

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**REVISÃO BIBLIOGRÁFICA ACERCA DOS PRINCÍPIOS  
DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR**

**SUMAIA CELLE DE OLIVEIRA**

**ORIENTADOR: ADSON FERREIRA DA ROCHA**

**MONOGRAFIA DE PROJETO FINAL DE GRADUAÇÃO  
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**BRASÍLIA/DF: JULHO – 2008**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FACULDADE DE TECNOLOGIA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**REVISÃO BIBLIOGRÁFICA ACERCA DOS PRINCÍPIOS DE**  
**RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR**

**SUMAIA CELLE DE OLIVEIRA**

**MONOGRAFIA DE PROJETO FINAL DE GRADUAÇÃO SUBMETIDO AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE ENGENHEIRO ELETRICISTA.**

**APROVADA POR:**

---

**Adson Ferreira da Rocha, Ph.D. (ENE/UnB)**  
(Orientador)

---

**Juliana Fernandes Camapum, Ph.D. (ENE/UnB)**  
(Examinador Interno)

---

**João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.**  
(Examinador Externo)

**BRASÍLIA, 01 DE JULHO DE 2008.**

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

DE OLIVEIRA, SUMAIA CELLE

Revisão bibliográfica acerca dos princípios de ressonância magnética nuclear [Distrito Federal] 2008.

(ENE/FT/UnB, Engenheiro Eletricista, Monografia de Projeto Final de Graduação – Universidade de Brasília, Engenharia Elétrica, 2008).

Projeto Final de Graduação - Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica.

## **REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

DE OLIVEIRA, S. C. (2008). Revisão bibliográfica acerca dos princípios de ressonância magnética nuclear. Monografia de Projeto Final de Graduação, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF.

## **CESSÃO DE DIREITOS**

NOME DO AUTOR: Sumaia Celle de Oliveira.

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Revisão Bibliográfica acerca dos princípios de ressonância magnética nuclear

GRAU: Engenheiro Eletricista      ANO: 2008

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta monografia de projeto final de graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta monografia de projeto final de graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Sumaia Celle de Oliveira

SHCES 703 - Bloco A - Apartamento 204 - Cruzeiro Novo

70.655-731 Brasília – DF – Brasil.

## **Dedicatória**

*Dedico este presente trabalho em especial à minha avó, Izabel, que em face de todas as dificuldades não mediu esforços para me tornar a pessoa que sou hoje.*

*Sumaia Celle de Oliveira*

## **Agradecimentos**

Agradeço primeiramente a Deus que está comigo sempre ao meu lado.

Ao professor Adson Ferreira da Rocha, que acreditou em mim e sempre esteve disposto a me ajudar, mesmo quando eu não tinha mais esperanças de concluir esta etapa final.

A meus pais Manuel e Marlete (*In Memoriam*), minha avó Izabel, meus irmãos, tios e primos que sempre me apoiaram não importasse qual fosse a decisão tomada em minha vida, não me deixando esquecer o valor de nossas raízes - a essência de quem somos.

A todos os professores e servidores, que de uma forma ou de outra contribuíram para minha formação profissional, se tornando exemplos de dedicação, integridade e esforço.

Em especial aos meus amigos do segundo grau, Isabela, Ludmila, Lilian e Rodolfo, pela dedicação incondicional desta amizade e por estarem ao meu lado durante as longas batalhas que travamos ao passar dos anos.

Aos meus grandes amigos que fiz durante a faculdade e espero levar para a vida toda, Patrícia, Roques, Fernanda, Andrey, Thiago, Chaffim, Dedé, Isa, Gustavo, Rodrigo, Elaine, Felipe, Tiagão, Mintsu, Michele, Eduardo, Joaz, Maurício, Girão, Karen e muitos outros que estiveram presentes em momentos de estudos e unidos durante essa caminhada.

Aos amigos distantes e nem por isso menos importantes, Mágida e Dênis, que mesmo com toda distância geográfica e o curso que levaram nossas vidas não fez com que nossa amizade fosse enfraquecida.

E um agradecimento final a todos que direta ou indiretamente contribuíram com mais essa concretização de um sonho.

*Sumaia Celle de Oliveira*

---

## **RESUMO**

O presente trabalho se apresenta como uma alternativa bibliográfica para estudo em qualidade de imagem, mais precisamente em ressonância magnética, dando uma visão geral acerca dos princípios básicos de formação de imagem, formação de sistemas de ressonância, tipos de magnetos e protocolos para captação de imagem.

---

## **ABSTRACT**

The present work intends to figure as a bibliographic alternative to the study of Image Quality, more specifically in Nuclear Magnetic Resonance Systems, providing an overview around topics related to basic principles of image generation, resonance systems generation, magnet types and image capture protocols.

# SUMÁRIO

<b>1 – INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
1.1 – MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS .....	14
1.2 – ESTRUTURA DO TRABALHO .....	15
<b>2 – PRINCÍPIOS BÁSICOS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA .....</b>	<b>16</b>
2.1 – ESTRUTURA ATÔMICA .....	17
2.2 – ISÓTOPOS .....	17
2.3 – SPINS .....	18
2.4 – MOMENTUM ANGULAR .....	18
2.5 – SUSCEPTIBILIDADE MAGNÉTICA ( $\chi$ ) .....	19
2.5.1 – Diamagnético .....	19
2.5.2 – Substâncias paramagnéticas .....	20
2.5.3 – Ferromagnéticas .....	20
2.6 – RF E SINAL DE RM .....	20
2.7 – FORÇA DO CAMPO MAGNÉTICO .....	21
2.8 – PRECESSÃO .....	22
2.9 – PLANOS DE VARREDURA DE EXAMES .....	23
2.10 – PRECESSÃO DE LAMOR .....	25
2.11 – BOBINAS .....	25
2.11.1 – Bobina de recepção/transmissão [3]: .....	26
2.11.2 – Bobinas de Gradiente [3]: .....	26
<b>3 – COMPONENTES DO PROCESSO DE FORMAÇÃO DA IMAGEM EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA .....</b>	<b>27</b>
3.1 – PRINCIPAIS SUBSISTEMAS .....	27
3.1.1 – Magneto: .....	28
3.1.2 – Sistema de RF e bobinas: .....	29
3.1.3 – Sistema de Gradiente e bobinas: .....	30
3.1.4 – <i>Shim Coils</i> .....	31
3.1.5 – Interface do operador .....	32
3.1.6 – Computador .....	32

3.1.7 – Sistema de aquisição de dados.....	32
3.2 – CRIAÇÃO DE IMAGEM .....	33
3.3 – PULSO EM RÁDIOFREQUÊNCIA .....	35
3.4 – T1, T2 e T2* .....	39
3.5 – TR e TE .....	43
3.6 – ESPAÇO K.....	45
3.7 – DENSIDADE DE PRÓTONS.....	46
<b>4 – SEQUÊNCIA DE PULSOS .....</b>	<b>47</b>
4.1 – SATURAÇÃO.....	47
4.1.1 – Sequência de pulso com saturação parcial .....	47
4.2 – RECUPERAÇÃO DO ESTADO DE SATURAÇÃO .....	48
4.3 – RECUPERAÇÃO DO ESTADO DE INVERSÃO.....	49
4.4 – <i>SPIN ECHO</i> .....	51
<b>5 – GRADIENTES.....</b>	<b>53</b>
5.1 – PROCESSO DE SELEÇÃO DE CORTE .....	55
5.2 – ESPESSURA DE CORTE .....	55
5.3 – LARGURA DE BANDA .....	58
5.4 – SELEÇÃO DE CORTE.....	59
5.4.1 – <i>LANDMARKING</i> .....	66
<b>6 – TRANSFORMADA DE FOURIER.....</b>	<b>67</b>
<b>7 – MAGNETO .....</b>	<b>69</b>
7.1 – CARACTERÍSTICAS DO MAGNETO .....	69
7.1.1 – <i>Shielding</i> .....	69
7.1.2 – <i>Magnetic Shielding</i> ( blindagem magnética).....	69
7.1.3 – <i>RF Shielding</i> (blindagem de RF).....	71
7.1.4 – Interfaces Em Uma Blindagem de RF.....	73
7.1.5 – <i>Thermal Shielding</i> (blindagem térmica).....	74
7.2 – REMOÇÃO DO CALOR.....	75
7.3 – PENETRAÇÃO.....	75
7.4 – SUBIDA DE CAMPO ( <i>RAMPING</i> ) .....	76



7.5 – HOMOGENEIZAÇÃO DO CAMPO ( <i>SHIM</i> ).....	79
7.5.1 – Procedimento e Análise.....	80
7.5.2 – Tipos de <i>Shimming</i> .....	82
7.5.3 – <i>Shim</i> de Alta Ordem .....	83
<b>8 – PARÂMETROS PARA SEQUÊNCIA DE PULSO DURANTE SCAN.....</b>	<b>84</b>
8.1 – PSD GERAIS .....	84
8.1.1 – Localizador .....	84
8.1.2 – Eco de rotação (SE) .....	85
8.1.3 – Eco de rotação rápida ( FSE).....	86
8.1.4 – SSFSE e SSFSE-IR .....	86
8.1.5 – GRE/SPGR.....	87
8.2 – PSD VASCULARES.....	87
8.2.1 – 2D TOF GRE/SPGR.....	87
8.2.2 – 3D TOF GRE/SPGR.....	87
8.2.3 – 2D FAST TOF GRE/SPGR.....	89
8.2.4 – Contraste de Fase 2D.....	89
8.2.5 – Contraste de Fase 3D.....	90
8.2.6 – Contraste de fase <i>FAST</i> 2D.....	91
8.3 – PSD NEUROLÓGICOS.....	91
8.3.1 – T1 FLAIR .....	91
8.3.2 – FIESTA –C.....	92
8.3.3 – DW-EPI .....	92
8.4 – PSD DE ESPECTROSCOPIA .....	93
8.4.1 – PROBE (ou <i>PROton Brain Examine</i> ) (Exame de Cérebro por Prótons).....	93
8.4.2 – PROSE.....	93
<b>9 – CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES .....</b>	<b>95</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>96</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Efeito da força do campo magnético no ser humano.....	22
Tabela 3.1 – Valores do vetor de magnetização quando aplicado RF[3].....	39
Tabela 7.1 – Tipos de <i>Ramping</i> .....	79
Tabela 7.2 – Diferenças entre <i>Shim</i> resistivo e de gradiente .....	83

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Campo elétrico e campo magnético. (modificado – Hashemi, 2003).....	16
Figura 2.2 – Nuvem de elétrons.....	17
Figura 2.3 – Movimentação dos spins na presença de $B_0$ .....	19
Figura 2.4 – Movimento de precessão ao redor de $B_0$ . (modificado – GE, 2005).....	22
Figura 2.5 – Posição dos eixos em relação ao magneto .....	23
Figura 2.6 – Identificação dos planos de varredura de exames. (modificado – GE, 2004).	24
Figura 2.7 – Identificação dos planos de corte nos exames (modificado – Gould, 2008)...	24
Figura 3.1 – Componentes do sistema de ressonância magnética (modificado – GE, 2001) .....	27
Figura 3.2 – Composição do magneto (modificado – GE,2001).....	29
Figura 3.3 – Forma de onda do decaimento de indução livre (modificado – Hashemi, 2003) .....	34
Figura 3.4 – Vetor de magnetização e pulso de RF (modificado – Hashemi, 2003).....	36
Figura 3.5 – Movimento de precessão e nutação.....	37
Figura 3.6 – Comportamento de $M_0$ sob influência de RF (modificado – GE, 2005) .....	38
Figura 3.7 – Recuperação de $M_z$ e decaimento de $M_{xy}$ (modificado – Hashemi, 2003)...	40
Figura 3.8 – Relação entre as constantes T1 e T2(modificado – Hashemi, 2003).....	41
Figura 3.9 – Comportamento dos tecidos para T1 e T2 (modificado – GE, 2005).....	43
Figura 3.10 – Comparação entre imagens de RM obtida através de contraste. Em a) densidade protônica; b) T1 e c) T2(modificado – Gould, 2008).....	43
Figura 3.11 – Espaço K (modificado – Andrews,1988).....	46
Figura 4.1 – Seqüência de pulso com saturação parcial (Hashemi, 2003) .....	47
Figura 4.2 – Recuperação do estado de saturação (Hashemi, 2003) .....	49
Figura 4.3 – TI no estado de inversão (Hashemi, 2003).....	49
Figura 4.4 – Recuperação do estado de inversão (Hashemi, 2003).....	50
Figura 4.5 – <i>Spin</i> eco (modificado – GE, 2005).....	51
Figura 4.6 – Seqüência de <i>spin</i> eco (modificado – GE, 2005) .....	52
Figura 5.1– Polaridade dentro do magneto.....	53

Figura 5.2 – Representação dos voxels .....	54
Figura 5.3 – Comportamento dos voxels na ausência de campo magnético externo .....	55
Figura 5.4 – Inserção do gradiente suave (modificado – Farias e Melo, 2007) .....	56
Figura 5.5 – Inserção do gradiente acentuado (modificado – Farias e Melo, 2007) .....	57
Figura 5.6 – Largura de banda.....	58
Figura 5.7 – Amplitude do gradiente $\times$ frequência de ressonância (modificado – GE, 2005) .....	59
Figura 5.8 – Processo de seleção de corte utilizando Gz (modificado – GE, 2005) .....	60
Figura 5.9 – Comportamento do campo magnético a medida que se distancia do isocentro .....	60
Figura 5.10 – Espessura do corte e alteração do campo magnético (modificado – GE, 2005) .....	62
Figura 5.11 – Seleção de cortes (modificado – GE, 2005).....	63
Figura 5.12 – Comportamento dos spins durante seleção de corte (modificado – GE, 2005) .....	65
Figura 5.13 – <i>Landmarking</i> ( modificado – GE,2001).....	66
Figura 6.1 – Transformada de Fourier.....	67
Figura 7.1 – Blindagem Magnética e Blindagem de RF .....	69
Figura 7.2 – Curva de <i>ramp</i> em Profiles (modificado – GE, 2005) .....	78
Figura 8.1 – Localizador para seleção de cortes (modificado – GE, 2008) .....	85
Figura 8.2 – Imagens utilizando protocolo SSFSE e SSFSE-IR. T1 = esquerda, T2 = direita, meio = abdômen, direita = baço (modificado – GE, 2008).....	86
Figura 8.3 – Imagens utilizando protocolo 3D TOF (modificado – GE, 2008) .....	88
Figura 8.4 – Protocolo TOF 2D bloqueado .....	89
Figura 8.5 – Imagem utilizando protocolo T1 FLAIR = esquerda e a imagem da direita utilizando protocolo SE (modificado – GE, 2008).....	92

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

AP	<i>Array Processor</i>
$B_0$	Campo Magnético Externo
CERD	<i>Combined Exciter Receiver Data acquisition board</i>
DAB	<i>Data Acquisition Board</i>
DIL	Decaimento de Indução Livre
GSC	Gradiente de Seleção de Cortes
Gz	Gradiente Z
IPG	<i>Integrated Pulse Generator</i>
$M_0$	Vetor de Magnetização
MDM	Momento Dipolo Magnético
MRI	<i>Nuclear Magnetic Resonance Imaging</i>
PD	<i>Proton Density</i>
PDW	<i>Proton Density Weighted</i>
RF	Radiofrequência
RM	<i>Resonance Magnetic</i>
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i>
TE	Tempo de Eco
TR	Tempo de Repetição de pulso
T1	Tempo de relaxação longitudinal
T2	Tempo de relaxação transversal

## **1 – INTRODUÇÃO**

A Ressonância Magnética é um dos mais significativos avanços tecnológicos do século no que se refere a diagnósticos médicos por imagem. Este sistema permite formação de imagens em duas ou três dimensões de qualquer região do corpo. Sob efeito de um intenso campo magnético, prótons do corpo humano são sensibilizados de maneira uniforme, principalmente os presentes nos átomos de Hidrogênio (a água perfaz 69% do volume corporal). Em seguida um campo magnético oscilante é emitido, obedecendo ao ritmo desses prótons que, uma vez cessado, retornam ao estado inicial permitindo a formação da imagem através da decodificação de sinais por computadores.

Uma das grandes vantagens do uso de sistemas de ressonância magnética é a não irradiação do paciente, como acontece nos casos de alguns diagnósticos por imagem como tomografias computadorizadas, exames de raio - x, método disponível e mais difundido até há pouco. A Ressonância Magnética na medicina contemporânea, tornou-se um dos métodos mais estudados nos grandes centros médicos mundiais [12].

Não causa qualquer desconforto ao paciente, sendo necessário apenas que se permaneça imóvel durante o exame. Não apresenta contra indicações, exceto os portadores de marca-passos cardíacos e materiais metálicos (clipes metálicos e outros) que possam sofrer indução eletromagnética.

### **1.1 – MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS**

O trabalho em questão vem oferecer uma visão geral do funcionamento de sistemas de ressonância magnética. Sendo a ressonância magnética um dos exames mais completos, esta merece uma atenção especial por possuir um sistema complexo de formação de imagem e por possuir um alto padrão de qualidade de imagem.

Ao trabalhar com equipamentos de radiologia, especificamente com tomografia e medicina nuclear, sentiu-se a necessidade de pesquisar e estudar o processo de formação de imagens em ressonância magnética e o efeito do campo magnético sobre o sistema, e de que maneira, criando protocolos, obteríamos a melhor resolução para cada tipo de paciente.

## 1.2 – ESTRUTURA DO TRABALHO

O texto tem início com este capítulo introdutório, seguido de uma breve explanação, no Capítulo 2, sobre os princípios básicos de MRI, frequência de precessão, momento angular, planos de varredura e tipos de bobinas.

O Capítulo 3 fala sobre os componentes básicos do processo de formação da imagem. Neste capítulo será comentado sobre os principais subsistemas que formam o sistema de ressonância magnética e será explanado o processo de formação de imagem bem como o conceito de pulso em radiofrequência.

Em seguida, o Capítulo 4 trata da parte de seqüência de pulsos; o Capítulo 5 explana a respeito dos gradientes e o processo de seleção de cortes; o Capítulo 7 faz um breve comentário sobre Transformada de Fourier; o Apêndice sobre os tipos de magnetos e finalmente entra na questão dos parâmetros utilizados para realização de *scans*.

A conclusão no Capítulo 8, dá destaque aos aspectos mais relevantes da dissertação e sugerem-se propostas para trabalhos futuros. E por último, encontram-se listadas as referências bibliográficas.

## 2 – PRINCÍPIOS BÁSICOS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Para entendimento acerca da ressonância magnética e seus princípios julga-se necessário à revisão de alguns conceitos básicos para melhor entendimento. No que se refere às ondas eletromagnéticas, raio-x, microondas e ondas de rádio, por exemplo, todas essas possuem propriedades fundamentais em comum tais como:

- Viajam a velocidade da luz
- Possuem dois componentes: um campo elétrico ( $E$ ) e um campo magnético( $B$ ), que são perpendiculares um ao outro. Utilizando uma onda senoidal, como na Figura 2.1, temos o campo elétrico no plano do papel e perpendicular a ele o campo magnético. Estes dois possuem a mesma frequência e estão defasados em  $90^\circ$  em relação um ao outro.
- Para este trabalho, nos interessa somente o campo magnético – o campo elétrico se torna desnecessário por gerar aquecimento.

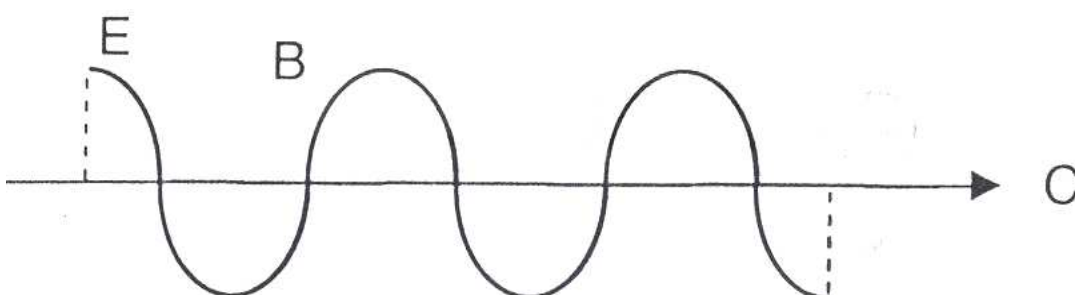


Figura 2.1 – Campo elétrico e campo magnético. (modificado – Hashemi, 2003)

Em ressonância magnética lidamos com energias menores que raios gama, infravermelhos ou até mesmo ondas ultravioleta. Lidamos também com baixas frequências. A energia de uma onda eletromagnética é diretamente proporcional à sua frequência

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

O comprimento de onda é maior dentro da faixa de radiofrequência, dessa forma o pulso eletromagnético em MRI é chamado de pulso de RF, por estar dentro da faixa de rádio frequência do espectro eletromagnético.



Sinais de RM são criados a partir da manipulação do núcleo do átomo através de sua interação com a energia eletromagnética. Assim, veremos o comportamento do núcleo atômico em RM.

## 2.1 – ESTRUTURA ATÔMICA

Toda matéria é composta de átomos. Todos os átomos possuem três subatômicas partículas: elétrons (carga negativa), prótons (carga positiva) e nêutrons (sem carga). A única exceção é a forma mais comum de hidrogênio que contém 1 elétron e 1 próton. Nêutrons e prótons ocupam um pequeno volume no centro do átomo, chamado núcleo. Os elétrons ocupam o maior volume do átomo ao redor do núcleo [6].

## 2.2 – ISÓTOPOS

Átomos de mesmo número atômico com número de massa diferente. Figura 2.2

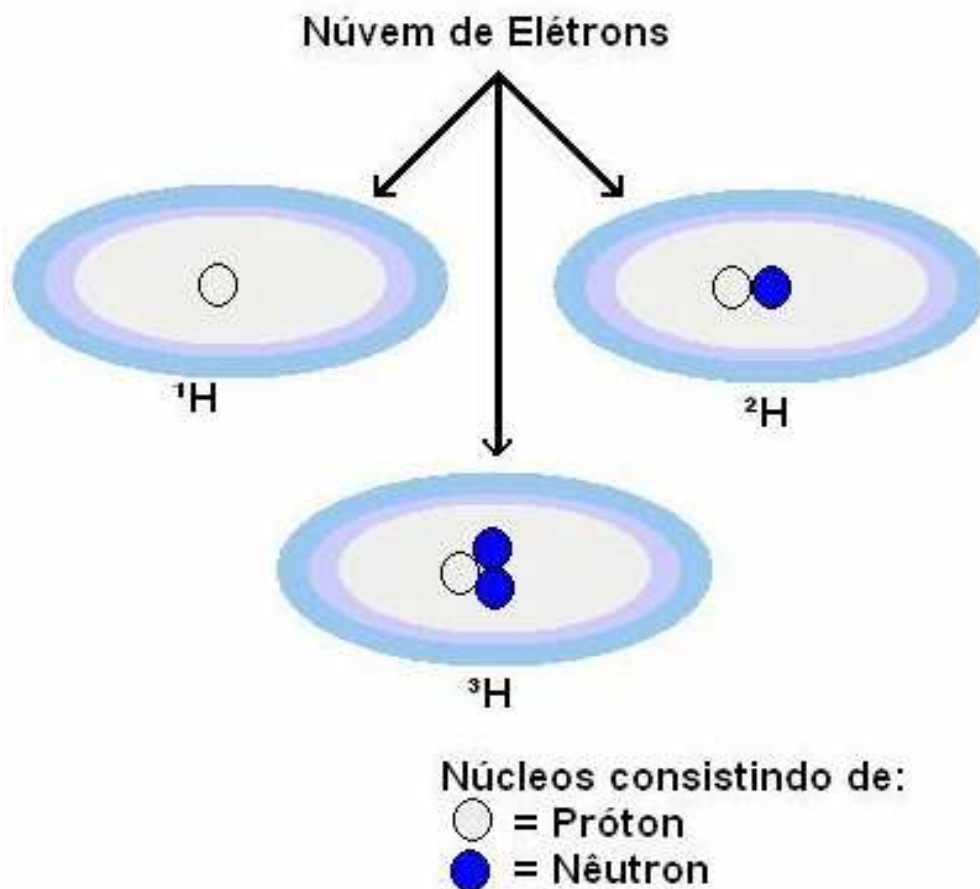


Figura 2.2 – Nuvem de elétrons

## 2.3 – SPINS

*Spin* é uma propriedade intrínseca da partícula atômica assim como massa e carga. O *spin* das partículas não pode ser aumentado ou diminuído. Cada partícula rotaciona, ao redor de seu próprio eixo gerando o campo magnético. Os elétrons possuem um campo magnético maior do que outras partículas. De fato, o campo magnético formado por prótons e nêutrons é tão fraco que produzem pouco efeito. Entretanto, a somatória de todos os *spins* de todas as partículas no átomo contribui para aumentar o campo magnético usado em RM [4]. Os elétrons rotacionam tanto no sentido horário quanto no sentido anti-horário dando uma direção ao campo magnético. Quando existem números iguais de elétrons em rotação horária e anti-horária, então o campo magnético de cada direção aponta para o lado oposto cancelando-se mutuamente. Como resultado, estes materiais não são e nunca serão magnéticos.

A ressonância magnética depende das propriedades magnéticas de seus núcleos atômicos, certos núcleos magnéticos, como o hidrogênio (1H) e o Flúor (19F) possuem essas propriedades. Qualquer destes núcleos com o número ímpar de prótons ou nêutrons pode ser usado em RM. Quando o número é ímpar de prótons, existe um próton sem par; este, apontando para o norte ou sul direciona o campo magnético ou o momento dipolo magnético (MDM). Um MDM é encontrado em qualquer núcleo com número ímpar de prótons, nêutrons ou ambos.

Para se criar uma imagem é necessária se obter um sinal. Pode-se dizer que o *spin* é a propriedade de maior responsabilidade na criação do sinal. O corpo humano é composto basicamente de água (H<sub>2</sub>O) e gordura (-CH<sub>2</sub>-), resultando no hidrogênio comum - um próton (1H), sendo este o elemento mais abundante no corpo humano. O hidrogênio tem o mais forte momento magnético de todos os elementos – emitindo o sinal mais forte – à exceção do trítio, que é extremamente raro e altamente radioativo para ser usado. Dessa forma, o hidrogênio é o elemento usado em imagens em RM.

