TORM-005 (figura 41).

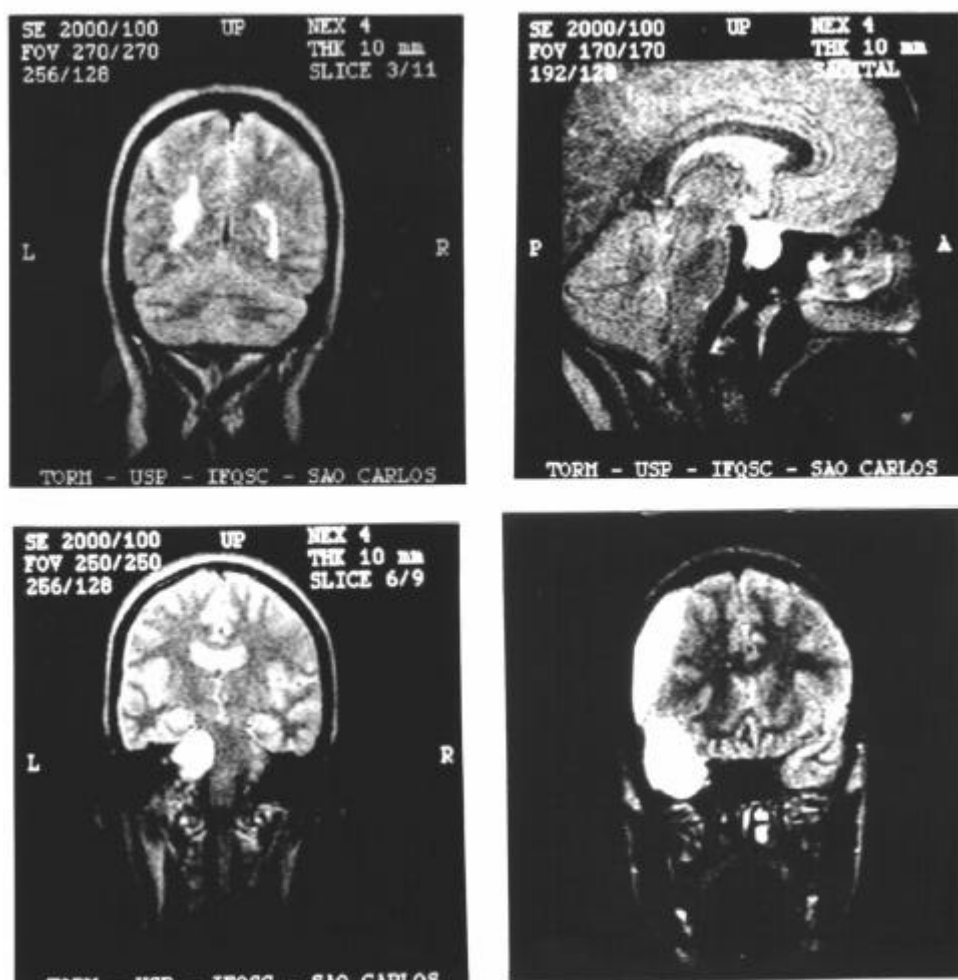


Figura 41 - Exemplos de patologias diagnosticadas no TORM-005.

As imagens obtidas no TORM-005 apresentam uma melhor qualidade comparada com as obtidas em sistemas comerciais de mesma faixa de campo magnético, comparação esta, feita por médicos radiologistas que trabalham com máquinas comerciais.

7.4. Futuros trabalhos

Os conhecimentos adquiridos com este trabalho junto com as pesquisas e desenvolvimentos prévios realizadas no grupo, resultam hoje num total domínio tecnológico do projeto TORM-005, tornando-se um excelente sistema para abrir caminhos, permitindo novos desenvolvimentos em várias áreas. Um desses novos desenvolvimentos, o qual encontra-se em execução, é a migração para uma plataforma computacional mais barata e simples, utilizando um microcomputador compatível com a linha PC (486DX2-66 MHz), com sistema operacional “Windows”. Essa migração já está em fase de testes com a interligação do PC ao AN9100 através de uma interface do PC à FIFO do AN9100 e do programa de aquisição e promediação já em funcionamento.

