

FACULDADE DOCTUM DE JUIZ DE FORA
ENGENHARIA ELÉTRICA

ANDRÉ SCORALICK SOARES

GERAÇÃO DE IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

JUIZ DE FORA
2019

ANDRÉ SCORALICK SOARES

GERAÇÃO DE IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

Monografia de Conclusão de Curso, apresentada ao curso de Engenharia Elétrica, Faculdade Doctum de Juiz de Fora, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Alan Espinosa Maicá

JUIZ DE FORA
2019

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca Faculdade Doctum/JF

SOARES, André Scoralick.
Geração de imagem por ressonância magnética
nuclear / SOARES, André Scoralick - 2019.
77 folhas.

Monografia (Curso de Engenharia Elétrica) –
Faculdade Doctum Juiz de Fora.

1. Supercondutividade. 2. Espectroscopia. 3.
ressonância magnética nuclear. 4. geração de imagem
I. Geração de imagem por ressonância magnética
nuclear. II Faculdade Doctum Juiz de Fora - MG

ANDRÉ SCORALICK SOARES

GERAÇÃO DE IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

Monografia de Conclusão de Curso, submetida à Faculdade Doctum de Juiz de Fora, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica e aprovada pela seguinte banca examinadora.

Prof. Dr. Alan Espinosa Maicá
Orientador e Docente da Faculdade Doctum - Unidade Juiz de Fora

Prof^a. Me. Daniele Pires Magalhães
Docente da Faculdade Doctum - Unidade Juiz de Fora

Prof^a. Me. Kamila Peres Rocha
Docente da Faculdade Doctum - Unidade Juiz de Fora

Examinada em: ___/___/___.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por ter me dado força e oportunidade de dar esse paço na minha vida, superando todas as dificuldades acadêmicas assim como conciliar a vida acadêmica com a vida profissional.

Agradeço a toda minha família, pelo apoio primordial em minha vida e a todos os momentos de dificuldade durante esses longos cinco anos de curso.

Agradeço a todos os amigos, sendo eles da vida acadêmica ou não, tiveram interação com o apoio moral e incentivador, e principalmente pela compreensão de as vezes não poder comparecer a eventos importantes devidos a dedicação aos estudos.

Algumas pessoas não poderiam deixar de constar em meus agradecimentos de forma nominal, pois foram de extrema importância para essa longa caminhada até aqui, a companheira de turma, Bruna Luana Landim, que não teve uma ajuda direta na conclusão desse projeto, mas graças a ela pude chegar até aqui, a amiga Tatianne da Costa Silva, graças a ela, a primeira palavra desse projeto foi escrita, a Dra Isabelle Dolavale, que auxiliou com artigos e textos diretamente na confecção de várias das linhas escritas desse trabalho e a Michelle Casarim, por sua extrema compressão durante todo o projeto.

E a todos os professores durante os cinco anos de curso, com toda paciência e dedicação ao lecionar de forma excepcional, derivando todo seus conhecimentos, e de forma nominal, ao professor e coordenador Gustavo Schroder, pela disponibilidade de tempo e compressão em minha peculiar caminhada até o último período, e ao professor Alan Espinosa Maicá, pela excepcional dedicação como professor e orientador desse projeto, ao qual demonstrou grande interesse pelo tema, auxiliando com teses, artigos e livros para concretização do mesmo, assim como sua disponibilidade de tempo.

RESUMO

SOARES, ANDRÉ SCORALICK. **Geração de imagem por ressonância magnética nuclear**. 80f. Monografia de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica). Faculdade Doctum, Juiz de Fora, 2019.