## 2.4 – MOMENTUM ANGULAR

Momentum angular ocorre quando o objeto está se movendo e este o manterá se movendo no mesmo sentido. No caso do núcleo, o spin cria o momentum. O Momentum Angular é a

orientação do núcleo em ângulo para o campo magnético. Na ausência de um campo magnético externo aplicado, o momento do núcleo magnético terá orientação aleatória. Já na presença de um campo magnético externo aplicado (isso ocorre, por exemplo, em um exame de RM), os spins adotam uma das duas orientações que se referem a este campo magnético, o estado de alta ou baixa energia. O campo magnético externo é representado por  $B_0$ . Figura 2.3

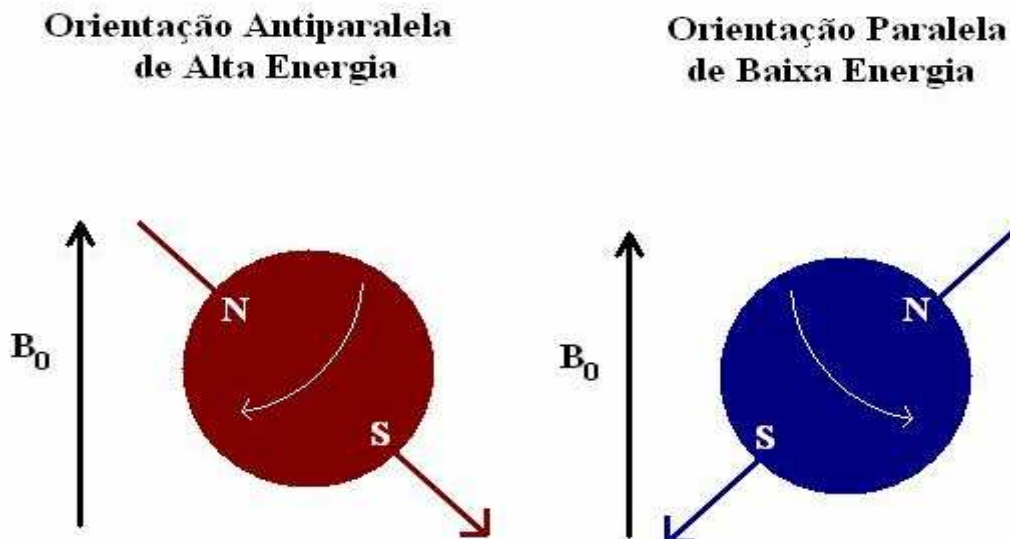


Figura 2.3 – Movimentação dos spins na presença de  $B_0$ .

## 2.5 – SUSCEPTIBILIDADE MAGNÉTICA ( $\chi$ )

Esta é uma propriedade física da matéria sendo medida por quão magnetizada se encontra a substância. Existem três tipos de substâncias, cada uma com diferentes susceptibilidades magnéticas que são usadas em MRI: paramagnéticas, diamagnéticas e ferromagnéticas [3].

### 2.5.1 – Diamagnético

É um tipo de magnetismo característico de materiais que se alinham em um campo magnético não uniforme, e que parcialmente repelem de seu interior o campo magnético, no qual eles estão localizados. O diamagnetismo é observado em substâncias com estrutura eletrônica simétrica e sem momento magnético permanente, ou seja, onde todos os elétrons são emparelhados. O diamagnetismo não é afetado por mudanças na temperatura. Para materiais diamagnéticos o valor da susceptibilidade (uma medida da soma do magnetismo

induzido) é sempre negativo  $\chi < 0$ . Estes são basicamente não-magnéticos assim como a maioria dos tecidos do corpo humano.

### **2.5.2 – Substâncias paramagnéticas**

Possuem elétrons não emparelhados. Estas se tornam magnetizadas enquanto sob influência de um campo magnético externo e desmagnetizam-se quando da ausência deste mesmo campo. Seu campo magnético induzido está na mesma direção de  $B_0$ , ocasionando um aumento no campo magnético efetivo. Entretanto, são fracamente atraídos pelo campo magnético externo e para estes materiais temos  $\chi > 0$ . Exemplificando, algumas partes da hemoglobina são paramagnéticas e o estágio final da hemorragia também o é - hemosiderin, sendo este pertencente ao grupo dos superparamagnéticos por possuir índices de susceptibilidades de 100 a 1000 vezes mais fortes que as substâncias paramagnéticas.

### **2.5.3 – Ferromagnéticas**

São fortemente atraídas pelo campo magnético, continuando permanentemente magnetizadas mesmo quando desligados de seu campo magnético atuante. Possuem um grande  $\chi > 0$ , ainda bem maior que os valores dados aos materiais superparamagnéticos. Os materiais mais conhecidos pertencentes a esses elementos são o Ferro (Fe), Cobalto (Co) e o Níquel (Ni). Como exemplo temos os cliques utilizados no tratamento de aneurismas.

## **2.6 – RF E SINAL DE RM**

O aparelho de ressonância magnética usa pulsos de RF - radiofrequência- direcionados somente ao hidrogênio. O aparelho direciona esse pulso para a área do corpo a ser examinada, e ele faz com que os prótons naquela área absorvam a energia necessária para fazê-los girar em uma direção diferente. Se um pulso do gradiente com uma frequência específica é enviado ao paciente, alguns *spins* mudarão seu alinhamento como resultado deste novo campo magnético, ou seja, o gradiente força os prótons (somente 1 ou 2 que não se anularam em cada milhão) a girar em uma frequência e direção específicas. Essa frequência específica de ressonância é conhecida como frequência de *Larmour* [3] e é calculada com base no tecido cuja imagem vai ser gerada e na intensidade do campo

magnético principal. Depois do pulso de RF, um sinal de RM é gerado e os *spins* voltam ao seu alinhamento original dentro do campo magnético liberando o excesso de energia armazenada.

## 2.7 – FORÇA DO CAMPO MAGNÉTICO

O campo magnético externo como já foi visto é simbolizado por  $B_0$ . Em RM este é da ordem de 1T(tesla) aproximadamente 10000 Gauss. Para termos uma idéia o campo magnético da terra é da ordem de 0.5 Gauss.

Se examinarmos 1 milhão de núcleos de hidrogênio à 20°C, cerca de um pouquinho mais 50% dos spins estão alinhados na mesma direção do campo magnético (em estado de baixa energia, paralelo ao campo magnético) enquanto que o restante está alinhado em sentido contrário ao campo (em estado de alta energia, antiparalelo ao campo magnético). É o pequeno número de núcleos em campo de baixa energia sobressalente que cria o sinal e o sinal é muito fraco. Por isso, é usado cobre para proteger as salas de RM, para manter fora os sinais estranhos de forma que o equipamento fique somente focado nos sinais de RM.

Existem duas maneiras de se aumentar o sinal. A primeira trata-se de se reduzir a temperatura para o zero absoluto (-273°C) para que seja feito o alinhamento, desta forma todos os spins ocupariam o estado de baixa energia, sendo que esta não é uma solução adequada tendo em vista o conforto e segurança do paciente. E o outro método seria aumentar o campo magnético do magneto. Se o campo magnético é o dobro, o sinal de MRI será quadruplicado. Se o campo é reduzido pela metade, o sinal será reduzido em ¼.

Desta forma, é o aumento da força do campo que leva à criação de diferentes tipos de magnetos. Existem 5 tipos de força de campo dos magnetos [7]:

1. *Ultra high field* (4 a 7 T)
2. *High field* (1.5 a 3 T)
3. *Midfield* (0.5 a 1.4T)
4. *Low field* (0.2 a 0.4T)
5. *Ultra low field* (menor que 0.2T)

Tabela 2.1 – Efeito da força do campo magnético no ser humano<sup>1</sup>.

Menor que 1.5 T	Aproximadamente 4T	Aproximadamente 8T
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Humanos estão confortáveis tanto com o magneto ligado ou desligado.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pacientes sentem flashes nos olhos</li> <li>• Náuseas, ânsia de vômito.</li> <li>• Músculos se contraem involuntariamente</li> <li>• Pacientes voltam a se sentirem confortáveis depois de 15 min aproximadamente.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pacientes sentem os mesmos sintomas quando da faixa de 4T, sendo estes sintomas são mais fortes.</li> <li>• Voltam a se sentir confortável depois de aproximadamente 45 minutos.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tempo de duração do exame é de cerca de 20 minutos ou mais.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tempo de exame é de cerca de 8 a 10 minutos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tempo do exame é de cerca de 4 minutos</li> </ul>

## 2.8 – PRECESSÃO

Quando um próton é colocado em um grande campo magnético, ele começa a precessar. O núcleo rotaciona não paralelo ao campo magnético, ele rotaciona a um ângulo. Se pegarmos um único próton rotacionando em torno de seu eixo, este gera um pequeno campo magnético; agora, ao inserirmos um campo magnético ele rotaciona além do seu próprio eixo, rotaciona em relação a um eixo vertical como resultado da ação da gravidade. Desta forma ele rotaciona ao redor de seu próprio eixo e ao redor de  $B_0$ . Cada próton gira mais rápido em relação ao seu próprio eixo quando comparado ao movimento de precessão em relação ao campo magnético externo. Figura 2.4

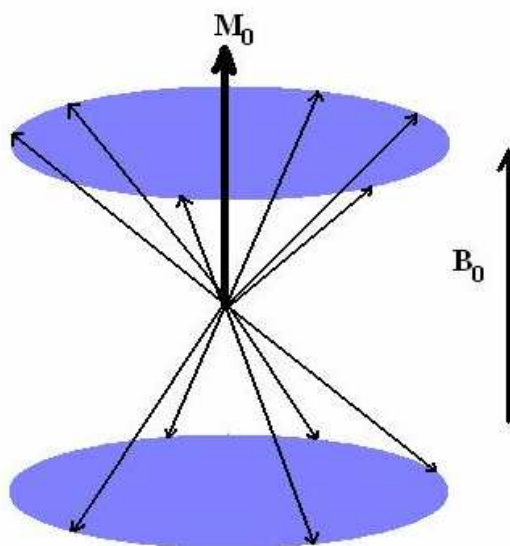


Figura 2.4 – Movimento de precessão ao redor de  $B_0$ . (modificado – GE, 2005)

<sup>1</sup> Extraído de princípios de MRI por General Electric: <http://healthcare.home.ge.com/>

A Figura anterior mostra uma representação visual do movimento de precessão ao redor de  $B_0$ , onde os *spins* de alta energia se cancelam com os de baixa energia. Desde que ainda exista mais *spins* de baixa energia, estes serão responsáveis pelo sinal do vetor de magnetização.

Agora se posicionarmos esse cone dentro do corpo do magneto, veremos as posições dos vetores de magnetização do sinal baseada em coordenadas cartesianas. A largura do corpo do magneto está ao longo do eixo x (esquerda/direita), a altura (cima/baixo) ao longo do eixo y e o comprimento (paralelo ao corpo do magneto) está ao longo de z. O ponto no quais os três eixos coincidem é definido como 0,0,0. Figura 2.5. A direção do campo magnético é ao longo do eixo z, também conhecido como eixo longitudinal.

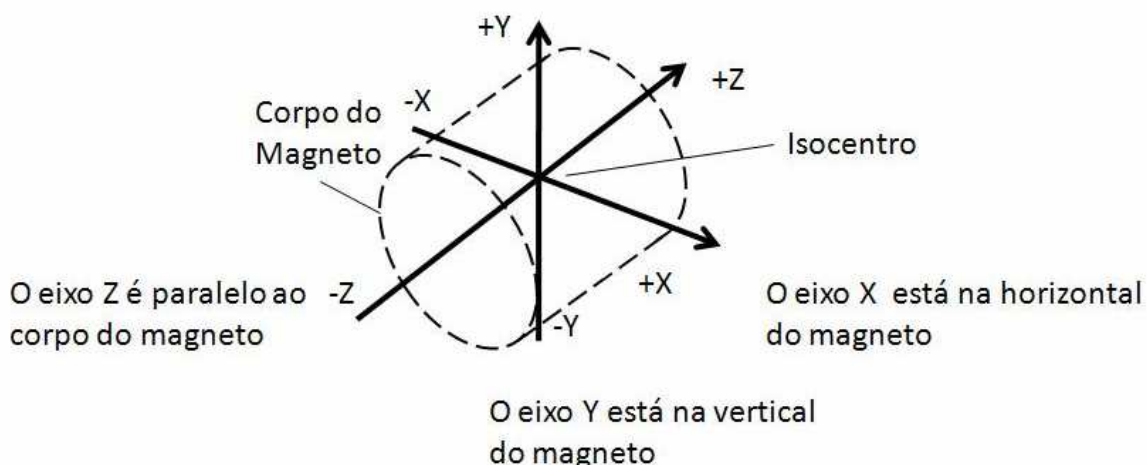


Figura 2.5 – Posição dos eixos em relação ao magneto.

## 2.9 – PLANOS DE VARREDURA DE EXAMES

O paciente pode ser visto a partir de diferentes perspectivas. Consideraremos que as partes da metade pra cima e metade pra baixo da cavidade do magneto são chamadas de superior (S) e inferior (I). Direita e esquerda são abreviadas e marcadas como (R) e (L) respectivamente; frente e trás são chamados de anterior (A) e posterior (P) (Figura 2.6 [9]).

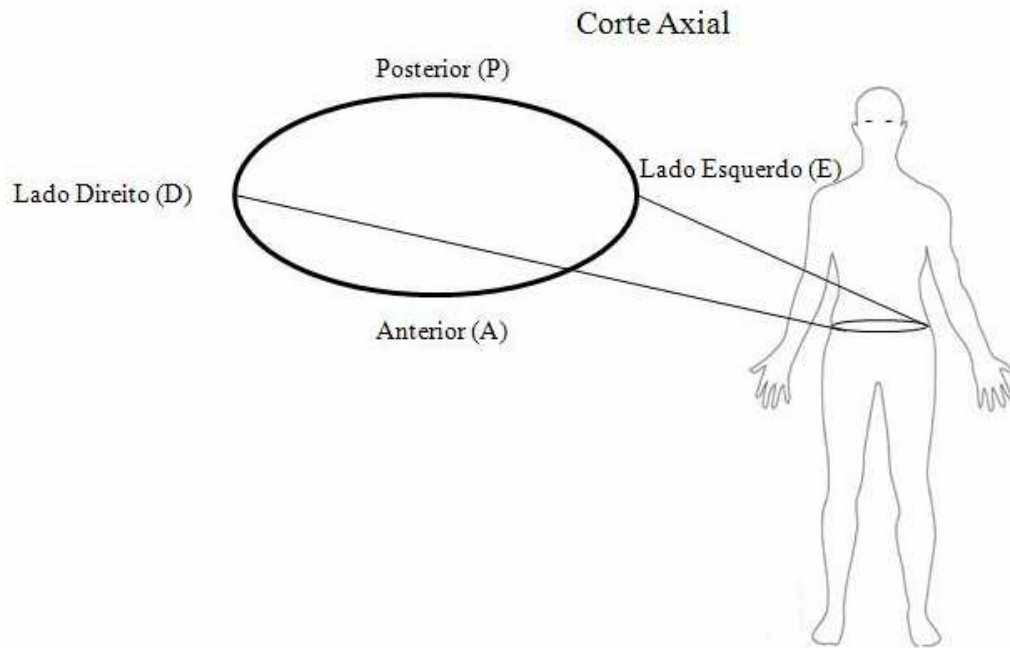


Figura 2.6 – Identificação dos planos de varredura de exames. (modificado – GE, 2004)

Além disso, vale ressaltar que existem diferentes maneiras de se ver os cortes dos exames. Os mais comuns são o axial, o coronal e o sagital. O Axial corre através do corpo ou da extremidade. O plano axial é representado pelo plano transverso ao magneto. O Coronal é tanto a vista de frente como a vista de trás do plano. Pode ser usado para olhar, por exemplo, o joelho de um paciente, tanto pela vista de frente como pela vista posterior. Já o Sagital representa um lado da vista do paciente, dividindo o corpo em duas metades - à esquerda ou direita.

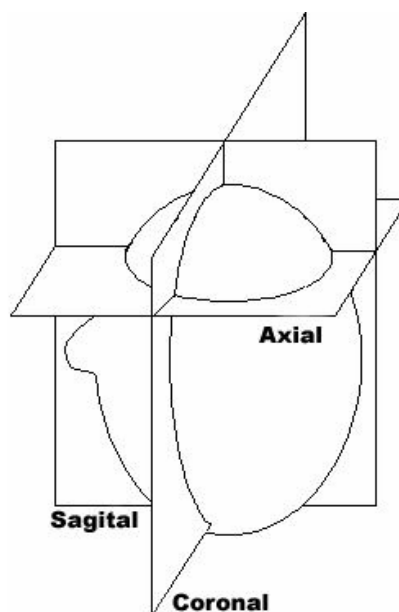


Figura 2.7 – Identificação dos planos de corte nos exames (modificado – Gould, 2008).



## 2.10 – PRECESSÃO DE LAMOR

Como dito anteriormente, o pulso de RF força os prótons a girar a uma frequência específica. A taxa na qual o próton precessa ao redor do campo magnético externo é dada pela equação de Larmor [2]:

$$\omega = \gamma B_0, \quad \text{onde} \quad \begin{array}{l} \omega = \text{ângulo de precessão} \\ \gamma = \text{razão giromagnética} \\ B_0 = \text{campo magnético externo} \end{array} \quad (2.2)$$

A interação da energia de RF e do núcleo de hidrogênio é o que cria a ressonância. Entretanto, para proteger a ressonância, as bobinas de RF são colocadas de forma que coincidam com as frequências de Larmor, apenas desta forma os prótons podem pegar alguma energia vinda das ondas de rádio. As ondas de RF então são absorvidas e re-emitidas, estas são caracterizadas por sua frequência (número de ciclos) e amplitude (tamanho do sinal).

Assim, quando uma frequência de RF aumenta, a sua energia aumenta e conseqüentemente seu comprimento de onda diminui. Mesmo possuindo tanto o campo elétrico quanto o campo magnético perpendiculares um ao outro, para obtenção de imagens de RM utilizamos somente a componente de campo magnético, que consegue interagir com o núcleo de hidrogênio.

## 2.11 – BOBINAS

Uma bobina é um dispositivo elétrico que geralmente é composto por múltiplos fios que pode gerar tanto o campo magnético (bobina de gradiente) quanto detectar uma oscilação do campo magnético quando há influência de uma corrente elétrica induzida no fio (bobina de RF).

### **2.11.1 – Bobina de recepção/transmissão [3]:**

A bobina de transmissão transmite pulsos de RF e as de recepção recebem pulsos de RF. Algumas bobinas são tanto transmissoras quanto receptoras. Outras apenas transmitem ou apenas recebem os pulsos.

A bobina de corpo é uma parte fixa dentro do magneto e envolve todo o paciente durante o exame. Esta é usada em uma série de aplicações tanto como receptora quanto transmissora.

Já a bobina de cabeça envolve apenas a cabeça do paciente, como o próprio nome sugere e também pode agir nas duas funções. Existe uma série de bobinas de superfícies que funcionam como receptoras enquanto a bobina de corpo funciona como transmissora.

Quando por exemplo, uma bobina de superfície é colocada sobre uma região de interesse, temos sinal vindo do corpo inteiro, entretanto os sinais recebidos na região onde está a bobina de superfície possuem maior magnitude, ou seja, alto SNR. Em outras palavras, as bobinas de superfícies aumentam o valor de SNR da região que se deseja escanear.

### **2.11.2 – Bobinas de Gradiente [3]:**

As bobinas de gradiente são três grupos de bobinas de fios condutores embalados em torno de cilindros de fibra de vidro localizados na carcaça do magneto. A corrente elétrica flui por essas bobinas de gradiente, e é ligada e desligada muito rapidamente e, conseqüentemente, produz a expansão e contração das bobinas de gradiente. Essa expansão e contração criam o som de pequenas batidas durante a varredura.

Essas bobinas causam intencionalmente uma perturbação na homogeneidade do campo magnético, permitindo que se decifre a localização do sinal recebido. Esta perturbação ou variação do campo magnético é bem menor que a intensidade do campo magnético externo, mas bastante significativa para permitir a localização de onde o sinal está vindo. Para isso, 3 bobinas de gradiente são utilizadas, correspondendo aos eixos x, y e z. Isto permite que sejam decifrados os dados utilizando as três coordenadas de localização.

### 3 – COMPONENTES DO PROCESSO DE FORMAÇÃO DA IMAGEM EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

#### 3.1 – PRINCIPAIS SUBSISTEMAS

Os sistemas de RM consistem em equipamentos físicos, *hardwares*, ou programas de computadores, *softwares* para que todo o processo na obtenção da imagem seja controlado.

Este processo de criação da imagem não se restringe somente às características atômicas e aos conceitos discutidos no tópico anterior, estão diretamente relacionados também tanto ao *hardware* e ao *software* envolvido neste sistema [8].

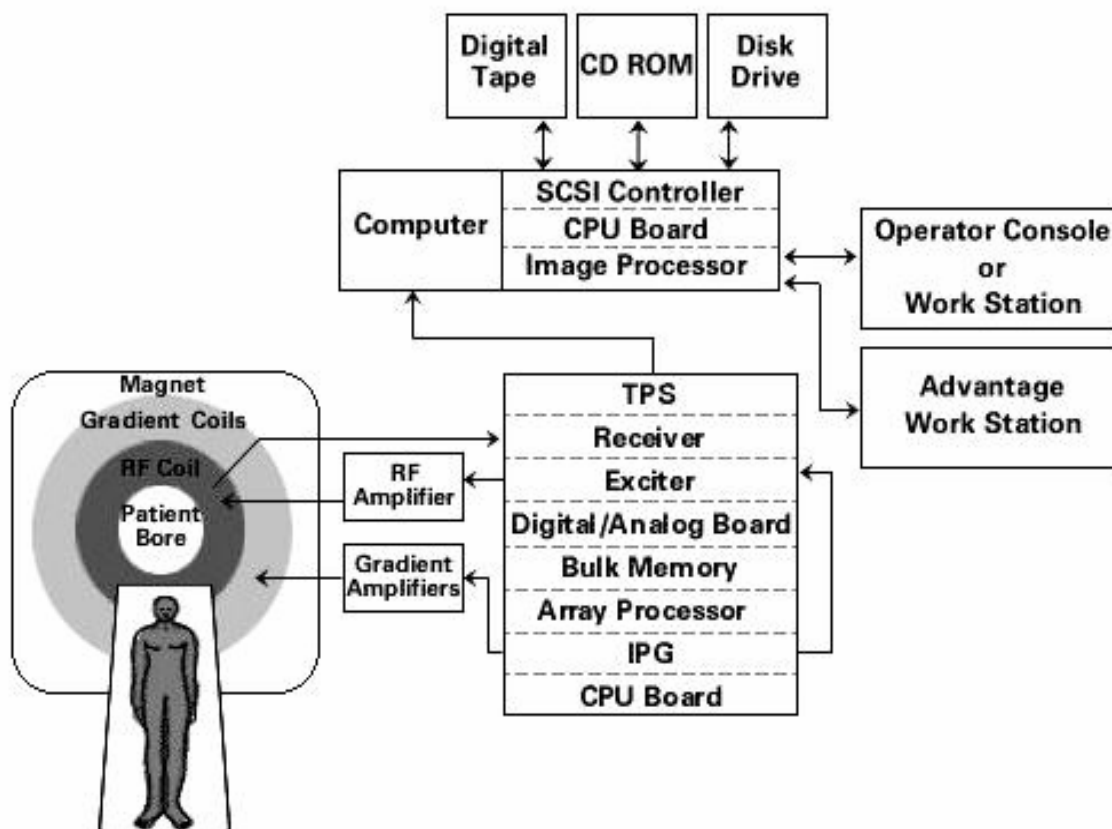


Figura 3.1 – Componentes do sistema de ressonância magnética (modificado – GE, 2001).

Um sistema de ressonância magnética como visto na figura acima, é composto pelo magneto, sistemas de RF e bobinas, sistemas de gradiente e bobina, *shim coils*, interface do operador, computador e um sistema de aquisição de dados.

### 3.1.1 – Magneto:

O magneto é o objeto de maior tamanho e volume dentro da sala de exame (*scan room*). Este é disponível em vários tamanhos, configurações e grandeza da força do campo magnético. Existem 3 tipos básicos de magnetos utilizados em RM [6].

#### I. Magnetos resistivos:

Consistem em muitas voltas de fios enrolados ao redor de um cilindro por onde se passa uma corrente elétrica, gerando então um campo magnético. Se a eletricidade for desligada, o campo magnético se desliga e vice-versa. Dessa maneira são mais baratos de construir, quando comparados à supercondutores por exemplo. Mas devido à resistência natural no fio requerem grandes quantidades de eletricidade.

#### II. Magnetos permanentes:

Permanece sempre ligado, seu campo magnético está sempre presente, são de baixo custo e pouca manutenção. Sua principal desvantagem é que são bem pesados e a baixo campo. Isso significa que se necessário fosse construir um magneto da ordem de 3T , ficaria tão pesado que dificultaria a construção.

#### III. Magnetos supercondutores:

Estes são pouco semelhantes ao resistivo, pois também são feitos de enrolamentos de fios pelos quais passa uma corrente elétrica gerando um campo magnético. A diferença é que estes operam próximo ao zero absoluto e conseqüentemente não possuem resistência em seus fios.

Isso permite que sejam usadas correntes elétricas muito fortes para geração de um campo magnético elevado sem que haja nenhum aquecimento significativo. Para se conseguir temperaturas muito baixas, faz-se necessário o uso de criogenia, utilizando-se nitrogênio líquido ou hélio líquido para resfriamento.

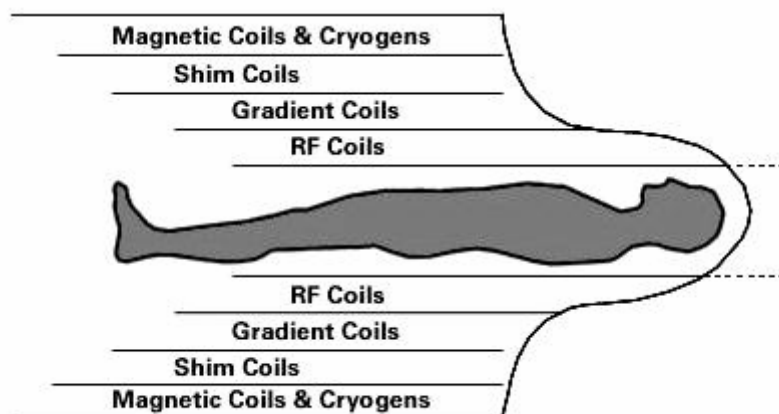


Figura 3.2 – Composição do magneto (modificado – GE, 2001).

Como visto na figura 3.2, o paciente é colocado dentro da cavidade interna do magneto, *bore*. O *bore* contém RF, gradiente e bobinas de *shim*. O magneto é completamente coberto por fibras de vidro e fazendo parte dele temos conectores para monitoração de paciente, controle de posicionamento da região a ser escaneada, e painel de *display* para identificação do posicionamento e tempo de execução da série para aquisição do exame.

A mesa que leva o paciente a sala de exame possui um tampo que se desloca para dentro e para fora com o paciente durante aquisição da imagem, esta parte é chamada de *bridge*.

### 3.1.2 – Sistema de RF e bobinas:

A maioria dos aparelhos de RM possui dois tipos de bobina: uma para corpo e outra para cabeça. O *exciter* de RF gera um pulso de baixa frequência que é passado ao amplificador de RF seguindo então para a bobina de cabeça ou de corpo [9]. Perto do paciente dentro do bore está a bobina de corpo, e esta possui a menor espessura em fibra de vidro cilíndrica instalada no magneto. Essas bobinas são chamadas de bobinas de volume, pois dentro destas cabem todo o objeto a ser escaneado.

Algumas outras bobinas de superfície também entram nessa classificação, como as de joelho, pescoço e coluna por exemplo. A maioria das bobinas de volume hoje em dia é de quadratura. Isso significa que consistem de 2 bobinas orientadas ortogonalmente uma em relação a outra. Isso faz com que estas se tornem mais sensíveis às mudanças de campo magnético ao longo de dois eixos de uma vez, apresentando assim mais informações das

áreas escaneadas e um aumento significativo do valor de SNR. O aumento da relação sinal/ruído permite obter cortes mais finos, menores campos de visão e melhor resolução de imagem.