Em relação aos módulos comerciais utilizados neste trabalho, futuros estudos podem ser aplicados aos mesmos, permitindo melhorar suas características, como por exemplo a modificação no sistema de demodulação através do emprego de demodulação digital, com o uso de processadores de sinais digitais (DSP). Essa modificação permitiria uma melhora na relação sinal/ruído, além de simplificar o sistema de RF.

Em termos de “software” a interface com o sistema de geração de eventos poderia ser redesenhada para permitir a interação com o usuário de forma gráfica, facilitando o desenvolvimento de seqüências, pois permitiria criar-se seqüências através do desenho da forma de onda das mesmas.

Outra implementação que poderá ser introduzida, é a criação de uma base de dados para as imagens e informações de pacientes obtidos nos exames efetuados no TORM-005. Essa base permitirá a localização, de forma simples e rápida, das imagens e patologias de pacientes submetidos à exames no sistema.

O desenvolvimento de um sistema de visualização e pós-tratamento de imagens, o qual poderia utilizar a rede ligada ao computador do TORM-005 para obter os dados e as imagens, também é alvo de um desenvolvimento. Esse sistema permitiria o diagnóstico remoto de pacientes, viabilizando a elaboração do laudo posterior.

A técnica de compressão de dados de RM sem perda de informação desenvolvida para RM, abre caminhos de estudos para sua aplicação em outros tipos de sinais onde poderia também ser de grande utilidade.

Devido a grande especificidade e domínio das tecnologias envolvidas com o TORM, obtida com este desenvolvimento, capacita a vários grupos envolvidos a implementação de novas técnicas, não possíveis com máquinas comerciais, devido a falta de documentação necessária e flexibilidade dos sistemas que compõem tais equipamentos. Tais sistemas apresentam-se, quase totalmente como “caixas pretas”, as quais nem o formato final das imagem são conhecidos.

Os conhecimentos adquiridos permitem ainda a migração para plataformas mais baratas (PC/Windows), podendo dessa forma desenvolver tomógrafos de custo relativamente baixo, os quais poderiam ser implantados em vários lugares para uso clínico, pesquisa e novos desenvolvimentos.

Referências bibliográficas

8. BIBLIOGRAFIA

1. **BLOCH, F.; HANSEN, W. W.; PACKARD, M.** The Nuclear Induction Experiment. Physical Review, v.70, n.7&8, p. 474-485, 1946.
2. **PURCELL, M.; TORREY, H. C.; POUND, R. V.** Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid. Physical Review, v. 69, n. 1&2, p.37-38, 1946.
3. **LAUTERBUR, P. C.** Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. Nature (London), v. 242, p. 190, 1973.
4. **MARTINS, M. J.** Projeto de um microcomputador de 8 bits para aplicações em pesquisa e ensino. São Carlos, 1990. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
5. **TANNÚS, A.** Desenvolvimento da Tecnologia de Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1987. Tese (Doutorado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
6. **ABRAGAM, A.** The Principles of Nuclear Magnetism. International Series of Monographs on Physics 32 - Oxford University Press, 1989.
7. **BONAGAMBA, T. J.** Seleção de Planos em Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1986. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
8. **FRARE JÚNIOR, P. L.** Seleção de Múltiplos Planos em Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1990. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
9. **EDELSTEIN, W. A.; HUTCHISON, J. M. S.; JOHNSON, G.; REDPATH, T.** Spin warp NMR imaging and applications to human