Já as bobinas de sinergia (*phased-array multicoils*) são bobinas de superfície constituída de um arranjo de pares de bobinas em quadratura destinadas à recepção simultânea de diferentes sinais de RM. Com ela é possível obter imagens do abdome e pelve com elevada relação sinal/ruído quando comparada à bobina de corpo convencional, que é integrada ao equipamento de RM [16].

### **3.1.3 – Sistema de Gradiente e bobinas:**

O sistema de gradiente do campo magnético consiste de 3 bobinas de gradiente e 3 amplificadores. O módulo do gradiente converte pulsos digitais em analógicos que seguem para os amplificadores. Cada bobina de gradiente é orientada segundo as coordenadas cartesianas, logo temos um gradiente orientado para o eixo x, outro para y e outro para z.

Quando um destes gradientes é ativado, uma corrente elétrica passa por ele e altera a homogeneidade do campo ao longo do eixo de posição desta bobina, desta forma é possível localizar os prótons presentes neste eixo, uma vez que com a alteração, a precessão de cada um deles ocorre de maneira diferente, com velocidades diferentes. Este é o princípio do processo de Localização Espacial. As três bobinas de gradientes podem ser controladas para geração de um único campo magnético a cada ponto dentro do volume do sistema de gradiente.

Essas três bobinas, chamadas de gradientes (x, y e z) são três magnetos auxiliares com potência bem menor que o magneto principal [17]:

1. Gradiente Z - altera o campo magnético e seleciona cortes axiais;
2. Gradiente Y - altera o campo magnético e seleciona cortes em coronal;
3. Gradiente X - altera o campo magnético e seleciona cortes sagitais.

Duas propriedades importantes do sistema de gradiente são a máxima amplitude e o mínimo tempo para que os gradientes alcancem o pico de amplitude quando energizados.

As bobinas de gradiente são utilizadas para a codificação de dados do eco captado pela bobina de recepção. O processo de codificação de dados consiste em:

1. Seleção dos cortes: gradiente ativo no plano de corte selecionado, modifica frequência de precessão dos prótons do plano [17].
2. Codificação de frequência: gradiente ativo no maior eixo do plano, altera precessão dos prótons deste eixo [17].
3. Codificação de fase: gradiente ativo no menor eixo do plano selecionado altera a precessão dos prótons desta localização [17].

#### **3.1.4 – Shim Coils**

Bobinas de magnetos supercondutivos usadas para compensar as imperfeições do campo magnético. Essas imperfeições podem ser causadas por imperfeições no magneto ou por influência de objetos ferromagnéticos ao redor do ambiente.

O processo de correção e ajuste da homogeneidade do campo de forma a compensar as imperfeições do magneto é chamado de *shimming*. Esse processo também busca corrigir fatores que envolvam ambiente de forma que a imagem permaneça homogênea e não perca qualidade.

Existem dois tipos de *shimming*: o *shimming* ativo e o passivo [11]. O ativo é acompanhado de 18 a 30 pequenas *shim coils* construídas dentro do magneto ou colocado em um cilindro dentro da *bore* do magneto. Um programa de computador ajusta as correntes das *shim coils* para que se consiga atingir a melhor homogeneidade possível e consequentemente a melhor imagem. As *shim coils* possuem sua própria fonte de alimentação. Já o *shimming* passivo é acompanhado de pequenos pedaços de ferros em pontos específicos dentro do magneto sendo localizados de maneiras diferentes dependendo do tipo de magneto e recomendação do fabricante para procedimento.

### **3.1.5 – Interface do operador**

Esta consiste em selecionar o tipo de protocolo a ser utilizado para realização da varredura (*scan*), ou seja, quais os parâmetros serão inseridos, localização do paciente, orientação e identificação, por exemplo. O operador vê automaticamente a reconstrução das imagens na sua tela de trabalho. Existem controles disponíveis para que se possa manipular largura de janela, nível de contraste, brilho das imagens no *display*.

### **3.1.6 – Computador**

O computador monitora todos os componentes do sistema e controla todas as atividades: RF, gradientes, armazenamento de dados, reconstrução de imagens, dados de paciente e interface de usuário.

### **3.1.7 – Sistema de aquisição de dados**

Este consiste de um computador separado e um *hardware* necessários para gerar o sinal de RF digital e formas de ondas do gradiente, para receber e digitalizar o sinal de RM e para criar uma imagem a partir do *raw data*. Assim temos:

#### *1. Receiver*

Este digitaliza o sinal de RF. O pré-processamento é feito pela placa de aquisição de dados (DAB) antes de o sinal seguir para *array processor* (AP - este é um processador numérico usado para reconstrução de imagem) para posterior processamento. Dependendo do sistema, este pode ser um único módulo ou uma parte de um conjunto chamado CERD (neste contém *receiver*, *exciter* e DAB) [11].

#### *2. Exciter*

Este recebe a informação do sinal digital de RF vinda do gerador de pulso integrado (IPG) e o converte para analógico antes que seja enviado para o amplificador de RF.



### 3. *Array Processor*

Este é um computador de alta velocidade dedicado usado para converter *raw data* de RM em imagem. O processador utiliza transformadas de Fourier, convertendo então o domínio do tempo para o domínio da frequência, obtendo a imagem.

### 4. Gerador de Pulso

Cria RF e os pulsos de gradiente.

## 3.2 – CRIAÇÃO DE IMAGEM

Para criação da imagem precisamos basicamente selecionar uma seqüência de pulso e os parâmetros para o scan. A seqüência de pulso controla a transmissão do RF e dos pulsos de gradiente os quais criarão um sinal mensurável a partir do corte selecionado. Quando um paciente é colocado dentro do magneto, sabe-se que todo seu núcleo de hidrogênio ( $^1H$ ) está alinhado ou na direção do campo magnético ou contra, pois os *spins* começam a “sentir” o efeito do campo magnético externo  $B_0$  e orientam-se em paralelo ou antiparalelo à  $B_0$ .

Só existem estas duas possibilidades e cada uma destas orientações corresponde a um nível energético diferente. Para os *spins* poderem ficar em antiparalelo ao  $B_0$  eles precisam de um pouco mais de energia. Por isso, no estado de equilíbrio, temos um pequeno excesso de *spins* em paralelo ao  $B_0$ . O resultado é a soma vetorial de todos os *spins* que já não é zero: temos uma magnetização total ( $M_{tot}$ ) em paralelo ao  $B_0$ . Embora tenhamos já uma magnetização diferente de zero, esta ainda não pode ser medida, esta magnetização longitudinal não é uma função oscilante, ou seja, ela não pode ser lida por um receptor.

Como apenas podemos transmitir e receber sinais que oscilem para isso precisamos deslocar a magnetização para um eixo perpendicular ao  $B_0$ , o qual chamamos de eixo transversal. Para passar a magnetização do eixo longitudinal ao transversal precisamos emitir uma onda eletromagnética da mesma frequência que  $\omega_L$ , ou seja, onda de radiofrequência (RF) com campo magnético de  $B_1$  (que corresponde à amplitude da onda) e perpendicular ao  $B_0$ . Como a frequência do  $B_1$  corresponde a  $\omega_L$  temos o que se descreve

classicamente como efeito de ressonância, no qual  $B_0$  é cancelado e a magnetização passa a “sentir” só o efeito do  $B_1$ , e com isso, passa a fazer um movimento de precessão em torno de  $B_1$ , no eixo transversal, sem deixar de girar em torno de  $B_0$  com a frequência de Larmor.

Uma vez a magnetização estando sobre o eixo transversal a onda de RF é desligada e podemos começar medir a magnetização com o receptor no eixo transversal. O que nosso receptor registra é uma voltagem induzida pelo movimento de precessão da magnetização transversal em torno ao  $B_0$ , que oscila com  $\omega_L$  e cuja amplitude vai diminuindo exponencialmente.

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2^*} (\cos \omega_0 t) \quad (3.1)$$

Onde  $M_{xy}$  vetor de magnetização no plano xy,  $M_0$  vetor de magnetização inicial,  $t =$  tempo,  $T_2 =$  constante de tempo,  $(\cos \omega_0 t)$  é a forma de onda oscilante e  $(e^{-t/T_2^*})$  sinaliza o decaimento exponencial do sinal. Figura 3.3

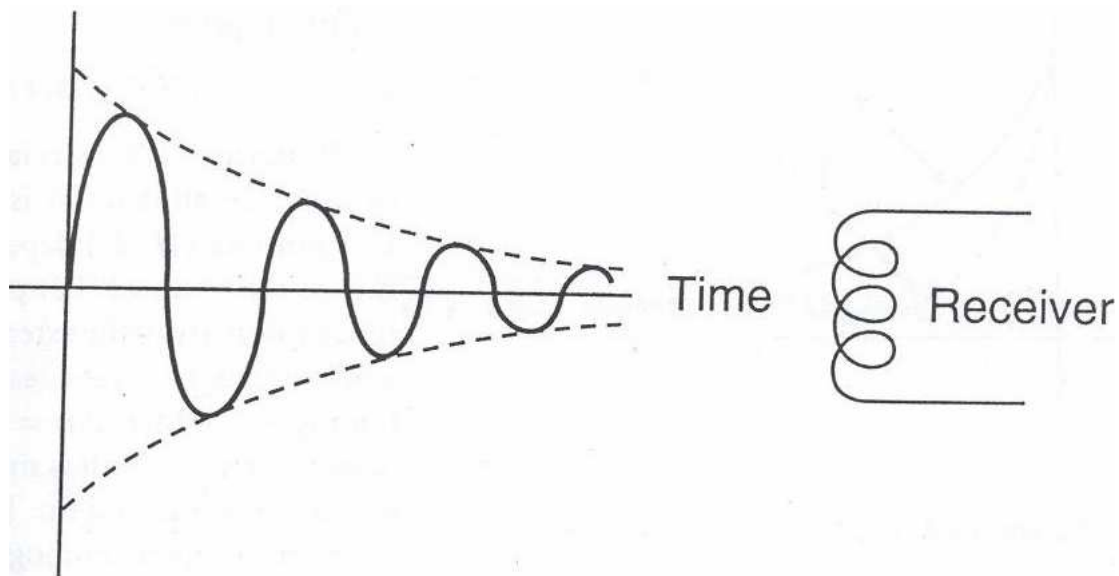


Figura 3.3 – Forma de onda do decaimento de indução livre (modificado – Hashemi, 2003).

Este sinal é o que se chama de Decaimento de Indução Livre (DIL ou FID) [4]. A amplitude do DIL diminui com o tempo por causa do processo de relaxação, que é o mecanismo pelo qual a magnetização vai voltar lentamente ao estado inicial de equilíbrio.

Na realidade, a rapidez com que o conjunto de *spins* volta ao estado de equilíbrio depende do tipo de tecido a que eles pertençam.

Assim, temos que lembrar que no estado de equilíbrio o vetor de magnetização total está apontando na direção z do campo magnético externo  $B_0$  ( $M_z=M_{tot}$ ) e não há nenhum componente de magnetização transversal ( $M_{xy}=0$ ). No processo de relaxação distinguimos dois tipos de relaxação: relaxação longitudinal ( $M_z \rightarrow M_{tot}$ ) e relaxação transversal ( $M_{xy} \rightarrow 0$ ), os quais são descritos pelas constantes de tempo T1 e T2, respectivamente, estas serão vistas posteriormente. Quanto mais longo o T1 e o T2 mais tempo demora o processo de relaxação. T2 é sempre menor (ou igual) a T1, isto é, a magnetização transversal decresce mais rapidamente do que a magnetização longitudinal demora a voltar ao valor inicial.

O valor de T1 e T2 depende da intensidade das interações entre os *spins* magnéticos e da frequência com que estas interações estão sendo moduladas. Pode-se falar que T1 e T2 dependem das propriedades moleculares de cada tecido, e assim podemos diferenciar a gordura, a substância branca, a substância cinzenta, o edema ou o liquor através de seus diferentes tempos de relaxamento, já que T1 e T2 aumentam nesta ordem.

### 3.3 – PULSO EM RÁDIOFREQUÊNCIA

Como vimos anteriormente, todos os *spins* estão alinhados ao longo do eixo onde se encontra o campo magnético externo  $B_0$  onde precessam – eixo z. Ao aplicarmos um pulso de RF, o vetor de magnetização  $M_0$  apontará para a mesma direção de  $B_0$ , ou seja, apontará em direção ao eixo z. Agora, se transmitirmos o pulso de RF na direção do eixo x, perpendicular a  $M_0$ , os prótons que anteriormente estavam alinhados em direção a  $B_0$  começarão a precessar em torno do eixo x também, ou seja, irão precessar em torno do novo campo magnético. A nova frequência de precessão será dada por

$$\omega_1 = \gamma B_1 \quad (3.2)$$

onde,  $B_1$  = *campo magnético mais fraco associado ao novo pulso de RF* . Figura 3.4

Logo, estaremos lidando com dois diferentes campos:

$B_0$  = campo magnético externo forte

$B_1$  = fraco campo magnético gerado pelo pulso de RF.

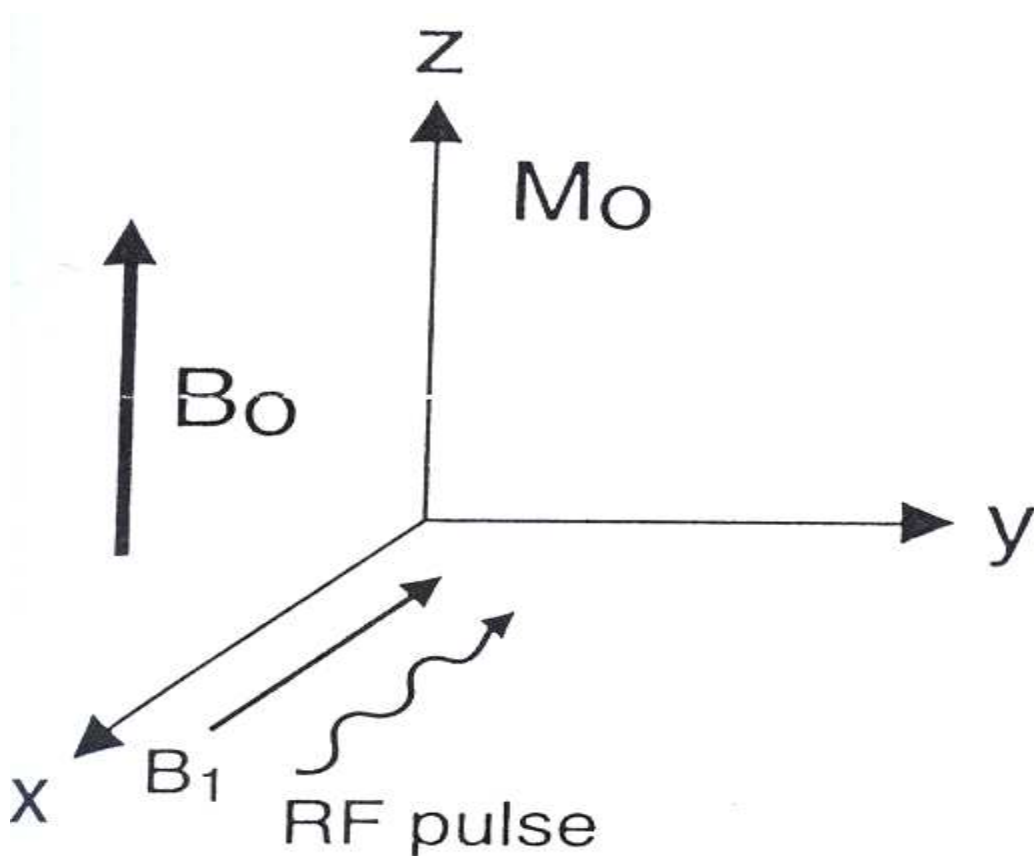


Figura 3.4 – Vetor de magnetização e pulso de RF (modificado – Hashemi, 2003).

Devido à  $B_1$  ser mais fraco que  $B_0$ , a frequência de precessão  $\omega_1$  (*spins* girando em torno de  $B_1$ ) é mais lenta do que  $\omega_0$ . Assim temos,

$$\text{se } B_1 \ll B_0 \quad \text{então } \omega_1 \ll \omega_0 \quad (3.3)$$

Como os prótons estão precessando em torno de ambos os eixos ao mesmo tempo, temos como resultado um movimento em espiral do vetor de magnetização vindo do eixo z em direção ao plano xy, chamado de nutação. Figura 3.5 [6].

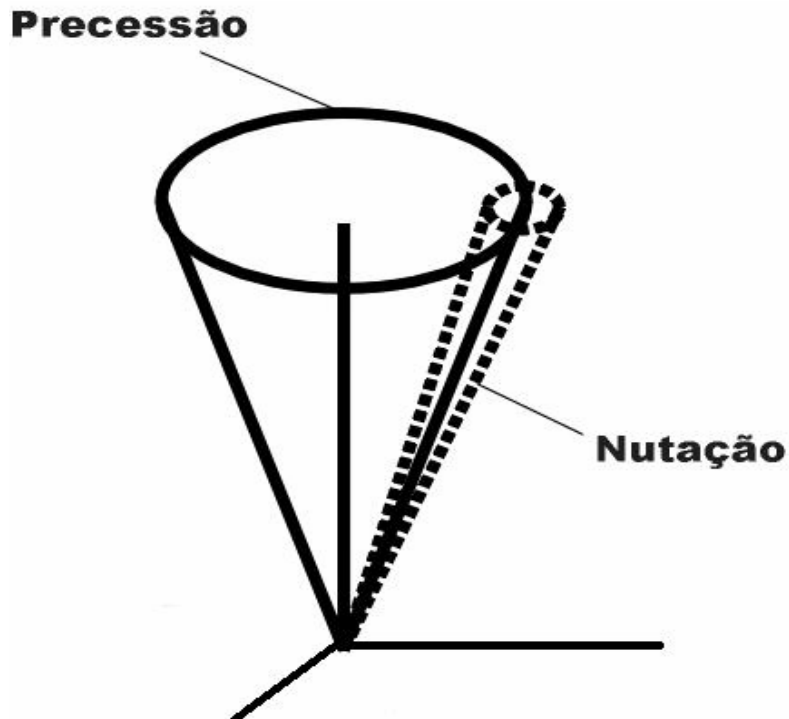


Figura 3.5 – Movimento de precessão e nutação.

Vale lembrar que se a frequência do pulso de RF não for igual à frequência de Larmor, os prótons não precessariam em torno do eixo de  $B_1$ , ou seja, não entrariam em ressonância.

Isso acontece devido à  $B_1$  estar oscilando a uma frequência diferente  $\omega_2$  à que os prótons giram e estas duas frequências não se casariam. O sistema só entra em ressonância, se houver o casamento dessas frequências ( $\omega_2 = \omega_0$ ), resultando no acréscimo de energia para os prótons feito pela emissão do pulso de RF. Quando ocorre o casamento das frequências, o sistema ressona e os prótons dão um “*flip*”, ou seja, pulam para o plano xy. Fazendo isso, estes começam a precessar ao redor do eixo de  $B_1$  a uma baixa frequência  $\omega_1$  – esta correspondendo à frequência de Larmor.

Dependendo da duração e da força do pulso de RF podemos determinar o ângulo de inclinação ou ângulo de deslocamento da magnetização para o plano xy.

$$\theta = \gamma B_1 \tau, \quad \text{onde} \quad \begin{aligned} \tau &= \text{duração do pulso de RF} \\ \gamma &= \text{razão giromagnética} \\ B_0 &= \text{força do pulso de RF} \end{aligned} \quad (3.4)$$

Pela relação acima, podemos concluir que tanto se tivermos um forte pulso de RF aplicado sobre um curto espaço de tempo como se tivermos um fraco pulso de RF aplicado durante um longo tempo ainda assim teremos o mesmo ângulo de inclinação.

Em resposta a um forte campo magnético no eixo z, os *spins* se alinham resultando o vetor de magnetização. Quando RF é transmitido ao longo do eixo x o vetor de magnetização pula 90°, Figura 3.6, para o plano xy ( $M_{xy}$ ). Onde  $M_{xy}$  é a componente de  $M_0$  no plano x-y. Assim temos:

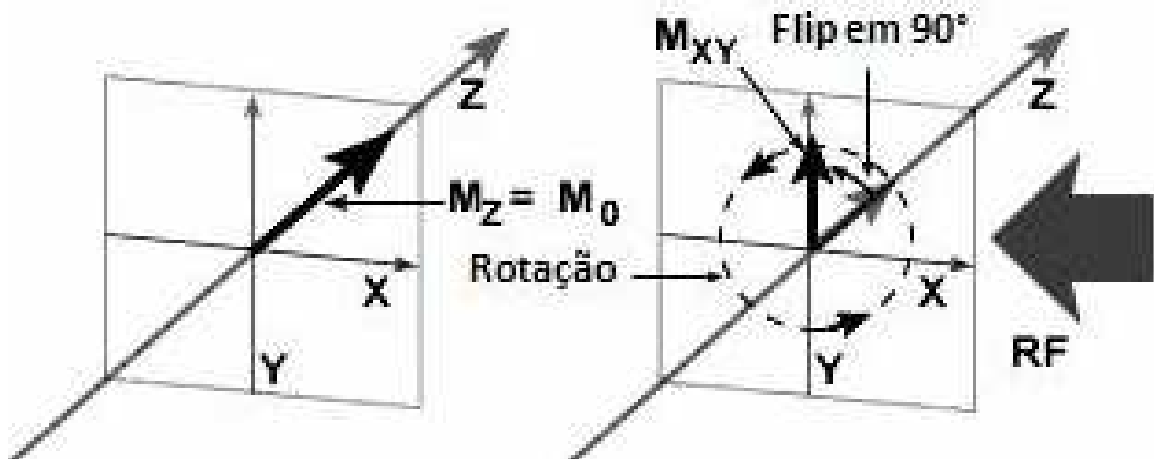


Figura 3.6 – Comportamento de  $M_0$  sob influência de RF (modificado – GE, 2005).

- Antes da transmissão de RF:

$$M = M_0 = M_z \quad (3.5)$$

- Depois do RF, o vetor de magnetização começa a se distanciar do eixo z:

$$M_z < M_0.$$

A tabela a seguir mostra o efeito do vetor de magnetização quando RF é aplicado para os diferentes graus de rotação.

Tabela 3.1 – Valores do vetor de magnetização quando aplicado RF [3].

Quando M esta rotacionado	Efeito no Vetor de Magnetização
$<90^\circ$	$M_{xy} = M_0 \cdot \sin \theta$
$90^\circ$	$M_z = 0$ e $M_{xy} = M_0$
$180^\circ$	$M = -M_0 = -M_z$ e $M_{xy} = 0$
$270^\circ$	$M_z = 0$ e $-M_{xy} = M_0$
$360^\circ$	$M = M_0 = M_z$ e $M_{xy} = 0$

Se todo o vetor vai para o plano x-y, a magnitude de  $M_{xy}$  é igual à magnitude de  $M_0$  como vemos na tabela acima. Por isso, esse movimento é chamado de  $90^\circ$  flip e o pulso provocador deste deslocamento chamado de pulso de  $90^\circ$ .

Os prótons que estão alinhados com o campo magnético externo  $B_0$  estão em dois estados, como vimos na seção anterior, estado de baixa energia ( $E_1$ ) e estado de alta energia ( $E_2$ ).

Aqueles que estão em  $E_1$  estão em mesmo sentido de  $B_0$  e os que estão em  $E_2$  estão em sentido contrário. Quando um pulso de  $90^\circ$  é emitido, alguns prótons de baixa energia são levados para o estado de alta energia equalizando assim o número de prótons. Dessa forma, quando isso ocorre o vetor de magnetização longitudinal passa a não existir, assim  $M_z = 0$ .

### 3.4 – T1, T2 e T2\*

Vimos durante o processo de criação de imagem, que após a onda de RF ser desligada, temos um processo de relaxamento, que é o mecanismo pelo qual a magnetização vai voltar lentamente ao estado inicial de equilíbrio. A taxa com a qual um núcleo volta ao seu estado de energia mais baixo é chamada de *relaxação* e é inicialmente descrito por sua constante de tempo (T). Temos T1 (tempo de relaxação longitudinal- *spin lattice* ou rotação quadratura) e T2 (tempo de relaxação transversal- *spin spin* ou rotação rotação).

Dois eventos ocorrem durante esse processo:

1. A componente  $M_{xy}$  decresce rapidamente à uma taxa caracterizada por  $T_2$ , onde,

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (3.6)$$

2.  $M_z$  começa vagarosamente a se restaurar ao longo do eixo z à uma taxa caracterizada por  $T_1$ . Figura 3.7 e 3.8.

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (3.7)$$

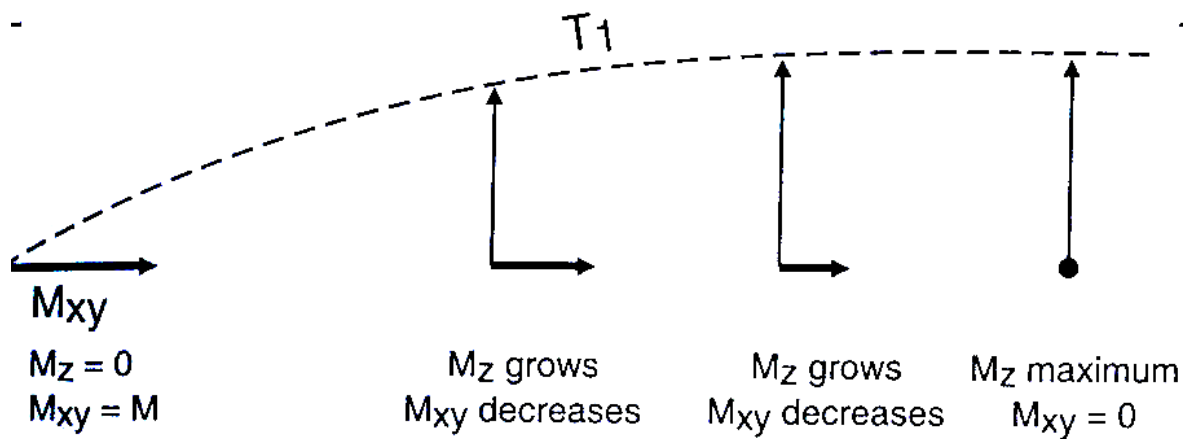


Figura 3.7 – Recuperação de  $M_z$  e decaimento de  $M_{xy}$  (modificado – Hashemi, 2003).

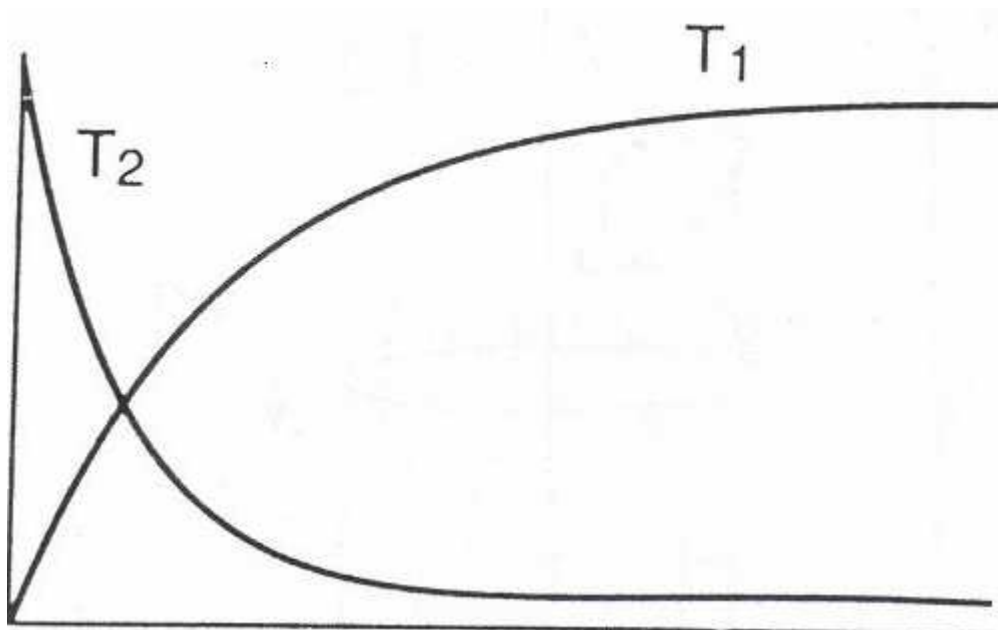




Figura 3.8 – Relação entre as constantes T1 e T2(modificado – Hashemi, 2003).

O que deve ser observado é que o decaimento de T2, para o plano xy, é bem mais rápido que a recuperação de T1, para o plano z, e isto se deve a dois fatores que farão com que os *spins* saiam de fase novamente.

1. Interações entre *spins* individuais (Inomogeneidades internas)
2. Inomogeneidade do campo magnético externo

Esses dois fenômenos juntos fazem com que os prótons comecem a girar em frequências diferentes. Por exemplo:

- a) Um está precessando a  $w_L$ ;
- b) Um, exposto ligeiramente a um campo magnético maior, precessando a uma frequência um pouquinho mais rápida que  $w_L = w_o^+$  (10).
- c) Um, precessando à uma frequência ligeiramente mais lenta=  $w_o^-$ .

Inicialmente, todos os *spins* estão em fase e a soma de seus vetores gera a máxima magnitude. Quando estes *spins* começam a sair de fase, a soma dos vetores vai diminuindo de valor. E quando estão completamente fora de fase, esta soma chega à zero.

A influência das interações *spins-spin* depende do grau de proximidade dos *spins* em relação aos adjacentes, sendo ligada à propriedade de cada tecido. Para um átomo em particular, esses tempos de relaxação variam de composto para composto. Por exemplo, o hidrogênio tem um tempo de relaxação muito mais curto em lipídios (ou gorduras) do que na água. Tempos de relaxação podem também variar de acordo com a condição local do tecido.

Já a diferença entre T2 e T2\* se deve à:

1. Decaimento de T2 depende primeiramente das interações *spin-spin*

2. Decaimento de  $T2^*$  depende tanto do campo magnético externo quanto das interações spin-spin

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \gamma\Delta B \quad (3.8)$$

Assim, podemos concluir que  $T2$  de um tecido, por exemplo, é fixo, uma vez que não podemos controlar a ação dos *spins* em relação uns aos outros e  $T2$  também varia conforme o órgão e conforme o tecido venha a ser normal ou patológico. Agora, como  $T2^*$  depende também da homogeneidade do campo magnético externo este não é fixo, uma vez que vai depender de quão uniforme o magneto é. Assim, o decaimento de  $T2^*$  será sempre mais rápido do que o decaimento de  $T2$ . A completa homogeneidade do magneto não é possível ( $\Delta B = 0$ ), os sistemas mais novos de ressonância apresentam menos inhomogeneidade no campo magnético, mais ainda assim produzem efeitos em  $T2^*$  [3].

Em  $T1$ , a gordura é tipicamente clara e os fluidos são escuros. Isso significa que a gordura tem um  $T1$  curto e os fluidos um tempo de  $T1$  maior, ou seja, quanto mais rápida for a dissipação de energia mais clara a imagem. Figura 3.9.

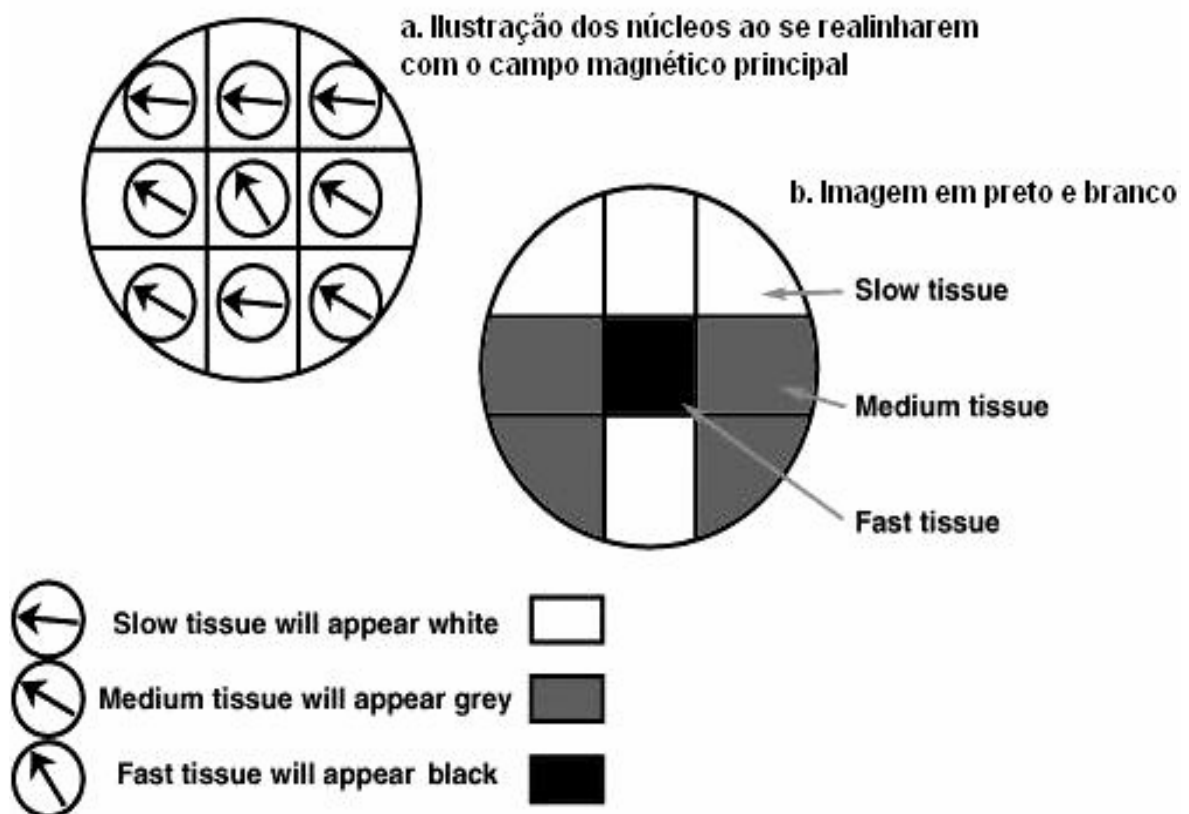


Figura 3.9 – Comportamento dos tecidos para T1 e T2 (modificado – GE, 2005).

O parâmetro de interesse quanto à formação de imagens médicas é T2, uma vez que para fins de laudos radiológicos o que se torna importante observar são as diferenças entre tecidos, e este parâmetro especificamente ajuda a distinguir como vimos anteriormente os tecidos. O método usado para isolar T2 é chamado de técnica de spin eco como veremos a seguir. Na maioria das vezes tecidos com longo T2 são mais claros. Como exemplo: Fluido espinhal tem T2 de 400msec e massa encefálica tem T2 de aproximadamente 75ms.

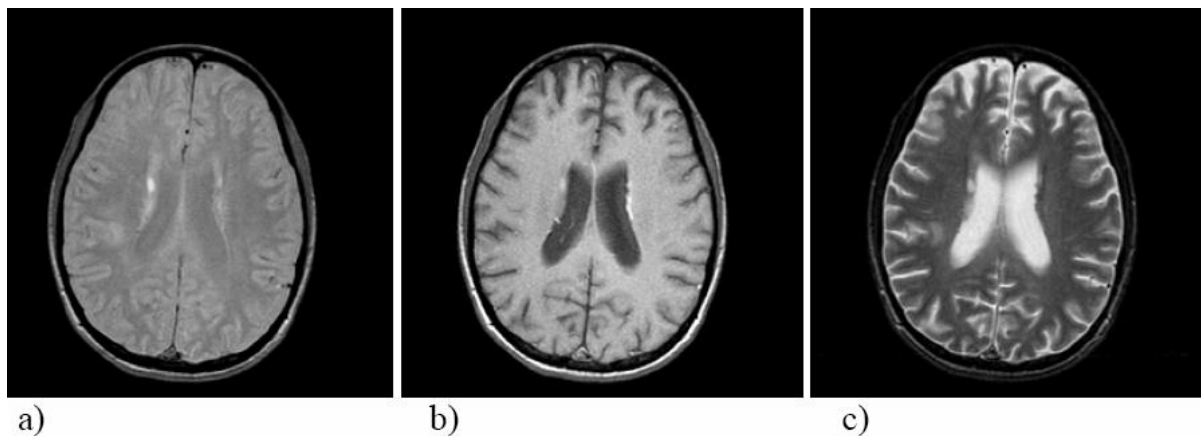


Figura 3.10 – Comparação entre imagens de RM obtida através de contraste. Em a) densidade protônica; b) T1 e c) T2(modificado – Gould, 2008).

Observa-se que o osso aparece escuro em todas as imagens, significa baixa densidade protônica; já o líquido cefalorraquidiano aparece mais escuro na imagem a T1 e branco na imagem em T2. Já a mielina é mais branca na imagem em T1 e mais escura em T2 Figura 3.10. [5].

### 3.5 – TR e TE

O tempo de repetição de pulso (TR) identifica o intervalo de tempo entre duas transmissões de pulso de RF, ou seja, controla o grau de magnetização longitudinal que pode ser recuperado antes de ser recuperado o próximo pulso de excitação.

$\uparrow TR \rightarrow$  Recuperação total da magnetização longitudinal  $\rightarrow \uparrow SNR$

$\downarrow TR \rightarrow$  Recuperação parcial da magnetização longitudinal  $\rightarrow \downarrow SNR$

Onde SNR – relação sinal-ruído é a razão entre a amplitude do sinal captado pela bobina receptora e a amplitude média do ruído presente no momento da leitura do sinal. O ruído é inerente ao sistema, sendo gerado pela presença do paciente no magneto e pelo ruído elétrico de fundo do sistema, ocorrendo em todas as frequências e distribuindo-se ao acaso no tempo.

O tipo de bobina usada afeta o sinal recebido e, portanto, a SNR. Bobinas em paralelo aumentam a SNR, pois são usadas duas bobinas para receber o sinal. Bobinas de superfície colocadas próximo à área em exame também aumentam a SNR. O uso da bobina receptora apropriada tem um papel extremamente importante na otimização da SNR. Em geral, o tamanho da bobina receptora deve ser escolhido de tal modo que o volume de tecido de que se vai obter imagem preencha de maneira ótima o volume sensível da bobina.

Para exemplificar vejamos o que acontece às constantes de tempo durante uma seqüência de pulso.

1. Quando  $t=0$ , o vetor de magnetização aponta para a direção z, chamado  $M_z = M_0$ .
2. Imediatamente após  $t=0$ , o vetor flipa para o plano xy, sem o vetor na direção do eixo z, temos  $M_{xy} = M_0$ .
3. Com o passar do tempo e ao atingir  $t = TR$ , temos uma recuperação da magnetização ao longo do eixo z, e uma perda gradativa de magnetização no plano xy. Se neste momento, aplicarmos outro pulso, o vetor de magnetização que existe neste momento em z, voltará ao plano xy. Entretanto, a magnitude deste vetor não será a mesma do estado inicial antes da transmissão. Neste momento o novo vetor será dado por:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-TR/T1}) \quad (3.9)$$

Onde  $t = TR$ . Assim, o novo vetor terá amplitude menor que a magnetização original uma vez que o segundo pulso foi aplicado antes que  $M_z$  se recuperasse completamente.

4. Depois que o novo vetor de magnetização volta para o plano xy, e o pulso de RF é desligado, novamente um novo vetor crescerá na direção z até que um novo pulso de RF seja emitido, onde novamente este voltará para o plano xy sucessivamente. Isso gera uma série de curvas exponenciais que não chegarão à amplitude do vetor de magnetização inicial.
5. Quando  $t = 2TR$ , o sinal irá ter a mesma magnitude quando  $t = TR$ , mas não mais a magnitude de quando  $t = 0$ .

O tempo de eco (TE) é o tempo entre a transmissão do pulso de RF e a recepção do sinal de RF, ou seja, controla o grau de magnetização transversa que pode declinar antes de colher-se um eco [13].

$\uparrow TE \rightarrow$  Declínio considerável da magnetização transversa  $\rightarrow \downarrow SNR$

$\downarrow TE \rightarrow$  Declínio discreto da magnetização transversa  $\rightarrow \uparrow SNR$

### 3.6 – ESPAÇO K

É a matriz de dados obtidas na ressonância magnética. Durante uma aquisição de dados, enquanto a seqüência ainda não terminou, o armazenamento dos dados é feito de forma organizada neste espaço. Sendo o eixo de fase do espaço K horizontal e o eixo de frequência o vertical, durante cada TR, uma linha do espaço K é preenchida com dados de codificação tanto de fase quanto de frequência, até que todas as linhas sejam preenchidas e a seqüência esteja terminada. Após a localização espacial dos dados de coleta e armazenamento, estes dados estarão prontos para serem transformados em imagens. O processo que irá converter esses dados em imagem é matemático e é conhecido como transformada de Fourier, que será descrita nos próximos capítulos.

Deve-se deixar claro, o espaço K não corresponde em momento algum à imagem. Desta forma, a linha superior do espaço K não corresponde à primeira linha de *pixel* da imagem [13]. Figura 3.11.

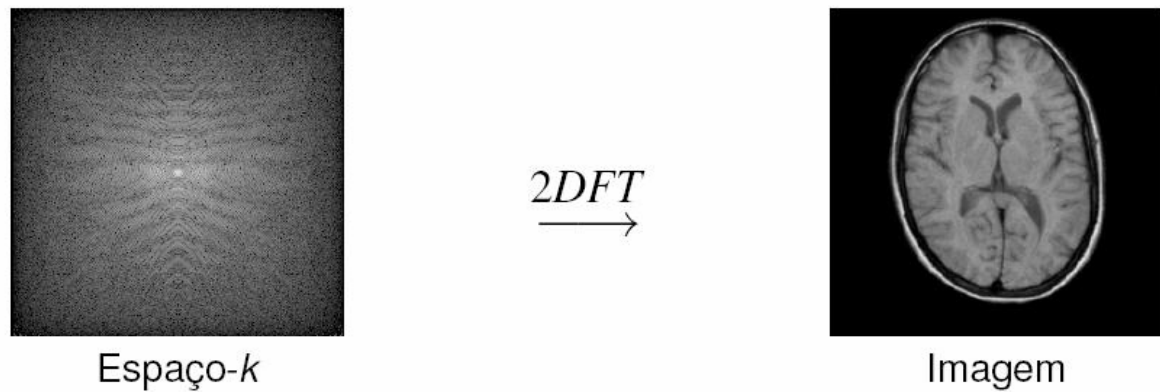


Figura 3.11 – Espaço K (modificado – Andrews, 1988).

### 3.7 – DENSIDADE DE PRÓTONS

Este parâmetro é dependente de quantos prótons se encontram em cada *pixel*. Apesar de ser o mais popular dos mecanismos de contraste, este por sua vez não é dos melhores devido às densidades de muitos tecidos serem similares e, portanto não haver muita diferenciação prejudicando assim a qualidade da imagem.

## 4 – SEQUÊNCIA DE PULSOS

A seqüência de pulso é uma série de eventos compreendendo pulsos de RF, formas de onda de gradientes e aquisições de dados durante um estudo de ressonância. O propósito da seqüência de pulsos é manipular o vetor de magnetização de forma a produzir o sinal desejado. Temos primeiramente três situações de seqüenciamento: Saturação, recuperação do estado de saturação e recuperação de inversão.

### 4.1 – SATURAÇÃO

Logo após o vetor de magnetização longitudinal ser deslocado para o plano xy por meio do pulso de  $90^\circ$ , temos  $M_{xy} = M_0$  e  $M_z = 0$ , temos o sistema dito saturado. Após um pequeno intervalo de tempo, quando temos uma pequena recuperação de T1, o sistema é dito parcialmente saturado. E se o sistema apresenta recuperação completa de T1 este sistema é dito insaturado ou completamente magnetizado. Mesmo que o vetor de magnetização flipe um determinado ângulo menor que  $90^\circ$ , ainda assim possuímos uma componente de magnetização ao longo do eixo z. Os spins neste estado estão parcialmente saturados.

#### 4.1.1 – Seqüência de pulso com saturação parcial

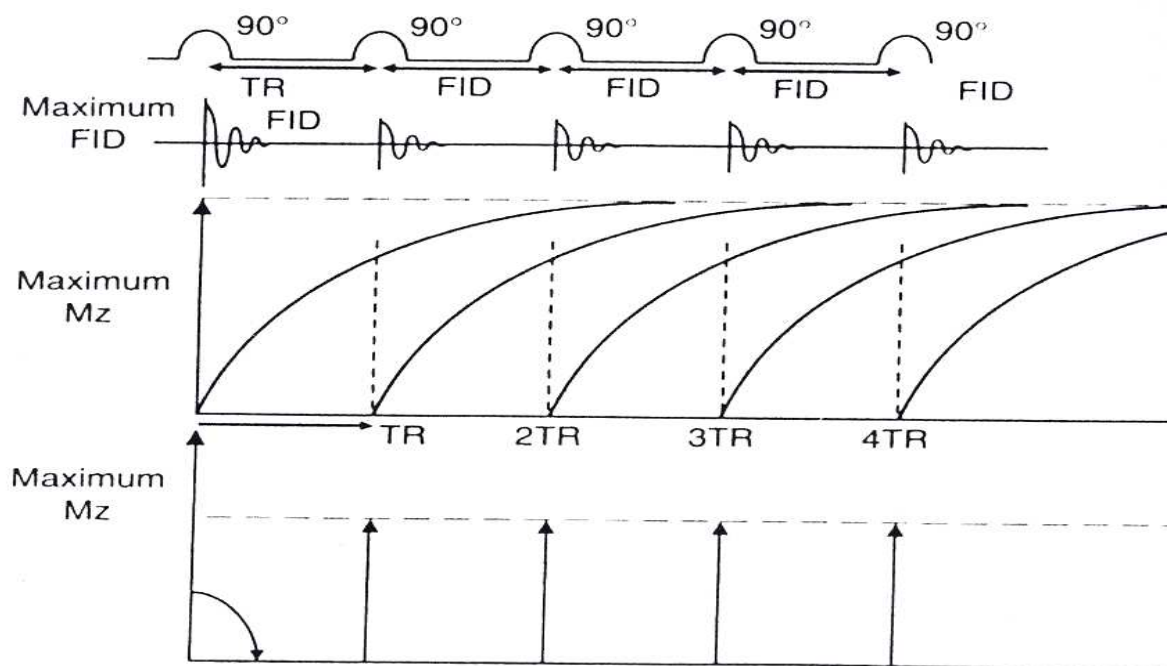


Figura 4.1 – Seqüência de pulso com saturação parcial (Hashemi, 2003).

Nesta seqüência, Figura 4.1, aplica-se um pulso de  $90^\circ$ , esperamos um período TR e então aplicamos outro pulso de  $90^\circ$ . Esta seqüência vai se repetindo indefinidamente e os resultados são obtidos imediatamente após o pulso de RF de  $90^\circ$ . Se observarmos o gráfico acima, temos no  $t = 0$ , o momento em que o vetor que se encontra na direção z pula para o plano xy.

Depois de um curto intervalo de tempo, o vetor longitudinal começa a se recuperar. No tempo  $t = TR$ , mandamos outro pulso de RF de  $90^\circ$ , o vetor de magnetização vai novamente para o plano xy e imediatamente começa a crescer novamente. A amplitude deste novo vetor que cresce novamente não terá a mesma magnitude inicialmente obtida quanto  $t = 0$ .

Se aplicarmos um terceiro pulso novamente, o processo se repetirá tendo o vetor de magnetização longitudinal indo a zero e imediatamente voltando a se recuperar. Mais uma vez, à  $t = 2TR$ , a amplitude do vetor é menor que a amplitude máxima obtida inicialmente mais igual à previamente encontrada quando  $t = TR$ . Na saturação parcial, temos TE e TR mínimos, ocasionando um *T1-weighted image* [3]. Este termo é usado para mostrar contrastes de diferentes tecidos para valores de T1 diferentes.

## **4.2 – RECUPERAÇÃO DO ESTADO DE SATURAÇÃO**

Neste estado, tenta-se recuperar todo vetor de magnetização longitudinal antes que seja aplicado um novo pulso de RF de  $90^\circ$ .



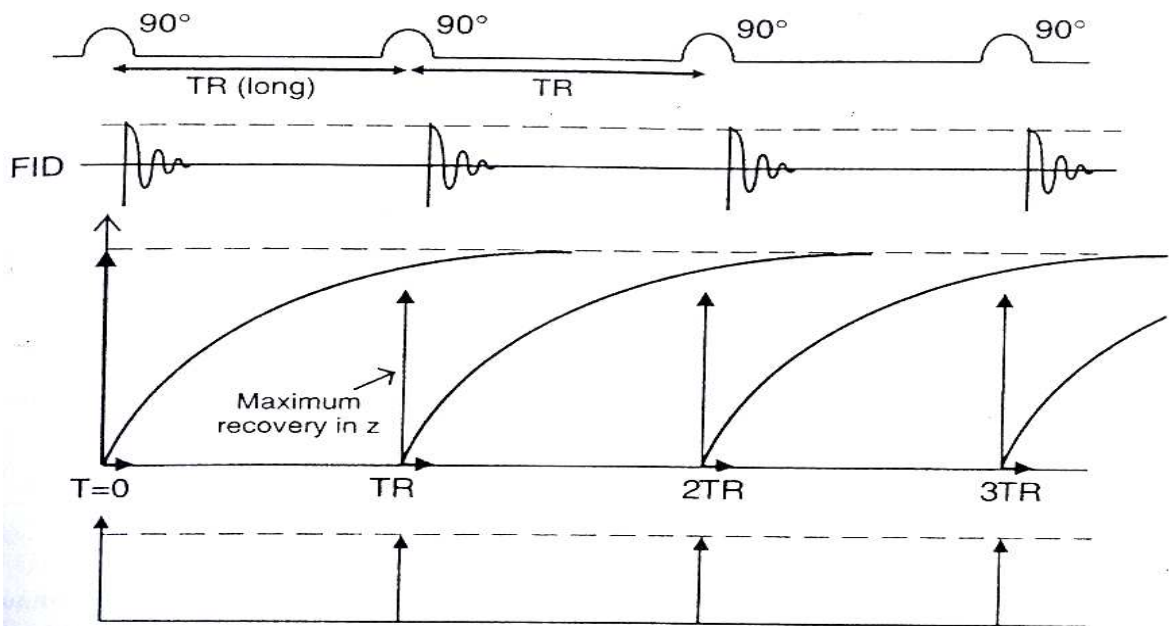


Figura 4.2 – Recuperação do estado de saturação (Hashemi, 2003).

Como vemos na figura 4.2, por permitirmos que o longitudinal se recupere completamente antes do próximo pulso, a amplitude do DIL nos dá o valor máximo, ou seja, temos um TR grande e um TE mínimo, com isso um grande *scan*. Com isso, teremos uma imagem do tipo PDW - *proton density weighted* [3].

Estas seqüências comentadas anteriormente não são usadas em imagens de *scan* dia a dia por ser muito difícil medir a amplitude do DIL sem um tempo de atraso. Por ter que se esperar certo intervalo de tempo para que as medições sejam realizadas, as inhomogeneidades do campo magnético externo se tornam um problema e por isso utiliza-se a técnica de *spin* eco no seqüenciamento de pulsos.

#### 4.3 – RECUPERAÇÃO DO ESTADO DE INVERSÃO

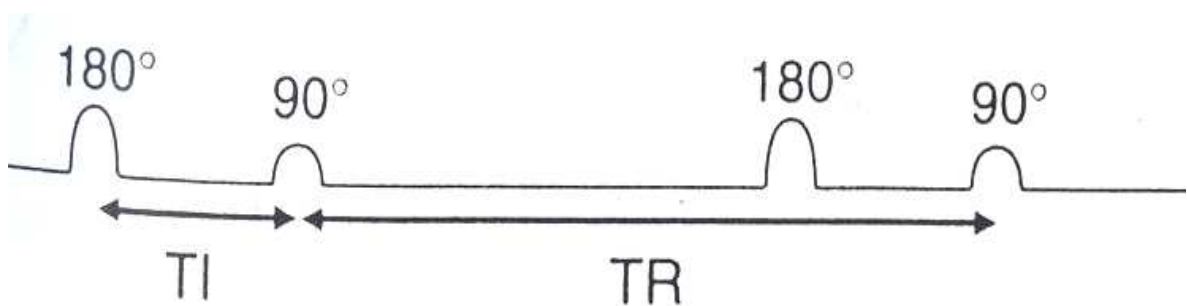


Figura 4.3 – TI no estado de inversão (Hashemi, 2003).

Aqui, conforme figura 4.3, aplicamos primeiramente um pulso de  $180^\circ$  de RF, esperamos certo intervalo de tempo (TI – tempo de inversão) e em seguida como vemos na imagem acima, aplicamos um pulso de RF de  $90^\circ$ .

Então esperamos um intervalo TR (intervalo entre pulsos) e aplicamos novamente outro pulso de  $180^\circ$ , recomeçando toda a seqüência novamente. O que deve ser observado é que antes de aplicarmos um pulso de  $180^\circ$  o vetor de magnetização se encontra ao longo do eixo z e após aplicação do pulso este flipa  $180^\circ$  indo para direção do eixo  $-z$ .