-
- whole-body imaging, Physics in Medicine and Biology, v. 25, n. 4, p 751-756, 1980.
10. **KUMAR, A.; WELTI, D.; ERNST, R. R.** NMR Fourier Zeugmatography, Journal of Magnetic Resonance, v 18, n. 1, p 69-83, 1975.
 11. MicroVAX 3300 - VAXserver 3300 Installation, Digital Equipment Corporation, 1988.
 12. MicroVAX 3300 - VAXserver 3300 Operation, Digital Equipment Corporation, 1988.
 13. VMS General User's Manual, Digital Equipment Corporation, 1988.
 14. **DEBOCK, R.** VERSAbus a multiprocessor bus standard - and VMEbus - its Eurocard counterpart, Microprocessors and microsystems, v. 6, n. 9, p. 475-481, 1982.
 15. Gradient Coil Power Supplies, Oxford Magnet Technology Limited.
 16. MRI Spectrometer Technical Manual - AN9100, Analogic Corporation, 1987.
 17. TMS32010 User's Guide - 16/32 Bit Digital Signal Processor, Texas Instruments, 1983.
 18. AP500 Array Processors - VAX/VMS Users Manuals, Analogic Corporation, v. 1, 1986.
 19. AP500 Array Processors - Function Reference Manual, Analogic Corporation, v. 3A, 3B, 1987.
 20. AP500 Array Processors - Software Reference Manuals, Analogic Corporation, v. 2, 1987.
 21. AP500 Array Processors - Diagnostic Manual, Analogic Corporation, v. 4, 1985.
 22. **FOERSTER, B.** Técnicas de Aquisição Rápida em Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear. São Carlos, 1994. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos: Universidade de São Paulo.
 23. VAX-FORTRAN - User's Guide, Digital Equipament Corporation, 1984.
 24. **BRIGHAM, E. O.** The Fast Fourier Transform. Prentice-Hill, 1974.
 25. Programming in VAX-11 C, Digital Equipament Corporation, 1982.
 26. **FOO, T. K. F.; GRIGSBY, N. S.; MITCHELL, J. D.; SLAYMAN, B. E.** SNORE: Spike Noise Removal and Detection. IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 13, n. 1, p. 133-136, 1994.
 27. **VIVINO, M.**, Inside Image 1.49, NHI's Division of Computer Research and Technology.
 28. Think Pascal - User Manual, Symantec Corporation, 1990.
 29. **KNASTER, S.** Macintosh Programming Secrets, ed. Addison-Wesley Publishing Company, Inc., 1988.

-
30. Apple Inside Macintosh, ed. Addison-Wesly Publishing Company, Inc., v. I, II, III, 1985.
 31. Apple Inside Macintosh, ed. Addison-Wesly Publishing Company, Inc., v. IV, 1985.
 32. Apple Inside Macintosh, ed. Addison-Wesly Publishing Company, Inc., v. V, 1986.
 33. Inside Macintosh X-Ref, ed. Addison-Wesly Publishing Company, Inc., 1991.
 34. **WOLLACE, G. K.** The JPEG still Picture Compression Standard. Communications of the ACM, v. 34, n. 4, p. 31-44, 1991.
 35. GIF - Graphics Interchange Format, CompuServe Incorporated, 1987.
 36. **MARTINS, M. J.; SLAETS, J. F. W.; TANNÚS, A.; PANEPUCCI, H.** Reversible Compression of Raw MR Image Data. Proceedings of the Society of Magnetic Resonance, v. 2, p. 822, 1994.
 37. **MARTINS, M. J.; SLAETS, J. F. W.** Compression of MR Images in the Frequency Domain. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, v. 39a, p. 699, 1994.
 38. **WELCH, TERRY A.** A Technique for High Performance Data Compression. IEEE Computer, v. 17, n. 6, p. 8-19, 1984.
 39. **Ziv, J.; Lempel, A.** Compression of individual sequences via variable-rate coding. IEEE Trans. Inf Theory, v. 24, n. 5, p. 530-536, 1978.