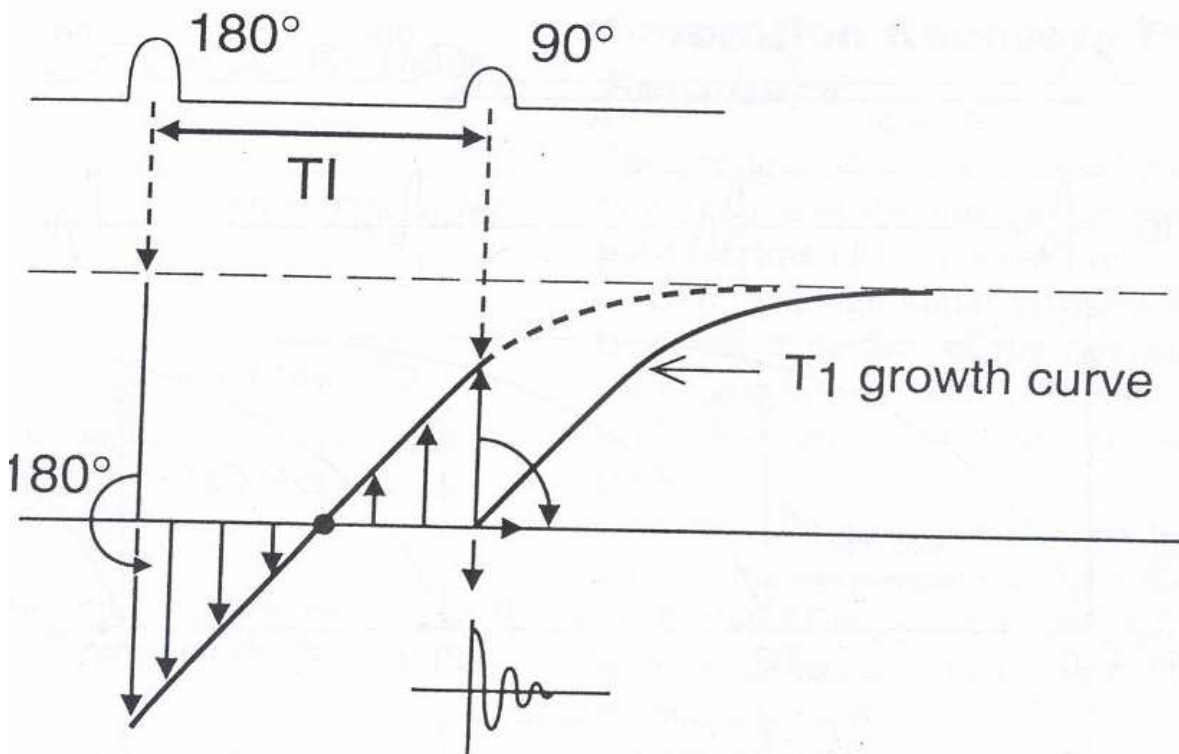


Figura 4.4 – Recuperação do estado de inversão (Hashemi, 2003).

Pelo gráfico acima, Figura 4.4, vemos que após o pulso ficar em direção oposta à inicial, este começa a se recuperar ao longo de TI crescendo novamente. Durante sua recuperação, o vetor vai a zero e então começa a crescer no sentido de  $+z$  até se recuperar completamente quando na posição inicial. Depois de TI, aplicamos um pulso de RF de  $90^\circ$ , este flipa para o plano xy. O quanto do vetor de magnetização que irá para o plano seguinte depende naturalmente do quanto foi recuperado do vetor longitudinal após aplicação do pulso de  $180^\circ$ .

#### 4.4 – SPIN ECHO

A seqüência de *spin* eco pode cancelar as heterogeneidades ou inomogeneidades do campo magnético. Essa inomogeneidade do campo efetivo, como vimos anteriormente, motiva a definição de  $T_2^*$ , esse tipo de relaxamento é prejudicial e deve ser corrigido para que não interfira na produção da imagem. Assim, a cada determinado intervalo de tempo, outro pulso de RF é aplicado e novamente os prótons tendem a alinharem-se no plano desviado, ou seja, a técnica de spin eco redireciona os *spins* que foram defasados pelas variações no campo magnético externo  $B_0$ . O eco é criado pela adição de um segundo pulso de RF (pulso de  $180^\circ$ - redirecionador) à base de dados do seqüenciamento de pulsos. O tempo entre a aplicação do pulso de  $90^\circ$  e a formação do eco é chamado de tempo de eco (TE).

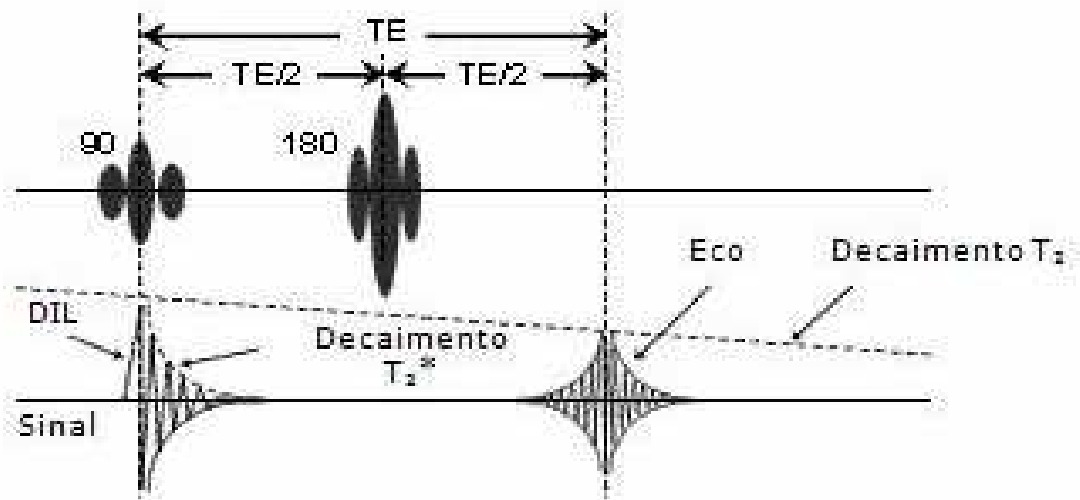


Figura 4.5 – *Spin* eco (modificado – GE, 2005).

O sinal de eco decai com  $T_2^*$ , como vemos na figura acima. Devido o eco ocorrer após o final da seqüência de ambos os pulsos, este pode ser completamente mensurável. Se  $T_2$  é longo o suficiente, é possível medir o eco novamente aplicando outro pulso de  $180^\circ$ . Figura 4.5.

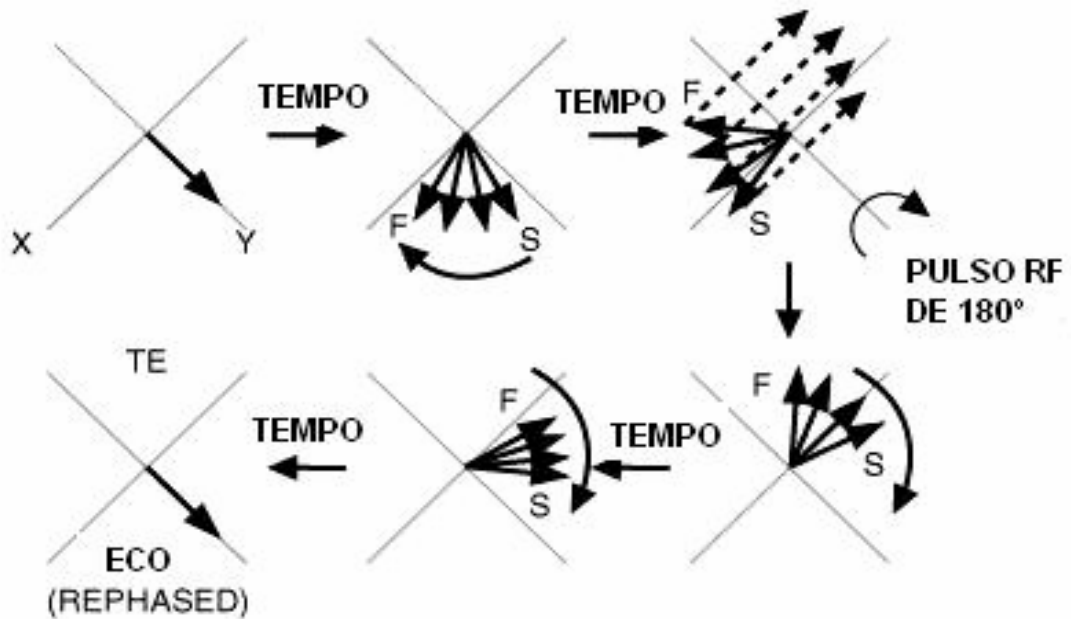


Figura 4.6 – Seqüência de *spin* eco (modificado – GE, 2005).

A excitação do pulso de RF rotaciona o vetor de magnetização para longe da direção do eixo z e para dentro do plano xy. Os *spins* começam a ganhar e perder fase relativa para  $M_{xy}$ , onde os *spins* individualmente precessam à taxas diferentes (usemos F para *spins* mais rápidos e S para *spins* mais lentos) devido às variações no campo magnético local em cada núcleo. Como vemos na figura 4.6, o pulso de 180° inverte os *spins* de forma que o sentido de precessão também seja invertido, nota-se pelo F e S que mudaram suas posições de precessão. A precessão dos *spins* combinados modula para uma nova componente  $M_{xy}$ , sendo esta nova componente o eco *spin*. Para aplicarmos uma outra seqüência de eco nas mesmas condições que a primeira aconteceu, torna-se necessário que toda a magnetização longitudinal tenha sido recuperada.

## 5 – GRADIENTES

Como vimos anteriormente, sem gradientes não seria possível a realização da imagem. O operador na ressonância magnética controla a formação da imagem por meio de manipulação do RF e dos pulsos de gradiente. O gradiente permite ao operador selecionar um volume ou um *slice* (corte) ao qual deve ser feita a imagem. Estes influenciam e contribuem tanto para a qualidade da resolução da imagem quanto à duração do tempo utilizado para aquisição da imagem.

Um gradiente é uma variação do campo magnético com a distância ou mais especificamente uma variação linear no campo magnético ao longo de uma dimensão do paciente. O grau de variação é pequeno, tipicamente de duas a três ordens de grandeza inferior ao campo magnético estático do sistema. Quando um gradiente do campo magnético se superpõe ao campo magnético estático existente, a frequência ressonante dos prótons varia juntamente com o gradiente e de acordo com o campo magnético local. Assim, a frequência dos prótons varia com a localização espacial ao longo do gradiente aplicado. Utilizam-se os gradientes para tirar de fase ou recolocar em fase os momentos magnéticos de seus núcleos.

Quando uma bobina de gradiente é ligada, a potência do campo magnético se altera de maneira linear e o campo principal deixa de ser homogêneo. O uso de gradientes provê a inhomogeneidade do sistema com um propósito: este não muda a direção de  $B_0$ , ao invés disso muda a amplitude de  $B_0$  em pontos específicos, causando uma variação espacial conhecida no campo magnético. Isto permite ao operador identificar os locais de cada spin dentro do slice específico de cada paciente. Figura 5.1.

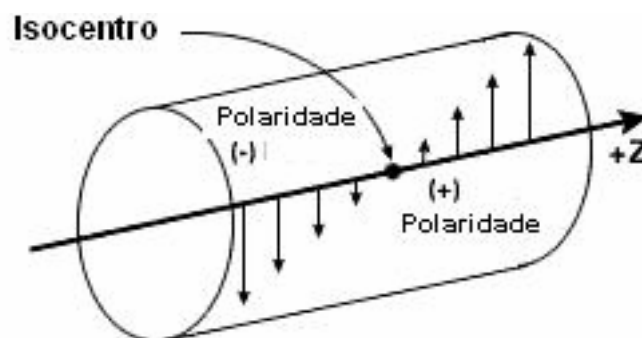


Figura 5.1– Polaridade dentro do magneto

Podemos escolher um corte axial para um paciente, ativando-se o gradiente. O pulso de RF de  $90^\circ$  é aplicado simultaneamente ao gradiente. Por possibilitar a seleção de cortes da imagem, este gradiente é designado como gradiente de seleção de cortes (GSC). Quando uma bobina de gradiente é ligada, a potência do campo magnético, portanto a frequência de precessão de núcleos localizados ao longo do eixo, altera-se de maneira linear. Um ponto específico ao longo do eixo do gradiente tem, pois uma frequência de precessão específica. Um corte situado num certo ponto ao longo do eixo do gradiente também apresenta uma frequência de precessão específica.

O gradiente de seleção de cortes define um volume específico para *scan* usando os gradientes para ajustar a frequência ressonante dos *spins* através do corte desejado. O RF é ligado para a faixa de frequência do corte. Quando o RF é aplicado com gradiente ligado, somente os *spins* da região em ressonância são excitados. A ressonância de núcleos no corte pode ser transmitida com RF apropriada a esta posição. Contudo, os núcleos situados em outros cortes ao longo do gradiente não entram em ressonância, pois sua frequência de precessão é diferente devido à presença do gradiente. Assim, quando se aplica um gradiente acentuado, significa que a corrente elétrica que passa por esta bobina permite maior diferenciação na frequência de precessão dos prótons presentes ao longo do eixo em que a bobina de gradiente foi ativada, permite maior diferença entre dois pontos adjacentes.

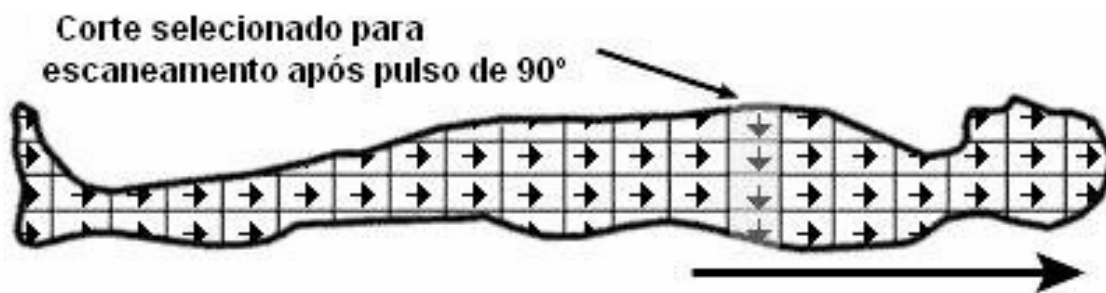


Figura 5.2 – Representação dos *voxels*

Uma maneira de se pensar a respeito do corte seria imaginá-lo dividido em minúsculos volumes (*voxels*), figura 5.2. Eles são representados em RM em duas dimensões como quadrados conhecidos como *pixels*. Os sistemas de ressonância magnética por imagem utilizam sistemas com resolução de  $256 \times 256$  *pixels* por corte ou por *slice*. Cada um desses *voxels* possui um momento magnético identificando o comprimento e direção representada

como setas na disposição dos *pixels*. Na ausência do campo magnético externo, todas essas setas se posicionam randomicamente. Figura 5.3.

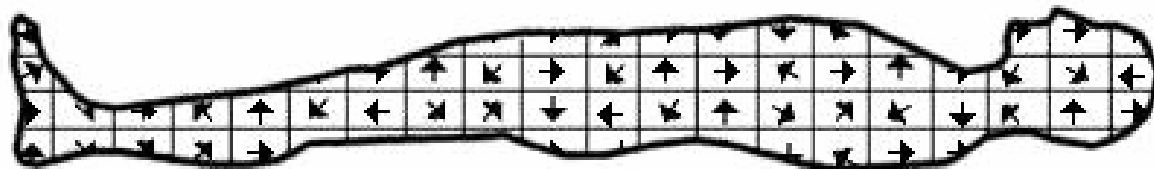


Figura 5.3 – Comportamento dos *voxels* na ausência de campo magnético externo.

## 5.1 – PROCESSO DE SELEÇÃO DE CORTE

O operador da RM seleciona o plano desejado e o sistema se encarrega de ativar o gradiente específico para localizar o plano desejado de corte. Isso se torna possível uma vez que os gradientes estão dispostos de maneira estratégica dentro do magneto. Se por exemplo, for selecionado um plano com corte axial se faz necessária alterar a frequência de precessão dos prótons localizados no eixo x do magneto, e isso é feito ligando-se o gradiente Z[2].

O mesmo ocorre para a seleção de cortes coronais (onde é preciso alterar a frequência ao longo do eixo y, ativando-se o gradiente Y),

E para cortes sagitais (alterando a frequência ao longo do eixo x, ao ativar o gradiente X).

## 5.2 – ESPESSURA DE CORTE

A espessura do corte pode ser determinada se for controlada a faixa de frequências usada na emissão do pulso de 90°. Essa faixa de frequência é chamada de largura de faixa de transmissão. Uma faixa mais larga resulta em um corte mais espesso. Uma outra maneira é se manter a frequência constante e variar a amplitude do gradiente de seleção de corte. O gradiente controla o mapeamento da frequência no espaço e por isso um gradiente com baixa amplitude vai mapear todas as frequências de uma determinada faixa num corte mais espesso quando comparado a um gradiente de amplitude mais elevada. Dessa forma, podemos alterar a espessura do corte alterando tanto a largura de faixa quanto a amplitude

do gradiente. O problema é que se temos cortes mais fino, possuímos menor quantidade de prótons na amostra e consequentemente a amplitude do sinal irá diminuir.

O pulso de RF transmitido para excitar o corte tem que conter uma faixa de frequência que seja compatível com a diferença entre dois pontos do gradiente. Essa diferença entre dois pontos é determinada pela inclinação do gradiente de seleção de cortes. Para selecionarmos um gradiente suave ou acentuado, é essencial a importância da faixa de frequência dos prótons de um corte específico. Como vimos, se a idéia é adquirir imagens com espessura mais larga, mais prótons estarão presentes no corte e consequentemente a faixa de frequência será maior. Para isso ser possível, o sistema aplica um gradiente suave, diminuindo a diferença de precessão entre estes prótons para que seja possível sua localização no plano. Figura 5.5.

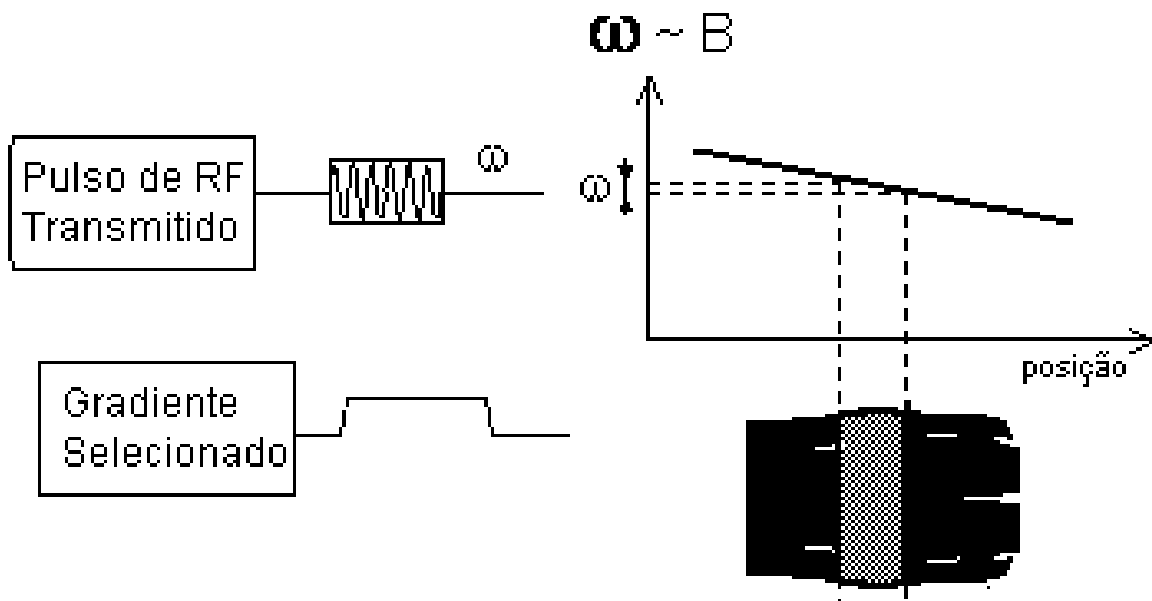


Figura 5.4 – Inserção do gradiente suave (modificado – Farias e Melo, 2007).

Imagem com corte espesso  $\rightarrow \uparrow H^+ \rightarrow \uparrow$  Faixa de frequência

Aplica-se gradiente suave  $\rightarrow \downarrow$  Diferença de precessão de  $H^+ \rightarrow$  Localização

Na prática, o sistema aplica automaticamente a inclinação do gradiente e a faixa de transmissão de RF à frequência de precessão de núcleos no meio do corte, a largura da faixa e a inclinação do gradiente determinam a quantidade de núcleos que entram em



ressonância. O intervalo entre os cortes é determinado pela inclinação do gradiente e pela espessura do corte. O tamanho do intervalo é importante para reduzir os artefatos de imagem. Nas seqüências de pulsos de *spin* eco, o gradiente de seleção de cortes é ligado durante a aplicação do pulso de excitação de  $90^\circ$  e durante o pulso de restituição da fase de  $180^\circ$ , para excitar e recolocar em fase cada corte seletivamente.

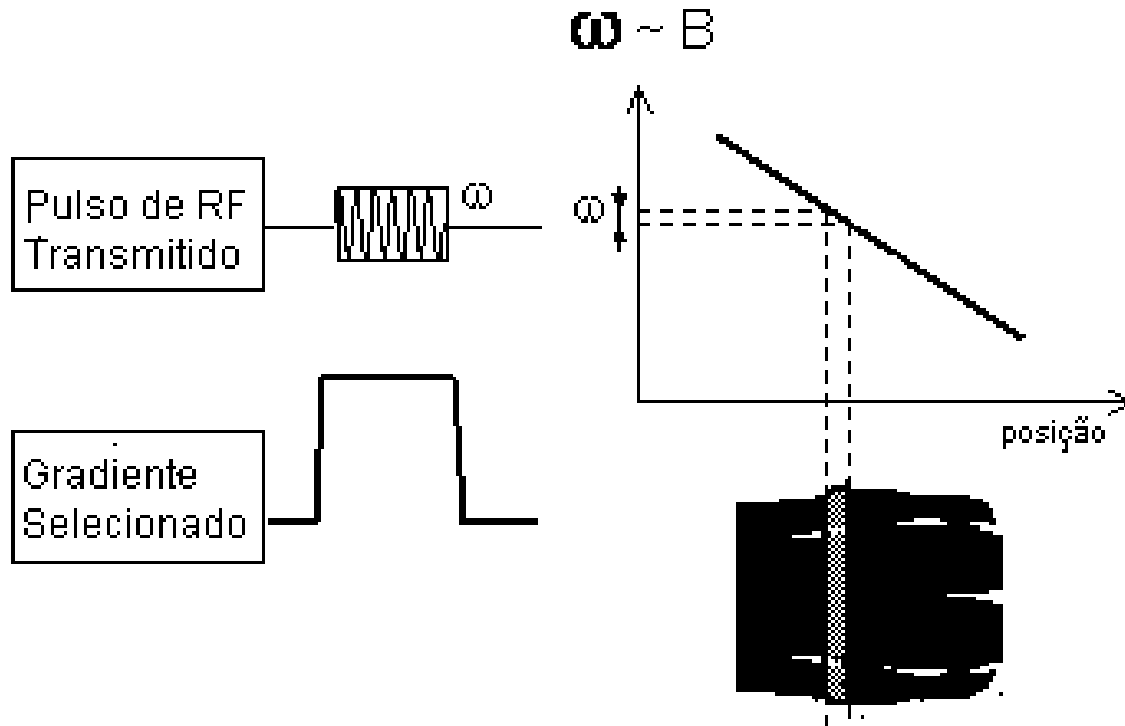


Figura 5.5 – Inserção do gradiente acentuado (modificado – Farias e Melo, 2007).

Imagem com corte fino  $\rightarrow \downarrow H^+ \rightarrow \downarrow$  Faixa de frequência (Figura 5.4)

Aplica-se gradiente acentuado  $\rightarrow \uparrow$  Diferença de precessão de  $H^+ \rightarrow$  Localização

### 5.3 – LARGURA DE BANDA

O pulso de RF é especialmente designado para seleção de corte. Usando um pulso de RF com uma única frequência teríamos um corte tão fino e o sinal seria tão pequeno para formação da imagem que não seria útil. Um corte deve possuir largura que cubra uma certa faixa de frequência (largura de banda). Para ajudar na definição do corte propriamente dito, um pulso de RF precisa de uma forma de onda retangular. Alguns sistemas de ressonância utilizam formas de onda senoidais no domínio do tempo e retangulares no domínio da frequência.

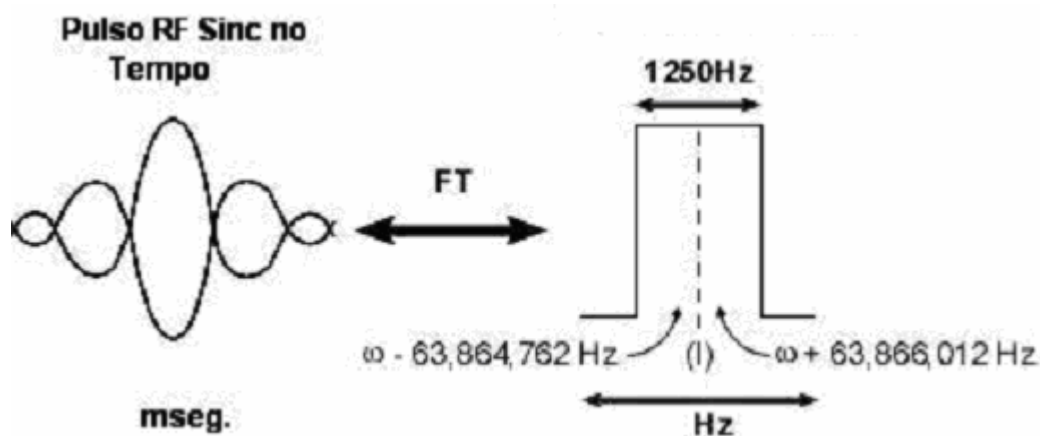


Figura 5.6 – Largura de banda.

Em algumas aplicações, esse pulso de RF possui uma faixa de largura de banda fixa em torno de 1250 hz comovemos na figura 5.6. A faixa de frequência gira em torno de  $-625$  hz a  $+625$  hz em torno da frequência central do pulso emitido. Se considerarmos, por exemplo, um magneto de 1.5T, com uma frequência central de 63.865,387Hz onde dentro do corpo do magneto os gradientes se encontram desligados e o isocentro com os gradientes ligados. Usando um pulso de RF de 1250 hz para excitar os núcleos de um corte específico localizado no isocentro, teremos na ponta positiva do *slice* uma frequência de  $(63865,387+625)\text{Hz} = 63.866,012$  e no lado negativo teremos  $(63.865,387-625)\text{Hz} = 63.864.765\text{Hz}$ . Esses valores alimentam a largura de banda, ou melhor, dizendo a distribuição da frequência (1250Hz), que é necessária para um corte com pulso retangular.

## 5.4 – SELEÇÃO DE CORTE

Para se trocar o corte selecionado, é necessária a mudança da largura de banda de RF ou da amplitude do gradiente. Alguns sistemas de ressonância optam pela mudança na amplitude do gradiente.

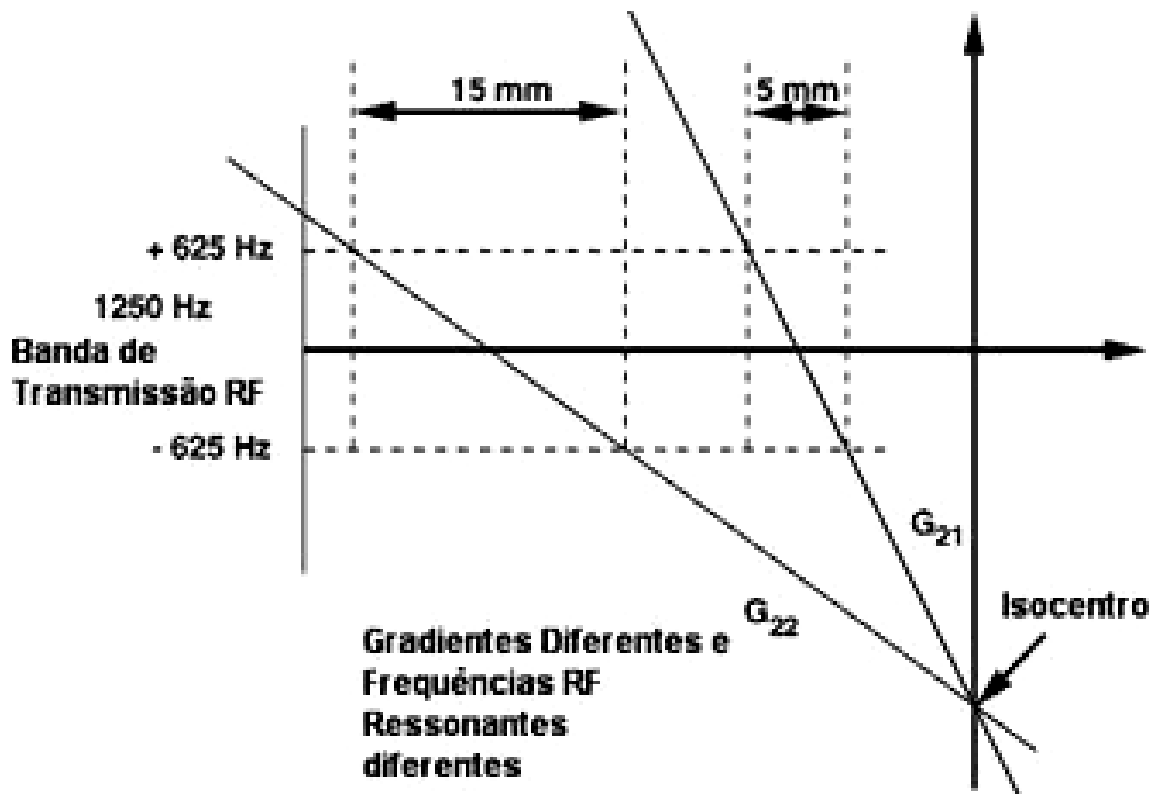


Figura 5.7 – Amplitude do gradiente  $\times$  frequência de ressonância (modificado – GE, 2005).

Quando a amplitude do gradiente é aumentada vai de um corte mais grosso a um corte mais fino. A amplitude máxima dos gradientes do campo magnético limita a espessura da corte. O aumento recente em amplitudes máximas do gradiente em sistemas de MRI reduziu a espessura mínima do corte de três milímetros para um milímetro. Figura 5.7.

Na prática, a seleção do corte envolve transmitir o pulso de RF e ligar o gradiente de seleção de corte ao mesmo tempo. A seleção do corte é feita sempre ao longo do eixo perpendicular ao plano de corte, usando a variação linear de frequências ressonantes ao longo desta direção.

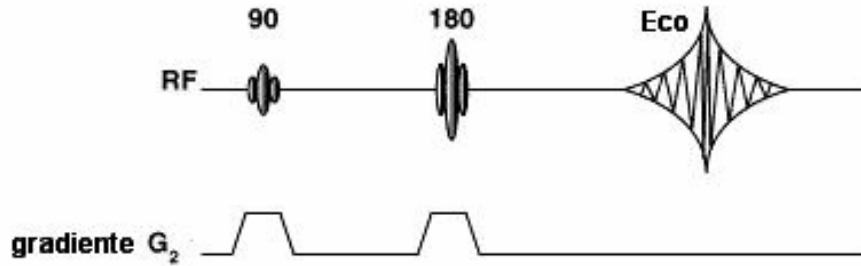


Figura 5.8 – Processo de seleção de corte utilizando  $G_z$  (modificado – GE, 2005).

No diagrama da figura 5.8, com a seleção de corte que usa o gradiente  $z$  ( $G_z$ ), o pulso de  $90^\circ$  ocorre ao mesmo tempo em que o primeiro pulso de  $G_z$ , excitando os *spins* no corte. Em um pequeno intervalo de tempo depois, é emitido o pulso de  $180^\circ$  de RF e os pulsos de  $G_z$  ocorrem, reposicionando os *spins* no corte para criar um sinal de eco.

Enquanto o gradiente afeta o campo magnético dentro do corte selecionado, eles também afetam o campo magnético fora do corte. Entretanto, alguns *spins* além do corte não estão ressonantes assim eles não “escutam” o sinal de RF.

Os gradientes de campo magnético nos permitem manipular a precessão dos *spins* em pontos específicos dentro do corpo do paciente. Em um gradiente de campo magnético, a distância do núcleo do *spin* do isocentro é diretamente proporcional à frequência de precessão daquele *spin*. A equação de Larmor mostra que a frequência de precessão muda quando o campo magnético se altera. A mudança aumenta quanto mais os núcleos se distanciam do isocentro.

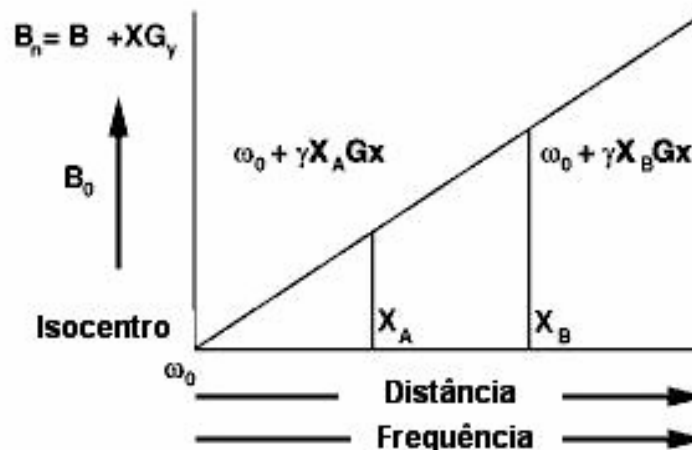


Figura 5.9 – Comportamento do campo magnético à medida que se distancia do isocentro.

Pela figura 5.9, vemos que à medida que nos distanciamos do isocentro, ao longo do eixo x para o ponto  $x_A$ , o campo magnético aumenta para :

$$B_0 + X_A G_x \quad (7.1)$$

A frequência em  $x_A$  aumenta para

$$\omega_0 + \gamma X_A G_x \quad (7.2)$$

Ao passarmos para posição  $x_B$ , o campo e a frequência aumentam para:

$$B_0 + X_B G_x \quad (7.3)$$

e

$$\omega_0 + \gamma X_B G_x \quad (7.4)$$

respectivamente. Como vimos  $\omega_0$  indica a frequência de precessão no isocentro, onde o 0 indica o campo magnético estático ou em equilíbrio.

Qual então é a relação entre distância, força do campo magnético e frequência de precessão? Para algumas aplicações conhecemos a frequência de cada borda do corte.

Assumimos,

$$\begin{aligned} \omega_B &= \text{lado esquerdo} = \omega_0 - 650 \text{ Hz} \\ \omega_A &= \text{lado direito} = \omega_0 + 650 \text{ Hz} \end{aligned} \quad (7.5)$$

A espessura do corte depende de quão rápido o campo magnético muda ao longo do eixo de corte. Quanto maior a amplitude do gradiente, mais rapidamente o gradiente e a mudança do campo magnético se movem para longe do isocentro.

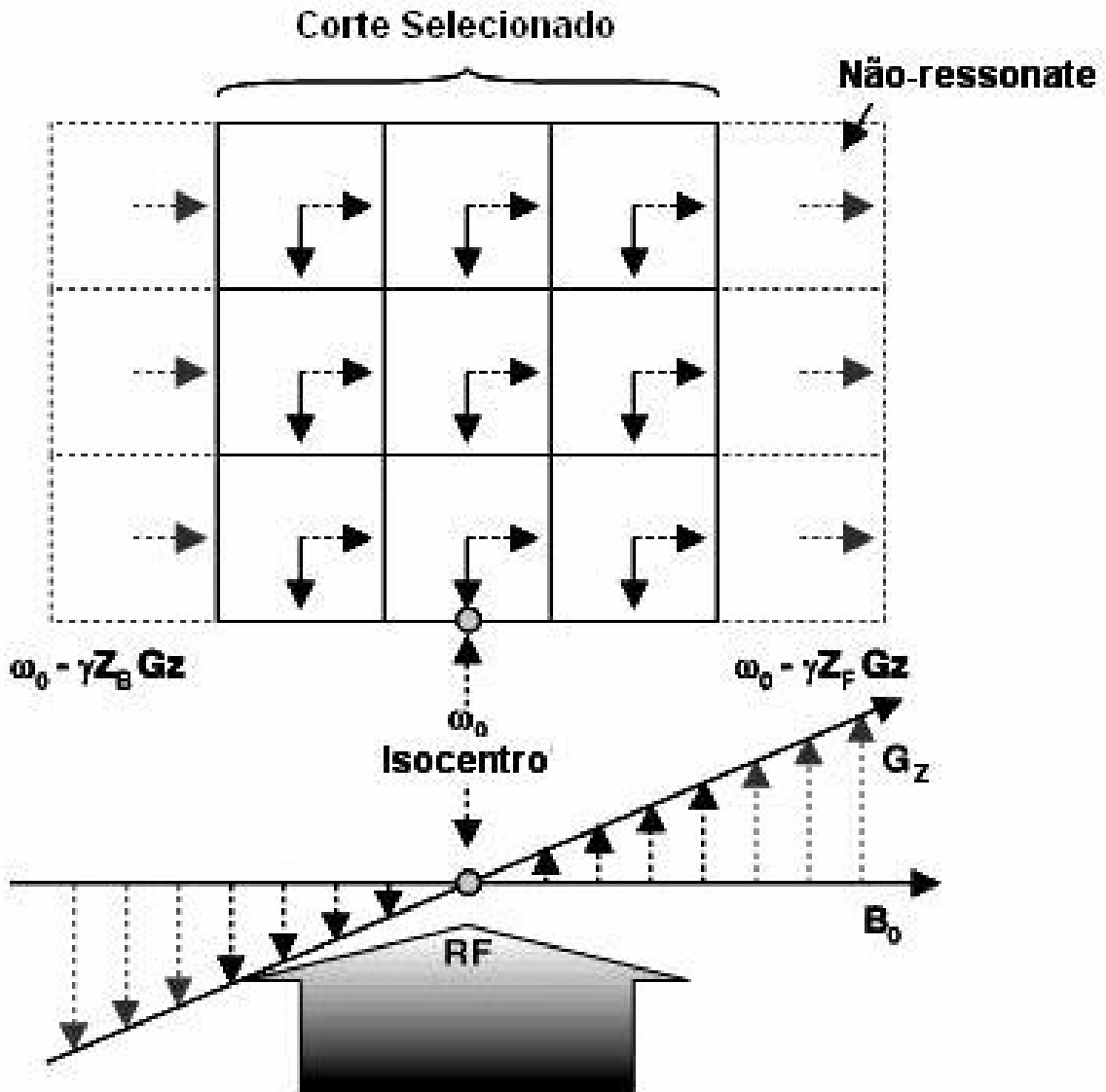


Figura 5.10 – Espessura do corte e alteração do campo magnético (modificado – GE, 2005).

Este diagrama, figura 5.10, representa a vista sagital de um corte em axial. As setas à direita do isocentro representam gradualmente os *spins* mais rápidos (os que vão para direção oposta ao isocentro); e os que se encontram à esquerda mostram os *spins* mais lentos ao longo do gradiente  $z$ . Pela manipulação da velocidade de precessão durante o corte, nós automaticamente manipulamos a espessura do corte.

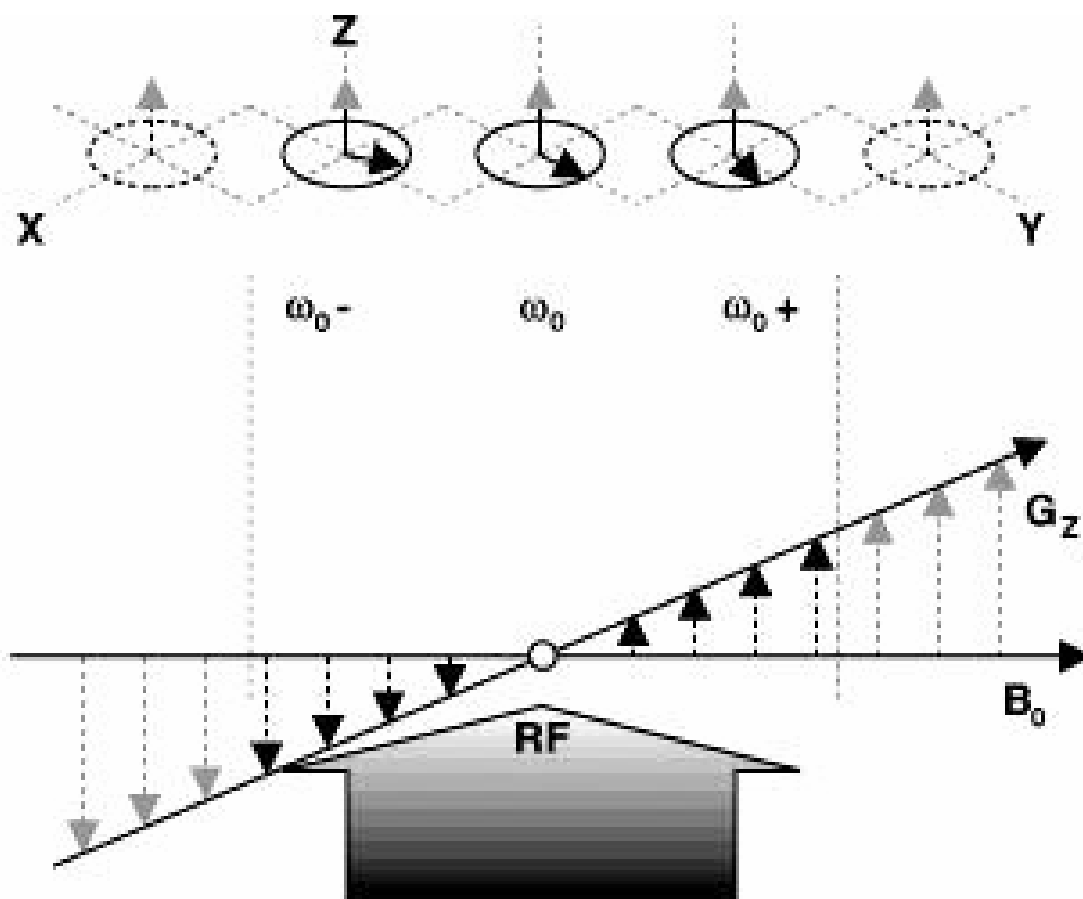


Figura 5.11 – Seleção de cortes (modificado – GE, 2005).

Os mesmos *spins* descritos no corte axial, figura 5.11, parecem diferentes no plano transversal. Embora todos os núcleos do corte estejam rotacionados pelo mesmo pulso de  $90^\circ$  de RF, eles não estão em fase. Eles não se encontram em fase por estarem à diferentes velocidades de precessão ao longo do gradiente. O vetor médio de magnetização no corte é  $\omega_0$ . O vetor no lado negativo está atrás ( $\omega_0^-$ ) e o do lado positivo está na frente ( $\omega_0^+$ ). Este processo é chamado de defasagem (saída de fase). A dispersão dos vetores de magnetização antes e depois do vetor de frequência do isocentro diminui o sinal medido. A soma dos vetores que se encontram dispersados é menor que a soma de todos os vetores quando estes se encontram em fase, isto é, se todos os vetores estiverem na mesma frequência de precessão.

O quão ocorre a defasagem depende da largura de banda e do intervalo de tempo em que se deixa ligado o gradiente de seleção de corte. A seqüência de pulso inclui um gradiente para corrigir essa dispersão de fase.

O pulso de gradiente de sincronização que corrige a dispersão tem somente metade do comprimento que o pulso de seleção de cortes possui e possui ainda sentido contrário.

Acrescentando esse pulso de gradiente com polaridade contrária, a distribuição da frequência precessional no corte é invertida. Assim, os *spins* que anteriormente giravam à uma frequência mais rápida passam a girar mais devagar e os que estavam à uma velocidade mais lenta passam a ter uma frequência de precessão mais rápida. Essas mudanças se tornam necessárias para que todos os *spins* voltem a estar à mesma fase, eliminando então a perda de sinal devido à dispersão de fase.

O conceito importante a respeito do sincronismo dos *spins* é que esta é uma maneira para corrigir a perda do sinal devido à defasagem ocasionada pelo gradiente de seleção de cortes. Durante a seleção de corte os *spins* da parte dianteira à parte traseira tornam-se defasados como vimos, causando uma diminuição do sinal no corte. Aplicando um pulso de gradiente com polaridade oposta (o gradiente de sincronismo acrescenta ao campo magnético onde pelo gradiente de corte havia reduzido campo) acarreta aos *spins* entrar novamente em fase e a recuperação da perda de sinal.

Se selecionarmos múltiplos cortes, apenas um deles estará no isocentro, não existe nenhuma maneira de posicionar todos os cortes ao mesmo tempo no isocentro para realização do exame.

A maneira mais prática de selecionarmos para exame os cortes que não estão no isocentro é mudar a frequência central do pulso de RF para que esta corresponda à frequência central do corte que não se encontra posicionada no isocentro. Isso pode ser feito utilizando a equação de Larmor para determinar a frequência no centro do corte selecionado:

$$\omega_{offset} = \omega_0 + \gamma Z_{cortecentral} G_Z \quad (7.6)$$

Agora para cálculo dos cortes e para que o computador converta a seleção para o gradiente correto e para que sejam aplicados os parâmetros de RF corretos é necessária que seja feita marcação no paciente do local a ser realizado exame. Esse processo de marcação é chamado de *landmarking*.



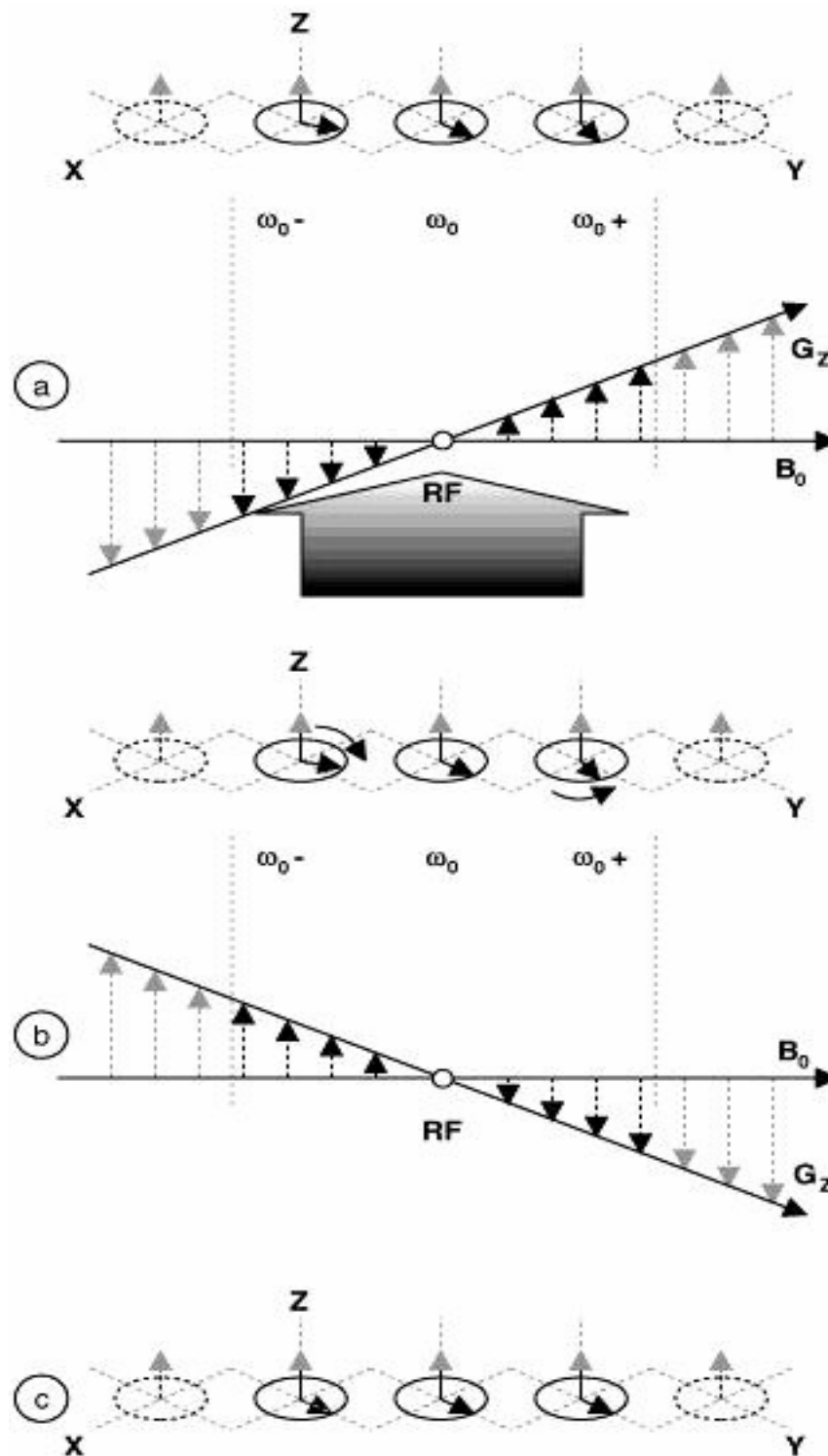


Figura 5.12 – Comportamento dos *spins* durante seleção de corte (modificado – GE, 2005).

Observa-se que os três *spins* na figura 5.12, possuem velocidades diferentes e somente o *spin* do meio está à frequência de Larmor. No meio, observamos que após a aplicação do gradiente de seleção de cortes é aplicado um gradiente em sentido oposto revertendo à condição fora de fase trazendo-os como na última imagem todos à mesma frequência.

### 5.4.1 – LANDMARKING

*Landmarking* é o lugar no qual o paciente é colocado dentro do magneto e que dá a posição relativa de parte de sua anatomia a ser escaneada. As luzes que indicam as posições de axial, sagital e coronal ajudam ao alinhamento específico, e após o posicionamento com as luzes é pressionado o botão de *landmark* para que a mesa corra para dentro do magneto. A posição ajustada com as luzes de alinhamento será intersectada pela exata posição do isocentro dentro do corpo do magneto. O *landmark* conecta o paciente às coordenado do magneto.

Um exame típico é baseado na anatomia do paciente. O programa de computador calcula as localizações no paciente relativo ao isocentro. Por exemplo, para um corte que não esteja no isocentro, o computador calcula a distância do isocentro até o corte desejado e desloca a frequência de RF relativa para  $\omega_0$ , como foi visto anteriormente. O computador usa a informação a respeito do isocentro para calcular a amplitude do gradiente e as frequências de RF apropriadas para cada corte prescrito. Com o paciente colocado propriamente dentro do magneto, alguns cortes localizadores possibilitam que imagens em todos os 3 planos sejam adquiridas. Cortes localizadores são usados para descrever a localização do corte exato nas imagens de RM. Figura 5.13.

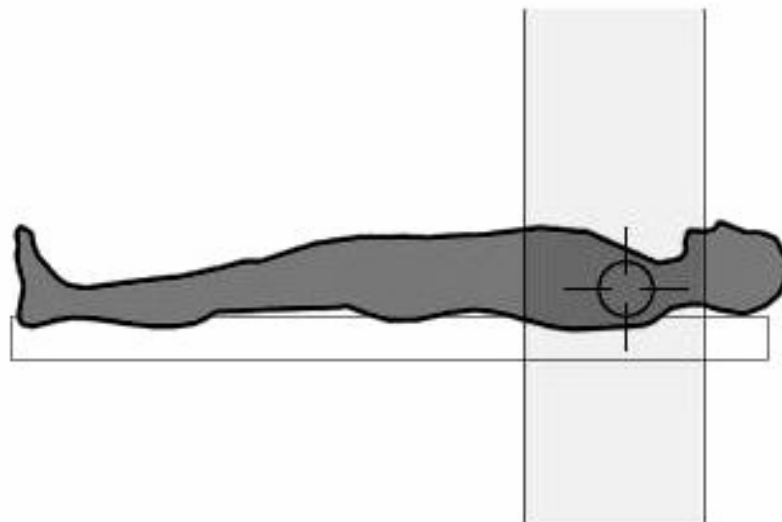


Figura 5.13 – *Landmarking* (modificado – GE, 2001).

## 6 – TRANSFORMADA DE FOURIER

No ultrassom, um sinal Doppler consiste na superposição de ondas de frequências diferentes, correspondentes, por exemplo, a diferentes velocidades do sangue. Já no sinal de ressonância nuclear magnética, um sinal de radiofrequência também consiste de diferentes frequências e fases, que podem ser analisados diretamente por um espectro de frequências, ou Transformada de Fourier. A transformada de Fourier é um processo matemático que converte um sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência. O sinal de RM se apresenta na forma de amplitude versus tempo enquanto que os dados transformados se encontram na forma de amplitude versus frequência. Quando lidamos com diagnóstico por imagem frequência é uma posição espacial de forma que a transformação do sinal de RM do tempo para frequência significa na verdade a transformação do tempo para localização espacial.

Digamos que temos um sinal  $g(t)$ , o qual sua forma de onda varie no tempo. Suponhamos também uma “caixa preta” que converte o sinal para o domínio da frequência. A conversão que ocorre dentro dessa “caixa preta” é o que chamamos de transformada de Fourier.

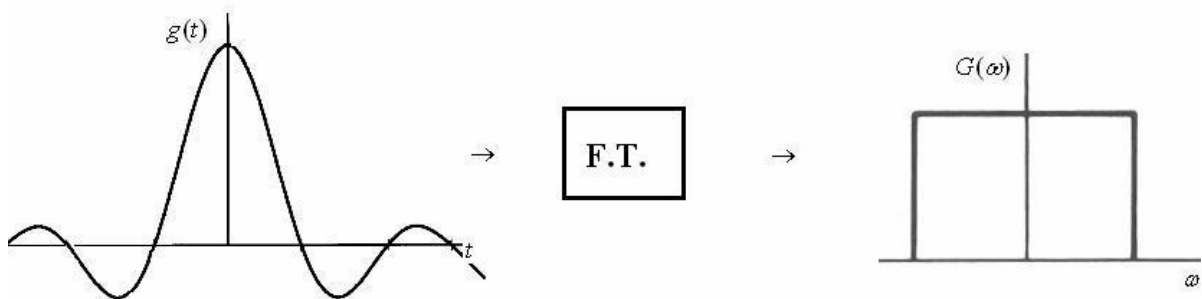


Figura 6.1 – Transformada de Fourier.

Entretanto, a transformada pode ser utilizada também na reconstrução bi-dimensional de imagens em geral, por sua facilidade e rapidez de cálculo, comparado com a resolução das equações de projeção algebricamente, que consistem na montagem de uma matriz e sua resolução. Figura 6.1.

Um ponto importante da transformada é o critério de Nyquist, que especifica que um sinal precisa ser amostrado pelo menos duas vezes em cada ciclo de variação, isto é, a

freqüência de amostragem (freqüência de Nyquist) precisa ser no mínimo o dobro da maior freqüência presente no sinal. Se não for observado o critério, os sinais de mais alta freqüência serão erroneamente registrados como de baixa freqüência, fenômeno chamado de alias (como a impressão da roda girando no sentido inverso que vemos na televisão) [4].

A FT de  $g(t)$  é chamada de  $G(\omega)$ , por ser um processo matemático mostraremos a seguir sua representação para tempo e freqüência.

$$G(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(t)e^{-i\omega t} dt$$

, onde  $\omega = 2\pi f$  (8.1)

$$G(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(t)e^{-i2\pi ft} dt$$

E a transformada inversa que recupera a função original é definida por:

$$G^{-1}[G(\omega)] \equiv g(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} G(\omega)e^{i\omega t} d\omega$$
 (8.2)

## 7 – MAGNETO

### 7.1 – CARACTERÍSTICAS DO MAGNETO

#### 7.1.1 – *Shielding*

Existem vários tipos de proteção para os sistemas magnéticos. Embora as aplicações de proteção magnética, passiva, e térmica sejam similares, as mesmas são usadas para finalidades diferentes. Figura 7.1.

BLINDAGEM DE RF



BLINDAGEM MAGNETICA



Figura 7.1 – Blindagem Magnética e Blindagem de RF.

#### 7.1.2 – *Magnetic Shielding* (blindagem magnética)

O equipamento de Ressonância Magnética é um aparelho que faz imagens da anatomia humana através de um forte campo magnético e ondas de rádio de alta frequência, sem a necessidade de nenhum tipo de cirurgia (método não-invasivo). Para proteger o funcionamento do equipamento MRI e proteger o ambiente externo, uma blindagem de radio frequência deve ser construída ao redor da sala. O objetivo de uma blindagem Magnética é para:

1. Proteger o ambiente em volta dos efeitos do campo magnético gerado pelo Magneto. O campo magnético pode distorcer monitores de imagens,

intensificadores de imagens e principalmente causar mau funcionamento em marca passos e bioestimuladores.

2. Proteger a homogeneidade do campo magnético do ambiente externo. O movimento de massa metálica próximo ao campo, pode causar flutuação do mesmo e distorcer as imagens médicas que estão sendo adquiridas.

A área de atuação do campo magnético depende do campo do equipamento de Ressonância, tamanho do magneto e seu posicionamento dentro da sala.

O *magnetic shielding* afeta o campo magnético produzido pelo próprio magneto tanto ativa quanto passivamente [8]. Este pode vir como parte da construção do magneto, anexado ao final do magneto ou ser construído dentro da sala onde será instalado o mesmo. O principal objetivo desta proteção é localizar o campo radiado do magneto e contê-lo a uma área menor possível. Isso permite ao magneto ser instalado em vários locais diferentes minimizando assim o impacto que o campo magnético sofre em algumas estruturas, e em alguns casos, isolar o magneto de efeitos magnéticos de objetos que possam se mover nas proximidades do próprio magneto.

Existem 3 tipos de *magnetic shielding* [8]:

1. *Self-shielded*

Nesta aplicação, a tubulação de vácuo do magneto é feita de aço. Esta tubulação é espessa o suficiente para conter a linha de 5 Gauss do magneto dentro da distância permitida. O objetivo é possuir essa linha de 5 Gauss dentro da sala de magneto. Esse tipo de blindagem foi limitado apenas às gerações mais antigas, magnetos da ordem de 0.5Telas.

2. *Passive shield*

Neste tipo de blindagem diversas medidas são feitas para que a linha de 5 Gauss esteja dentro da especificação de distância a partir do magneto. Tanto pode ser acrescentado aço ao magneto quanto à sala pode ser revestida no mesmo material.

Uma das versões da blindagem passiva foi parafusá-la junto ao magneto. Algumas versões de magneto vinham além do magneto com um adicional de 30 toneladas de aço para blindagem. O aço também pode vir não tão óbvio como descrito acima, mas pode estar escondido embaixo do piso da sala, dentro das paredes ou nos telhados. Nestes casos, o aço se torna parte da sala do magneto. Extremo cuidado deve ser tomado para determinar a posição do metal magnético para que este minimize o impacto na homogeneização do campo do magneto ou pode-se até chegar ao ponto de “quenchar” o magneto devido as grandes forças de atração entre eles. A blindagem magnética é desenhada especificamente para cada sala

### 3. *Active shield*

Neste caso, enrolamentos de campo magnético adicionais são colocados para oferecer um campo magnético oposto ao campo do enrolamento principal. Esta é uma maneira efetiva de conter as “franjas” de campo magnético que surgem na sala, entretanto não é uma maneira efetiva de blindagem quando se leva em consideração a influência externa, como por exemplo, carros – metais em movimento, dentro do próprio magneto. Por esta razão, algumas blindagens passivas são mais utilizadas e mais caras pela quantidade de material aplicado. Os magnetos usando blindagem ativa tornam-se menores e mais baratos. Isso aumenta o número de compras de magnetos que atendam a essas especificações , aumentando conseqüentemente a quantidade de vendas deste tipo de blindagem quanto comparada ao mais usual que seria a blindagem passiva.

#### **7.1.3 – RF Shielding (blindagem de RF)**

Esse tipo de blindagem nada tem a ver com o magneto. Essa blindagem tem a exclusiva função de isolar as bobinas de transmissão e recepção (antenas) do sistema de fontes de ruídos de RF externos.

A blindagem de RF consiste de painéis modulares cobertos com um material altamente condutivo, que na maioria dos casos é o Alumínio. Estes painéis são parafusados entre si, por dentro da sala, perfazendo uma completa e continua blindagem auto-sustentável. No interior da blindagem são instaladas colunas verticais de madeira para que nelas sejam instaladas o acabamento interno da sala sem perigo de danificar a blindagem. Geralmente

para os equipamentos de RM, o valor de atenuação requerido é de 100 dB. Isto corresponde à redução de 100.000:1, do sinal de radiofrequência (RF).

Para os equipamentos de RM é muito importante que a blindagem seja eletricamente isolada da estrutura predial existente. Normalmente uma isolação de no mínimo 1000 ohms, é o valor exigido pelos fabricantes de RM.

Devido à ressonância usar pulsos de RF para excitar o núcleo de hidrogênio dentro do corpo humano. Estes núcleos emitem sinais muito fracos de RF ao se aliarem com o campo magnético. Estes fracos sinais de radiofrequência são decodificados pelo computador da ressonância, que com isto gera uma imagem anatômica do corpo.

O objetivo de uma blindagem de RF é para:

- a. Conter os pulsos de radiofrequência gerados pelo equipamento RM. Se estes pulsos gerados pelo equipamento saíssem da sala de exames, eles poderiam danificar outras transmissões de radiofrequência nas proximidades (ex: TV, emissoras de radio, celulares, etc.). Além de interferir no funcionamento de outros aparelhos médicos que são suscetíveis a RF (Ultra-som, Tomógrafo, etc.... ).
- b. Manter os ruídos de radiofrequência do ambiente (TV, emissoras de Radio, celulares, etc..) fora da sala de exames. Uma vez que a Ressonância detecta sinais muito fracos de radiofrequência do corpo, as imagens seriam corrompidas com qualquer outro sinal de radiofrequência presente no ambiente.

A frequência dos sinais produzidos e detectados pela ressonância é proporcional à força do campo magnético e variam de fabricante para fabricante.

Uma blindagem de RF para equipamento de RM é normalmente realizada cobrindo toda a sala de exames com um material eletricamente condutivo. Este material capta a energia/sinal de RF e o conduz ao “terra”. Para a maioria de equipamentos de ressonância o valor de 100 decibéis (dB) de efetividade de blindagem é requerido. Isto corresponde à redução de 100.000 para 1 do sinal de RF.



#### 7.1.4 – Interfaces Em Uma Blindagem de RF

Como existe a necessidade de comunicação entre a sala do magneto e as salas adjacentes, tanto em nível de eletrônica (interligação entre os módulos computadorizados), quanto de fluxo de pessoas (pacientes e operadores) e de climatização (ar-condicionado) se faz necessário que as blindagens de RF sejam perfuradas. Estas penetrações dentro de uma blindagem são desenhadas para permitirem a função desejada e garantir que os sinais de RF não penetrem através destes pontos. Sendo que geralmente estas interfaces são:

- Entradas elétricas:

Todas as entradas elétricas devem passar por filtros de radiofrequência. Senão, elas agirão como antenas e levarão ondas de radiofrequência para dentro da blindagem, comprometendo o funcionamento da Ressonância.

- Energia elétrica para iluminação da sala

-Energia elétrica para pontos de tomadas elétricas na sala.

- Cabos que interligam o magneto a sala de equipamentos e console.

- Botão Soco de Parada de Emergência.

- Entrada e saída de ar condicionado, gases médicos e gás hélio:

-Ar condicionado, tanto frio como quente.

-Sistema de exaustão de gás hélio (*quench* e exaustão forçada de hélio).

-Gases Medicinais (oxigênio, vácuo e ar-comprimido).

Os gases e fluidos devem passar por guias de ondas especialmente desenhadas para cada caso. As guias de ondas permitem a passagem das substâncias, mas não permitem a passagem da radiofrequência. Todas as guias de onda necessitam de isoladores elétricos

perto do ponto aonde elas fazem contato com a blindagem. Estes isoladores ajudam a prevenir que estes encanamentos “aterrem” a blindagem e carreguem com eles ondas de radiofrequência para dentro da sala.

### **7.1.5 – Thermal Shielding (blindagem térmica)**

Esta é a parte mais crítica do magneto. Todos os magnetos supercondutores possuem um dispositivo cheio de hélio líquido no qual as bobinas do magneto estão imersas. Este hélio líquido deve ser isolado de forma a evitar que seja transformado em gás e dispersado no ar. A construção do magneto é muito semelhante à construção de uma garrafa a vácuo usada para conservar líquidos quentes. Tanto a parede do magneto blindada quanto o dispositivo que contém o hélio são isolados um do outro por meio do vácuo. Este sistema de blindagem é composto por várias partes:

#### *1. Thermal intercept shields*

Estes são cilindros de alumínio colocados em círculo ao redor do recipiente onde se encontra o hélio. O propósito é bloquear toda fonte de calor radiante que possa penetrar nas paredes do recipiente e conduzir esse calor para um ponto onde possa efetivamente ser removido do magneto.

#### *2. Mylar sheeting*

É envolvido em torno dos protetores e de outras superfícies térmicas condutoras dentro do magneto. Melhora a habilidade destas superfícies de obstruir fontes de calor radiante. É similar ao revestimento metálico visto dentro dos frascos térmicos internos.

#### *3. Vacuum space*

Entre todas as superfícies existe um espaço grande do vácuo. O espaço do vácuo adiciona uma camada de isolamento entre estas superfícies que impedem que o calor seja radiado de uma superfície a outra.

#### *4. Flows*

Estas são áreas onde o gás hélio do recipiente é permitido fluir através de canais que são anexadas às superfícies de penetração. Para que seja controlado o fluxo de hélio, existe uma válvula no exterior do magneto, onde o controle de fluxo de hélio pode ser feito manualmente. Controlando a taxa de fluxo é controlada também a quantidade de calor removida do magneto.

### 5. *Coldhead system*

Este é usado remover o calor da blindagem. Com a introdução dos sistemas de recondensation, os magnetos necessitam instalar calefatos para manter uma pressão positiva. Estes projetos novos de coldhead são muito eficazes em remover o calor [1].

A vantagem destes sistemas é que o gás é recondensado em hélio líquido e retorna ao criostato. Em uma situação ideal, o magneto nunca precisaria ser reabastecido de hélio.

## 7.2 – REMOÇÃO DO CALOR

Existem duas maneiras para remover o calor do magneto. Uma maneira é pela *thermal shielding* ou pelo *zero boil-off*.

- *Thermal shielding* usa um grande criostato preenchido por hélio líquido. O criostato envolve o magneto agindo como uma garrafa térmica para manter a temperatura em torno de 4.2K.
- *Zero boil-off* passa por dois estágios para remover calor do magneto: No primeiro, o primeiro estágio do coldhead esfria o protetor térmico. E o segundo estágio do coldhead contém um recondensador para mudar o hélio de gás para líquido.

## 7.3 – PENETRAÇÃO

Todos os magnetos supercondutores precisam que em algum momento sejam acessados do exterior do magneto para o interior com o propósito de medições do nível de hélio e inserção ou remoção de corrente das bobinas principais. Essas penetrações variam de local

e função. Desde que as mesmas sejam metálicas, essas conduzem calor para dentro do magneto. Entretanto, penetrações são mantidas pequenas o possível e tipicamente serão utilizadas algumas formas de gás hélio para reduzir o calor durante o processo no magneto.

#### **7.4 – SUBIDA DE CAMPO (RAMPING)**

Existem algumas medidas que devem ser levadas em consideração antes do *ramping*.

1) Deve-se preparar a sala e o magneto de acordo com os seguintes passos:

- Ter certeza de que o ventilador exaustor da sala do magneto esteja ligado. Isso se faz necessário para que se possam retirar os odores e gás hélio invisível que possa ser gerado durante o processo de subida de campo e para prevenir a perda do oxigênio na sala do magneto.
- Avisar ao administrativo da clínica que todos os procedimentos de segurança foram tomados.
- Colocar avisos fora da zona de 5 Gauss, assim como em áreas acima da zona e na sala de magneto. Isto é feito para avisar aos portadores de marca-passos, neuroestimuladores e outros aparelhos bio-simuladores e prevenir que adentrem a área portando qualquer um dos aparelhos citados anteriormente.
- Remover todos os materiais ferromagnéticos que se encontram soltos dentro da sala do magneto
- Empurrar o mais longe possível do magneto as fontes de alimentação que serão usadas durante o procedimento. Objetos metálicos podem se tornar perigosos na presença do campo magnético.
- Ter certeza de que o magneto está abastecido com pelo menos 90% de hélio líquido, para prevenir que o hélio caia o suficiente para que a máquina possa dar *quench* durante o procedimento.

## 2) Preparar os cabos e extensões de ligação.

Os cabos de *ramp* e suas extensões fazem a conexão da fonte de alimentação ao magneto. Essas extensões podem ser diferentes quando usamos blindagem ativa ou passiva. Para que se previna de altas resistências e minimizar voltagem, devem-se limpar as conexões com algum abrasivo ou com uma esponja de limpeza. O mais importante nessa hora é garantir que tudo está limpo e apertado para que se evite alta resistência entre os contatos.

## 3) Existem dois tipos de *ramping* [8]

- *Forward Ramping* (vermelho para vermelho)

Este significa que o magneto terá a subida de campo com polaridade normal. A extensão positiva do cabo de *ramp* é conectada ao terminal vermelho (positivo) e o lado negativo da extensão será conectado ao terminal preto (negativo) da fonte de alimentação

- *Reverse Ramping* (vermelho para preto)

Este processo significa que a subida de campo terá polaridade invertida. Assim, a extensão positiva do cabo é conectada ao terminal preto da fonte de alimentação e a extensão negativa é conectada ao terminal vermelho.

Geralmente para subida de campo do magneto utiliza-se o *forward ramping* a menos que estes estejam muito próximos de outros magnetos. A razão da mudança de polaridade é minimizar a interferência com outros sistemas.

## 4) Em seguida são realizados testes da fonte de alimentação

- Calibração para medição de zero de corrente
- Calibração de *heater* e calibração de tensão
- Teste de ruído para potenciômetro de tensão
- Calibração de corrente e teste de ruído para potenciômetro de corrente

- *Check* de tensão de *ripple*
- Calibração de *set point*

Baseado no processo de *ramp* existem dois tipos de controle: controle por corrente e controle por voltagem. A depender do magneto escolhe-se o tipo de *ramp*. Com *ramping* feito por controle de corrente, a tensão de alimentação é setada para o máximo. A taxa com a qual é feita a subida do campo magnético é controlada usando os controles de corrente na própria fonte de alimentação. Normalmente ultrapassamos o valor do campo magnético desejado e então permitimos que o próprio campo baixe o valor para a quantidade desejada enquanto é feito o ajuste de corrente. Figura 7.2

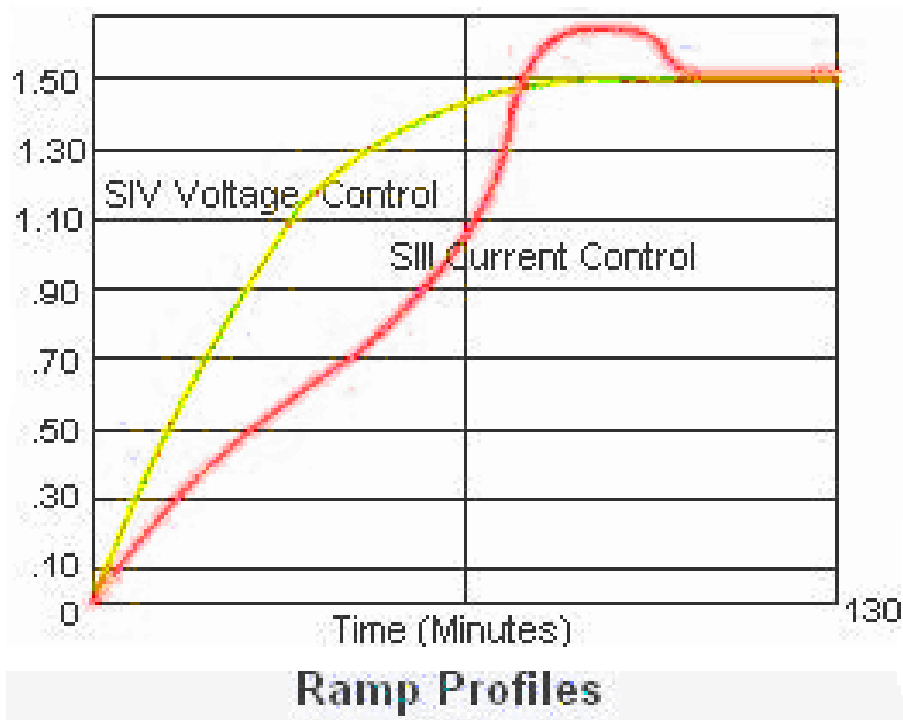


Figura 7.2 – Curva de *ramp* em Profiles (modificado – GE, 2005).

No caso de magnetos com blindagens ativas, a força produzida pelos enrolamentos secundários que estão opostos ao campo magnético principal causando uma força enorme dentro da estrutura do magneto. Neste caso, para reduzir essa força oposta durante o *ramp*, é feita a subida do campo por meio do controle de tensão. Assim, a corrente é setada para o nível máximo e todo o controle é feito por meio do potenciômetro de tensão. Quando se utiliza esse método não é necessário ultrapassar o valor do campo desejado. O magneto tem sua subida de campo realizada e parada no valor desejado.

Tabela 7.1 – Tipos de *Ramping*.

<b><i>Ramping</i> por controle de corrente</b>	<b><i>Ramping</i> por controle de tensão</b>
A corrente é controlada até um nível especificado	A corrente nunca é controlada
A tensão é setada para um nível específico	A tensão é setada para um valor específico

## 7.5 – HOMOGENEIZAÇÃO DO CAMPO (*SHIM*)

A homogeneidade do campo magnético principal se refere à uniformidade da intensidade do campo magnético principal em um determinado volume. Esta é usualmente especificada em partes por milhão da intensidade do campo magnético principal, em um dado diâmetro de volume esférico (dsv).

A homogeneidade é influenciada por vários fatores, incluindo inomogeneidades no campo  $B_0$  produzidas por imperfeições nas espiras das bobinas. Inomogeneidades podem contribuir para distorção geométrica das imagens, influenciando de forma negativa a uniformidade da imagem e comprometendo a razão sinal-ruído (SNR) em algumas seqüências rápidas.

Existem dois métodos de coleta de dados e verificação da homogeneidade do campo, que são o *LV shim* (processo automático) e a plotagem mecânica (processo manual). *LV shim* consiste em 4 procedimentos [9]:

- *Rough*: O objetivo deste procedimento é melhorar a homogeneidade até o ponto onde outras calibrações possam ser realizadas.
- *Main*: Calibração do sistema deve ser feita antes de começar o *LV shim*. Essas calibrações são: *ISOCENTER*, calibração de gradiente, *GRAFIDY*.
- *Gradient*: Esse procedimento usa os offsets nos gradientes e realiza o *scan* a uma faixa de 220Hz para limpar os 22 cm do dsv.
- *Passive*: Tem a mesma função do gradiente, mas é utilizado para compensar sistemas que não possuem bobinas de *shim*.

### 7.5.1 – Procedimento e Análise

- Sonda de campo magnético: O engenheiro de instalação mede a homogeneidade do campo magnético com dados de uma sonda de RF, na qual pequenas amostras de água são precisamente posicionadas em vários pontos dentro do magneto e dados são coletados.
- Picos espectrais: Posicionar um dispositivo de teste esférico e uniforme no isocentro do magneto. O simulador esférico deve possuir diâmetro similar ao valor de diâmetro do volume sensível (dsv) especificado pelo fabricante. Produzir um espectro da amostra. Ter certeza de que a resolução em frequência é muito menor que a largura do pico esperado. Medir a largura máxima a meia altura (FWHM) do pico espectral. Converter a FWHM de hertz (Hz) para partes por milhão (ppm) da intensidade do campo magnético  $B_0$ , usando a equação de Larmor modificada, para que o resultado apareça com a unidade ppm, como mostrado abaixo:

$$FWHM(ppm) = \frac{FWHM(Hz)}{\gamma B_0} \quad (8.1)$$

onde FWHM define a inhomogeneidade sobre o volume do simulador utilizado [9].

- Mapa de diferença de fase: Este teste oferece uma medida precisa da homogeneidade do  $B_0$  usando um dispositivo de teste uniforme. Entretanto, o teste necessita de certas habilitações do sistema (isto é, mostrar imagens de fase) que geralmente não estão disponíveis em todas as unidades de RM para o operador.

Os efeitos de não-linearidade nos gradientes e inhomogeneidade podem ser separados através do mapeamento da intensidade do campo  $B_0$ . Se o sistema de ressonância pode realizar subtração e mostrar imagens de fase, uma medida *pixel a pixel* das inhomogeneidades pode ser obtida.

O procedimento inclui posicionar o simulador no centro da bobina de corpo. O simulador deve incluir, no mínimo, um diâmetro circular de 10 cm, ou 85% da área especificada na proposta de venda, qualquer que seja o maior. Empregar uma seqüência de pulso com



gradiente arrasador. O uso de uma seqüência *spin* eco irá resultar em um novo acerto de fase das diferenças de fase devido à inhomogeneidades do campo magnético. Adquirir uma imagem usando um tempo de eco entre 30 e 40 ms (TE1) e mostrar esta imagem como um mapa de fase. Adquirir outra imagem usando um TE de alguns milissegundos maior (TE2). Subtrair a segunda imagem da primeira e obter uma imagem na qual cada intensidade de *pixel* represente a diferença de fase entre duas aquisições, uma vez que o tempo T2 da solução foi sempre o mesmo.

A diferença  $\Delta B_0$  entre o campo magnético  $B_0$  em um dado *voxel* e o valor de referência no centro do campo de visão (CDV) é [7]:

$$\Delta B_0 = \delta\phi\gamma(TE1 - TE2) \quad (8.2)$$

Onde,  $\Delta B_0$  é dado em mT;  $\delta\phi$  é a diferença de fase expressa em radianos;  $\gamma$  é a razão giromagnética para o hidrogênio; TE é expresso em milissegundos. Este procedimento pode ser repetido para que sejam obtidos dados nos três principais planos (axial, sagital e coronal).

Determinar a maior diferença em qualquer plano entre os valores de  $\Delta B_0$  dentro de regiões de interesse (ROI) circulares que possuam o valor especificado de diâmetro (DSV). Este valor dividido pelo  $B_0$  do magneto irá fornecer a homogeneidade (em ppm) para o dado diâmetro do volume esférico.

### Critério de aceitação

Valores típicos estão em torno de 2 ppm para um dsv de 30 a 40 cm em magnetos supercondutores. Imagens de fase podem mostrar deformações nas regiões onde a fase excede  $\pm 180^\circ$  em relação ao valor de referência. Algoritmos anti-deformação podem ser empregados para eliminar este fator. Uma falta de homogeneidade de campo magnético pode estar relacionada a pequenos objetos ferromagnéticos atraídos para o interior do magneto, como grampos de papel e moedas. Mudanças na localização de grandes objetos ferromagnéticos no ambiente em torno da sala de exames também podem causar inhomogeneidades do campo magnético.

### 7.5.2 – Tipos de *Shimming*

- *Shimming* passivo:

É o procedimento onde um material de alta permeabilidade magnética é inserido dentro ou próximo do corpo do magneto para alterar o padrão do fluxo magnético dentro do magneto. Existem três tipos de *shimming* passivo: *Site passive*, *Factory passive* e *Field passive* [11].

O *site passive shimming* é utilizado para compensar lugares ou salas que estão em condições anormais de funcionamento, onde podem apresentar, por exemplo, colunas ou piso com aço. Nesse caso as barras de *shim* são colocadas próximas ao magneto, mas pelo lado externo ao centro. Já o *factory passive shimming* vêm grudados dentro do corpo na parte interna do magneto. E no caso do *field passive shimming*, para que se tenha a homogeneidade durante o processo de *shimming*, faixas do material de alta permeabilidade são aplicados dentro de um recipiente dentro do magneto.

- *Shimming* supercondutivo:

Cada *shim* usado durante o *shimming* ativo é feito para primeiramente afetar uma ou duas harmônicas específicas. Quando a corrente elétrica é aplicada à bobina de *shim*, o campo magnético produzido pelas bobinas é acrescentado ou subtraído do campo magnético principal, retirando as harmônicas que foram afetadas pela bobina.

Alguns tipos de bobinas de *shimming* são descritas a seguir: *axial even coils* (essas bobinas aumentam o campo magnético em qualquer lugar do volume mapeado na proporção direta à excitação da corrente), *axial odd coils* (estas bobinas aumentam o campo magnético no final do magneto e diminuem o campo no final da mesa do magneto sendo diretamente proporcional à excitação de corrente e em função da distância do centro do magneto ao final da mesa do magneto), *transverse cosine coils* (essas bobinas afetam o campo em uma relação aproximada à função co-seno quando medida no sentido horário partindo do topo do magneto em torno do eixo z.).

Tomando como exemplo algumas bobinas: C11+, C11, C22 - e C33, vemos que o primeiro dígito da bobina se refere à harmônica de maior ordem que pode ser efetivamente corrigida

com a bobina. O segundo dígito especifica a periodicidade da função co-seno em um arco de 360°. O sinal +/- serve para indicar a localização da bobina ao longo do eixo z. Se estará no lado positivo ou no lado negativo do próprio eixo e *transverse sine coils* (essas por sua vez alteram o campo em uma função aproximada à função seno quando medidas no sentido anti-horário partindo também do topo do magneto em torno do eixo z. Algumas dessas bobinas são S11+, S11-, S22- e S33. O primeiro dígito indica a ordem da maior harmônica e o segundo debito assim como a bobina de co-seno indica a periodicidade da função seno em torno do arco de 360°. O sinal consequentemente indica a posição no eixo z de cada bobina) [9].

- Shimming resistivo e de gradiente:

Tabela 7.2 – Diferenças entre *Shim* resistivo e de gradiente.

<b><i>Gradient Shim</i></b>	<b><i>Resistive Shim</i></b>
Usa as três bobinas de gradiente do sistema para corrigir as harmônicas de baixa ordem que apareçam próximo ao isocentro.	Neste método usa-se uma bobina de <i>shim</i> que fica localizada entre o corpo do magneto e a bobina de corpo.
Este método é inicializado durante a última fase da calibração do <i>shim</i> ou quando é necessária que seja refeita essa calibração na máquina	Em algumas aplicações, esse tipo de <i>shimming</i> é usado primeiramente desde que os magnetos venham com as bobinas de <i>shim</i> supercondutoras. Em outros casos, é apenas utilizado para complementar uma calibração de <i>shim</i> em espectroscopia, por exemplo.

### 7.5.3 – *Shim* de Alta Ordem

O recurso *High Order Shim* (*Shim* de Alta Ordem) permite preencher a região de interesse (ROI), aproveitando as bobinas de gradiente e as bobinas de *shim* resistivo de alta ordem. É um mecanismo utilizado para otimizar a homogeneidade do campo magnético de paciente a paciente quando for desejada uma uniformidade  $B_0$  significativamente melhor do que 1 ppm. Ele também pode ser utilizado como uma parte-padrão de cada série. Este recurso foi projetado para melhorar a homogeneidade do campo local, sendo utilizado nas aplicações de supressão de gordura, espectroscopia, varredura em espiral e imagem funcional. O processo do *Shim* de Alta Ordem é executado como uma outra série no exame, antes das séries clínicas principais.

## **8 – PARÂMENTROS PARA SEQUÊNCIA DE PULSO DURANTE SCAN**

Os PSDs foram divididos nas seguintes categorias [10]:

- PSDs Gerais, como por exemplo:
  - Localizador, SE, IR, FSE, FSE-XL, SSFSE-XL e SSFSE-IR, FSE-IR, 2D FRFSE-XL, 3D FRFSEXL, GRE/SPGR, Fast GRE/SPGR, Mama Bilateral, SE-EPI e GRE-EPI
  
- PSDs Vasculares
  - 2D GRE/SPGR TOF, 3D GRE/SPGR TOF, Fast GRE/SPGR TOF, Contraste de Fase, Contraste de Fase Rápido.
  
- PSDs Neurológicos
  - T1 FLAIR, T2 FLAIR, DWI, Tensor de Difusão, Onde Cerebral, 3D FIESTA, FLAIR-EPI.
  
- PSDs cardíacos
  - Fast GRE ET, 2D FIESTA, FastCard, FastCine, Spiral, Spiral RT, IR Duplo e Triplo, MDE.
  
- PSDs de Espectroscopia
  - PROBE P e S, CSI 2D e 3D, PROSE.

### **8.1 – PSD GERAIS**

#### **8.1.1 – Localizador**

O PSD Localizador produz imagens a partir de três planos que podem ser utilizados no Rx Gráfico para definir cortes e bandas SAT enquanto se visualiza suas localidades exatas nos três planos. O localizador, figura 8.1, utiliza uma seqüência de pulso *Fast GRE* (GRE Rápido) que de modo geral é rápida o suficiente para fazer a aquisição durante uma única retenção de respiração [10].

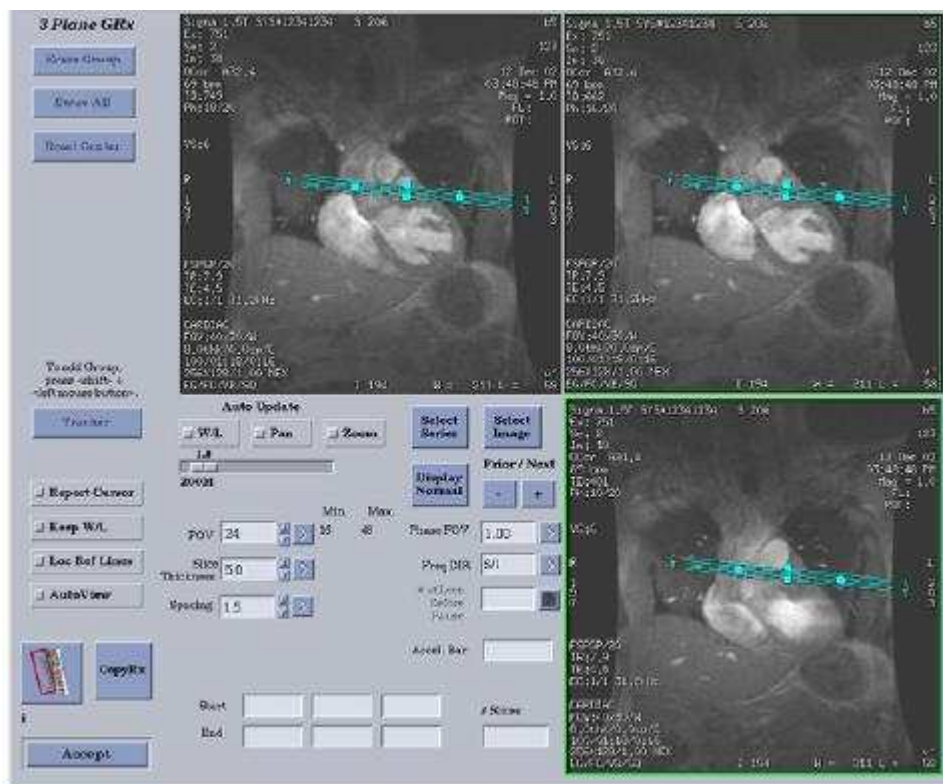


Figura 8.1 – Localizador para seleção de cortes (modificado – GE, 2008).

### 8.1.2 – Eco de rotação (SE)

Como já vimos em outras seções, o spin eco é uma seqüência 2D que consiste de um pulso de excitação de  $90^\circ$  seguido de no mínimo um pulso de ajuste de foco de 180 graus. O pulso de  $90^\circ$  cria uma magnetização no plano transversal, enquanto o pulso de 180 graus reajusta a fase de magnetização para produzir sinais de eco de rotação.

#### Efeitos de mudar o TR e o TE nas imagens PD/T2:

- À medida que o TR  $\uparrow$ , o SNR, tempo de varredura e No. de cortes  $\uparrow$ .
- À medida que o TE  $\uparrow$ , o SNR e o No. de cortes  $\downarrow$ , e o tempo da varredura permanece constante.

#### O efeito de mudar o TR e o TE nas imagens T1:

- À medida que o TR  $\uparrow$ , o SNR, Tempo de Varredura e o No. de cortes  $\uparrow$
- À medida que o TE  $\uparrow$ , o SNR e o No. de cortes  $\downarrow$ , e o tempo de varredura permanece constante.

### Os efeitos de alterar o ângulo de reversão no contraste T1:

- À medida que o ângulo de reversão  $\uparrow$  com um TR > 600, o contraste de T1  $\uparrow$ .

#### 8.1.3 – Eco de rotação rápida (FSE)

O Eco de Rotação Rápida (*FSE-Fast Spin Echo*) é uma seqüência de pulso 2D que consiste de um pulso de excitação inicial de 90°, seguido por pulsos refocalizados múltiplos de 180°, em um período TR. Uma seqüência de pulso FSE permite que vários pulsos de ajuste de foco de 180° que preenchem múltiplos linhas de espaços k em um período de TR. FSE é utilizado com maior freqüência para adquirir PD e contraste de imagens ponderadas de T2 na maioria das áreas anatômicas. Utilizamos FSE na aquisição de imagem da coluna para ampliar os efeitos mielográficos.

#### 8.1.4 – SSFSE e SSFSE - IR

*Single Shot Fast Spin Echo* (SSFSE, ou Eco de Rotação Rápida de Acionamento Único) e *Single Shot Fast Spin Echo-IR* (SSFSE-IR, ou Eco de Rotação Rápida de acionamento Único-IR) utilizam um desenho de pulso RF que permite espaços de eco (ESP) significativamente mais curtos. O TE mínimo não se iguala mais com o ESP. O tempo de varredura para uma aquisição SSFSE – (Taxa de Aquisição + Atraso SAR) x (No. de cortes). A Taxa de Aquisição é multiplicado pelo espaçamento do eco. Este é utilizado para reduzir artefato de movimento e tempo de aquisição da imagem. Também pode ser usado para aquisições em imagens abdominais com retenção de respiração e para aquisições de imagens cardíacas. Figura 8.2.

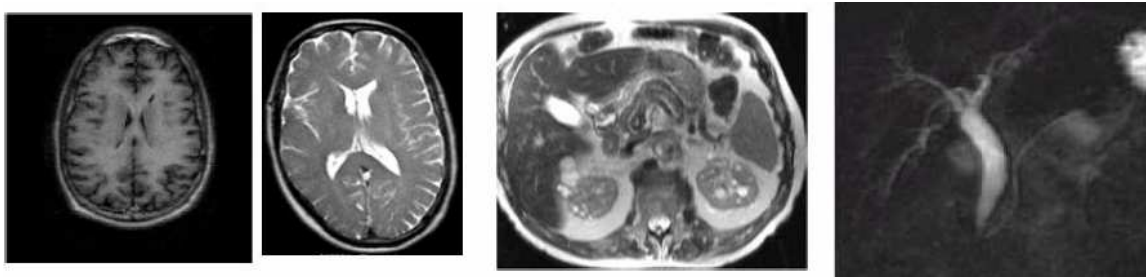


Figura 8.2 – Imagens utilizando protocolo SSFSE e SSFSE-IR. T1 = esquerda, T2 = direita, meio = abdômen, direita = baço (modificado – GE, 2008).

### **8.1.5 – GRE/SPGR**

Eco de Gradiente (GRE) é uma seqüência de pulsos que inverte a polaridade do gradiente para alterar a fase dos prótons e formar ecos. TRs curtos e ângulos de inversão de  $< 90^\circ$  excitam apenas uma parte da magnetização longitudinal. Eco de Gradiente Decomposto (SPGR) é uma seqüência GRE que usa a mudança contínua da fase do pulso de excitação RF para decompor a magnetização transversal residual. O pulso de decomposição RF, TE mínimo, TR curto ( $40^\circ$ - $60^\circ$ ) e o ângulo de reversão ( $30^\circ$ - $50^\circ$ ) moderado resultam em um contraste de imagem ponderado de T1. A redução no sinal de GRE exige uma bobina de superfície ou de extremidade [10].

## **8.2 – PSD VASCULARES**

### **8.2.1 – 2D TOF GRE/SPGR**

A obtenção de imagens do tempo de vôo (TOF) é baseada na varredura convencional do eco de gradiente com compensação de fluxo. As imagens de angiogramas, por exemplo, em RMI são criadas pela excitação repetida de um volume predefinido de anatomia até que o tecido estacionário esteja parcialmente saturado e o sinal do tecido seja suprimido. O sangue fluindo para dentro do volume pré-determinado de anatomia não está saturado, porém completamente magnetizado pelo campo magnético principal e produz um sinal mais forte. Na imagem resultante, o sangue aparece brilhante e o tecido estacionário é suprimido. Esse processo é chamado de aumento relacionado com fluxo.

Desta forma ele é usado para avaliar suspeitas de doenças da artéria basilar; imagens pélvicas; mapear veias corticais e também avaliar suspeita de trombose venosa.

TOF-SPGR usa a decomposição de RF para minimizar a magnetização residual transversal para otimizar a ponderação de T1. TOF-GRE usa uma técnica de eco de gradiente não RF decomposto e efeito de T2\* aumentado para ser notado [10].

### **8.2.2 – 3D TOF GRE/SPGR**

As vantagens de 3D TOF incluem, figura 8.3:

- SNR melhorado, contraste para ruído, e alta resolução espacial.
- Tempos de varredura relativamente curtos e sensibilidade para fluxo rápido e intermediário.
- TEs muito curtos, que reduzem o valor da defasagem do spin; e geração de imagens de magnitude, em colapso e de projeção.
- Menos superestimação da estenose do que com 2D TOF, por causa da baixa defasagem.
- O uso de aquisições MultiSlab (Blocos Múltiplos) para diminuir os efeitos da saturação do movimento lento e do sangue no plano.
- Seleções flexíveis da matriz de frequência; FOV de Fase Flexível.
- TRs mais curtos especialmente com MT; compensação de fluxo melhorado e compatibilidade dos cortes ZIP e ZIP 512.



Figura 8.3 – Imagens utilizando protocolo 3D TOF (modificado – GE, 2008).



### 8.2.3 – 2D FAST TOF GRE/SPGR

O TOF Rápido utiliza o eco fracionário, RF fracionário e uma largura de banda mais larga para obter o TR e o TE mais curto do que o TOF-padrão. O RF Fracionário encurta a duração do pulso de excitação e o tempo de leitura, reduzindo, assim, o tempo total geral necessário para aplicar a seqüência. **TOF 2D Bloqueado** é uma seqüência de pulso GRE Rápido projetado para reduzir o artefato de fluxo pulsátil para exames de RM periféricos. Isto é adquirido sincronizando a aquisição de dados com o ritmo cardíaco e segmentando o espaço k dentro do ciclo cardíaco de uma maneira que irá otimizar o contraste da imagem (tornar o sangue mais claro). O TOF 2D Bloqueado introduz uma nova definição para o parâmetro de bloqueio Demora Depois do acionamento. Demora Depois do Acionamento é o parâmetro usado pelo sistema para determinar quando o centro do espaço k é adquirido, onde conforme a figura abaixo temos: 1= Fluxo de pico de demora de acionamento na área de interesse; 2 = Janela de acionamento; 3 = Linhas externas de espaço k; 4 = Linhas centrais de espaço k[10]. Figura 8.4

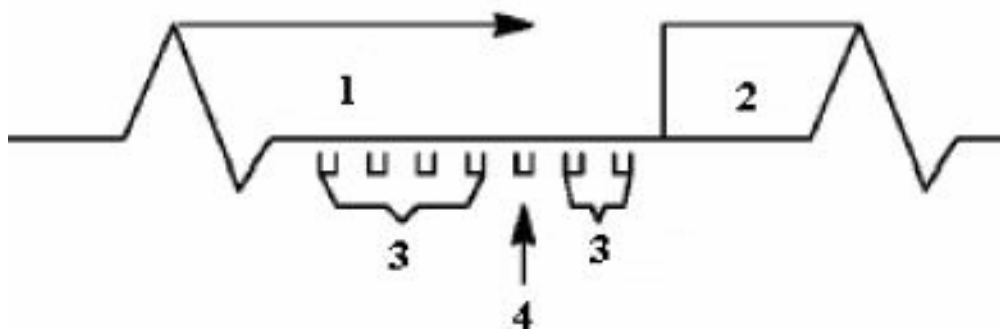


Figura 8.4 – Protocolo TOF 2D bloqueado.

### 8.2.4 – Contraste de Fase 2D

A obtenção de imagens de Contraste de Fase (PC – *Phase Contrast*) é a técnica opcional de obtenção de imagens 2D e 3D, que se baseia nos deslocamentos de fase induzidos pela velocidade para distinguir o sangue fluindo dos tecidos estacionários. O sistema aplica um pulso de excitação RF para o volume de interesse. Ele então aplica dois gradientes bipolares iguais, mas opostos ao longo dos gradientes de codificação de corte, de fase ou de frequência. Esta combinação causa mudanças de fase, que subtraem igualmente no

tecido estacionário. Os prótons que se movem ao longo da direção do gradiente selecionado experimentam mudanças de fase entre a aplicação dos dois gradientes. Estas mudanças de fase produzem as imagens de Contraste de Fase. O tamanho destas mudanças de fase varia de acordo com a extensão do percurso do fluxo de prótons entre os pulsos do gradiente bipolar. Um fluxo mais rápido exibe uma mudança maior de fase. *Velocity Encoding* (Codificação de Velocidade) (VENC) é um valor informado para prescrever as velocidades mais elevadas a serem codificadas, sem prejudicar a qualidade em angiografia de Contraste de Fase. Os dois modos de *Flow Recon* (Recon de Fluxo) são:

- Diferença de fase, que proporciona informação de fluxo direcional. Use essa reconstrução quando as imagens forem empregadas para análise temporal. É o modo *default*. A diferença da fase é recomendada para cortes/blocos com menos de 20 mm de espessura.
- Diferença Complexa, em que o sistema aplica automaticamente um gradiente de defasagem de bloco para ajudar a suprimir o tecido estacionário. A supressão do fundo é muito boa com esta aquisição. Este modo é recomendado para aquisições de blocos espessos (20 mm ou maiores).

### **8.2.5 – Contraste de Fase 3D**

A imagem 3D PC proporciona as vantagens da imagem PC acrescida da capacidade de adquirir muitos cortes delgados, minimizando a queda de sinal da sobreposição do vaso e dos artefatos de suscetibilidade magnética. As reconstruções de fase 3D PC possuem as seguintes características:

- São sensíveis ao fluxo no plano; reduzem a defasagem intravoxel.
- Proporcionam uma excelente supressão do segundo plano e proporcionam um SNR melhorado em comparação com 2D PC.
- Minimizam os efeitos de saturação sobre grandes volumes em comparação com o 3D TOF.

- Elas geram fase ponderada, magnitude, queda e imagens de projeção; quando utilizadas com o contraste IV, o SNR é melhorado.
- Permitem estudos de grande volume de corte delgado.
- Ligeiramente mais sensíveis para a perda de sinal do fluxo turbulento.

### **8.2.6 – Contraste de fase *FAST* 2D**

O 2D PC rápido é uma combinação do *FastCard* e da varredura de Contraste de Fase. O *FastCard* produz fases cardíacas múltiplas na estrutura de tempo da retenção da respiração, e o Contraste de Fase fornece dados quantitativos de uma aquisição cardíaca multifase. O Contraste de Fase Rápido acrescenta os seguintes recursos à seqüência de pulso de contraste de fase:

- Capacidade multifase de corte e multifase multicorte.
- Valores TR e TE mais curtos.
- Aquisição de dados Cardíacos Acionados Rápidos.
- Segmentos de espaço k para artefato de movimento reduzido.
- Compatibilidade Variável da Largura da Banda de Recepção.

## **8.3 – PSD NEUROLÓGICOS**

### **8.3.1 – T1 FLAIR**

A seqüência de pulso *FLAIR* (*Fluid Attenuated Inversion Recovery*, ou, Recuperação de Inversão Atenuada por Fluído) é uma técnica de Recuperação de Inversão Rápida. Como o FSE-IR, ela consiste de um pulso de inversão inicial de 180° antes do pulso de excitação de 90°. Com T1 FLAIR, o TI é baseado no contraste desejado de T1. O TR deve ser longo

o suficiente para permitir que os giros retornem ao seu estado de equilíbrio. A seqüência de pulso FLAIR T1 é projetada para fazer a varredura do mesmo número de cortes da seqüência SE ponderada de T1, no mesmo tempo ou em menos tempo de varredura, e para obter um melhor contraste para ruído do tecido, bem como melhores razões de sinal para ruído, Figura 8.5, [10].



Figura 8.5 – Imagem utilizando protocolo T1 FLAIR = esquerda e a imagem da direita utilizando protocolo SE (modificado – GE, 2008).

### 8.3.2 – FIESTA –C

A seqüência *Fast Imaging Employing Steady-state Acquisition* (FIESTA) - C (Cycled phases) (ou, Imagem Rápida Empregando Aquisição de Estado Sólido em fases Cíclicas) é semelhante a 3D FIESTA, pois é uma seqüência de pulso de obtenção de imagem de estado contínuo totalmente balanceado projetado para produzir altas imagens de SNR em TRs muito curtos. FIESTA-C coleta duas imagens em fases diferentes de receptor e depois gera uma imagem MIP ao longo dos ciclos de fase para cada local na aquisição e 3D. São essas imagens MIP que são gravadas no *browser*. A ciclagem de fase RF permite o uso de valores TR mais longos (> a 4-5 ms) e mantém os mesmos benefícios da excelente diferenciação de contraste de FIESTA entre as estruturas de baixa intensidade de sinal e alta intensidade de sinal.

### 8.3.3 – DW-EPI

A Imagem Planar Difusão de Eco (DW-EPI) é uma única seqüência de pulso EPI projetada para criar imagens que diferenciam tecidos, sem a difusão restrita dos tecidos com difusão

normal. A água extracelular em tecido normal de cérebro difunde livremente, o que resulta em um sinal escuro. A água extracelular em tecido morto de cérebro não difunde livremente, o que resulta em um sinal brilhante. Os gradientes de difusão podem ser aplicados em direções individuais ou combinados e aplicados em todas as direções. A força do gradiente de difusão é selecionada como um valor  $b$ . Com valores  $b$  baixos ( $<1000$  para LX e MR/i) com o TE Otimizado ativado, TEs mais baixos serão alcançados.

## **8.4 – PSD DE ESPECTROSCOPIA**

### **8.4.1 – PROBE (ou *PROton Brain Examine*) (Exame de Cérebro por Prótons)**

É um pacote de espectroscopia clínico que inclui duas seqüências de pulso, PROBE-S e PROBE-P. Ambas as seqüências adquirem ecos de um único volume localizado definido pela intersecção de três cortes ortogonais. O PROBE inclui processos específicos de Auto Pré-varredura e de reconstrução de espectroscopia. A Auto Pré-varredura PROBE inclui o *Autoshim* localizado de *voxel* e o AWS, um processo de Supressão Automática de Água baseado em um CHESS (Supressão Química Seletiva) opcional.

A reconstrução do espectro de *voxel* único inclui uma análise quantitativa do espectro que reporta as intensidades de sinal de colina, creatinina, grupos acetil N, mioinositol e o SNR de creatinina. Espectros de referência de água adquiridos como parte da aquisição são empregados na reconstrução para determinar e aplicar a fase, a corrente Eddy residual e as correções de artefato para os dados suprimidos de água. O espectro PROBE é desenhado em uma imagem de 512 x 512 armazenada no banco de dados do paciente. Os resultados da análise quantitativa são armazenados no cabeçalho da imagem e exibidos com o visor no *browser*.

### **8.4.2 – PROSE**

É a seqüência de pulso *PROstate Spectroscopy and imaging Examination* (Exame de Espectroscopia e obtenção de imagem da Próstata). A seqüência PROSE é uma versão da seqüência PRESS que foi otimizada para a aquisição de espectros a partir da glândula prostática. A seqüência emprega os pulsos de re-focalização de Frequência de Rádio Espacial Espectral (SSRF) para a supressão de água e lipídios/gordura. Estão disponíveis

36 pulsos de supressão de RF de VSS (Supressão Muito Seletiva). Seis conjuntos de três pulsos repetidos de VSS (18 ao todo) definem o volume PROSE – o volume localizado é expandido em 10%-30%. Os outros 18 (em seis conjuntos de três pulsos repetidos) podem ser colocados graficamente para dar forma e/ou suprimir sinais de lipídios no tecido e nos cantos do volume PROSE.

As imagens de alta resolução é uma parte importante da espectroscopia prostática e do exame de obtenção de imagens. Em um exame prostático típico, um conjunto de imagens do localizador sagital é usado para prescrever a aquisição de dois conjuntos de imagens axiais ou axiais oblíquas graficamente, e prescrever uma aquisição coronal graficamente. As imagens de localização também são usadas para verificar a correta colocação da bobina. Depois da aquisição de imagens do localizador sagital, são obtidas imagens axiais convencionais *Spin Echo* (SE) Ponderadas em T1 da sínfise pubiana para a bifurcação aórtica. Estas imagens são usadas para avaliar a presença de nódulos linfáticos pélvicos e metástases ósseas e para determinar se houve hemorragia de pós-biópsia na próstata.

## 9 – CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

A idéia inicial do trabalho foi apresentar mais uma ferramenta de pesquisa literária no que se refere à ressonância magnética nuclear. A cada capítulo procurou-se apresentar uma idéia geral a respeito de cada processo de formação da imagem.

Além de mostrar o funcionamento do sistema, apresentaram-se os tipos de blindagens que são necessárias para o funcionamento 100% da máquina. Qualquer falha de blindagem, ou curto-circuito que possa vir a surgir na gaiola que cerca o aparelho, pode resultar em problemas de qualidade de imagem, comumente chamados de artefatos de imagem.

A cada lançamento de equipamentos novos, temos uma profunda melhoria em técnicas de produção de imagens, como vimos no último capítulo, diferentes parâmetros de varredura de exame apresentam maneiras diferentes de se trabalhar em uma determinada região do corpo do paciente.

Além de cada vez mais se possuir novas técnicas de obtenção de imagem, novos softwares para digitalização de imagem são lançados. Talvez essa capacidade de mudança e melhorias em RM faça com que esse sistema seja o que mais chama atenção hoje em dia.

É fácil comparar com um raio-x, por exemplo, onde o mesmo exame de crânio de hoje, daqui a 10 anos continuará sem alteração nenhuma. Agora, quando nos referimos a ressonância magnética, essa certeza é falha, uma vez que protocolos podem ser mudados quantas vezes se julgar necessário.

Apesar de se possuir pesquisa de ponta em engenharia biomédica na Universidade de Brasília, não temos pesquisa na área de ressonância magnética. Fica aqui o primeiro registro de interesse na área, ainda mais quando dispomos de aparelhos de RM em posse da Universidade. A criação de protocolos de imagem é uma sugestão para projetos futuros em parceria com o Hospital Universitário da própria faculdade.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ANDREWS DE. “*Magnet homogeneity and testing of MRI magnets*”. In: Dixon RD, ed. MRI: acceptance testing and quality control. Proceedings of AAPM Symposium. North Carolina: Medical Physics Publishing, 1988
- [2] BERNSTEIN, Matt; KING, Kevin F.; ZHOU, Xiaohong J. “*Handbook of MRI Pulse Sequences*”, Elsevier Academic Press, 2004.
- [3] HASHEMI, RAY H.; BRADLEY, William G.; LISANTI, Christopher J.” *MRI - The Basics*”, Lippincott Williams and Wilkins, 2ª edition, 2003.
- [4] NISHIMURA, D.G.; “*Principles of Magnetic Resonance Imaging*”, Department Electrical Engineering, Stanford University, CA, 1996
- [5] TODD, Gould. “*HowStuffWorks - Como funciona a geração de imagens por ressonância magnética*”. Publicado em 01 de abril de 2000 (atualizado em 06 de maio de 2008) <http://saude.hsw.uol.com.br/ressonancia-magnetica.htm> (29 de junho de 2008).
- [6] OPPELT, Arnulf, “*Magnetic Resonance Tomography*”, Siemens Medical Engineering Group, 2001
- [7] GE HEALTHCARE, “*Principles of MRI*”, March.2005
- [8] GE HEALTHCARE. “*MR Magnet and Cryogen Safety*”, January 2004
- [9] GE HEALTHCARE. “*Signa Horizon LX Plataform*”, August 2001
- [10] GE HEALTHCARE, “*Signa HDx*”, February 2008
- [11] <http://healthcare.home.ge.com/>
- [12] [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0100-39842005000300008](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842005000300008)



- [13] [http://www.cbpf.br/cat/pdsi/top\\_aulas.htm](http://www.cbpf.br/cat/pdsi/top_aulas.htm)
- [14] <http://www.if.ufrgs.br/ast/med/imagens/imagens.htm>
- [15] <http://www.sciencedirect.com/science/journal/10907807>, Journal of Magnetic Resonance
- [16] [http://supportcentral.ge.com/products/sup\\_products.asp?prod\\_id=15325](http://supportcentral.ge.com/products/sup_products.asp?prod_id=15325), Support Central MR OLC GE HEALTHCARE
- [17] <http://www.cemid.com.br/biomedicina/cde/Imagenologia/formatodeimagens.ppt>