Esse projeto propõe uma análise do processo de geração de imagem por ressonância magnética nuclear utilizando como metodologia a revisão narrativa, com o objetivo de contribuir para a aprendizagem no campo da espectroscopia, na geração do sinal e sua aplicação na formação da imagem. Para tal, foram observados conceitos como momentos de dipolo magnético com suas respectivas orientações, natureza ondulatória dos átomos, interação com campos magnéticos, comportamento das estruturas moleculares, além da aplicação de radiofrequência e a mudança do estado de energia sofrida pelos átomos no fenômeno de ressonância magnética nuclear. A partir dos anos 20 estudos em nível quântico, relacionados ao fenômeno de ressonância magnética nuclear ganharam importância no mundo científico, incluindo físicos renomados na lista de ganhadores de prêmios Nobel. O estudo de tais métodos e de sua aplicabilidade na máquina de ressonância magnética nuclear é de extrema importância para a compreensão do seu funcionamento, sendo esta máquina uma das principais armas utilizadas no campo do diagnóstico por imagem na medicina atual.

Palavras-chave: Supercondutividade, Espectroscopia, ressonância magnética nuclear, geração de imagem.

ABSTRACT

This project proposes an analysis of the nuclear magnetic resonance imaging process using as methodology the narrative review, with the objective of contributing to learning in the field of spectroscopy, in the generation of the signal and its application in the formation of the image. To this end, concepts such as magnetic dipole moments with their respective orientations, wave nature of the atoms, interaction with magnetic fields, behavior of molecular structures, besides the application of radiofrequency and the change in the energy state suffered by the atoms in the nuclear magnetic resonance phenomenon were observed. From the 1920s onwards, studies at the quantum level, related to the phenomenon of nuclear magnetic resonance, have gained importance in the scientific world, including renowned physicists in the list of Nobel Prize winners. The study of such methods and their applicability in the nuclear magnetic resonance machine is of extreme importance for the understanding of its functioning, and this machine is one of the main weapons used in the field of imaging diagnosis in current medicine.

KEYWORDS: Superconductivity, spectroscopy, nuclear magnetic resonance, image generation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	O átomo de hidrogênio constituído de apenas um próton em seu núcleo e um elétron em sua camada de valência.....	23
Figura 2	O próton de hidrogênio assemelha-se a uma esfera que possui um movimento de giro em seu próprio eixo, e por ser positivamente carregada, se a semelha a um ímã.....	24
Figura 3	Observando uma unidade de volume chamada de voxel, dentro de uma amostra, verifica-se o estado dos prótons de hidrogênio no estado natural, sem interferência de um campo magnético externo.....	25
Figura 4	Os prótons de hidrogênio após a ação de um campo magnético externo de grande intensidade aplicado, se orientam em diferentes estados de energia, onde um número maior de prótons se alinham para o lado de menor energia de forma paralela.....	26
Figura 5	Os prótons de hidrogênio após um pequeno período de interação com o campo magnético externo, surge um segundo movimento denominado de precessão. Movimento este semelhante ao de um pião de brinquedo.....	31
Figura 6	Após ressonância magnética, o resultado a magnetização girará com a frequência Larmor no eixo transversal.....	32
Figura 7	Antes e após a aplicação de um campo magnético mostrando o comportamento dos estados de spin de um único próton.....	33
Figura 8	O fenômeno de ressonância ocorre quando $\nu = \omega$, assim ocorrendo a absorção de energia e a mudança de estado.....	34
Figura 9	Blindagem diamagnética causada pela circulação dos elétrons.....	36
Figura 10	Ordem crescente de frequência na geração do espectro eletromagnético.....	37
Figura 11	Sinal de indução livre que é caracterizada pelo retorno ao eixo longitudinal após a retirada do pulso de radiofrequência.....	39
Figura 12	Vetor magnetização perdendo força ao longo do eixo transversal após a retirada do pulso de radiofrequência.....	39
Figura 13	Tempo de decaimento longitudinal T1 após o cancelamento do pulso de 90° ate seu retorno para o eixo longitudinal.....	40
Figura 14	Tempo de decaimento longitudinal T1 em suas respectivas particularidade nos diversos tipos de tecido.....	41

Figura 15	Comparação do vetor magnetização longitudinal da água e da gordura.....	42
Figura 16	Imagem tratada em T1 onde verifica-se a diferença entre os tecidos com T1 curto e longo.....	42
Figura 17	Tempo de decaimento transversal T2 após o cancelamento do pulso de 90° ate seu retorno para o eixo longitudinal.....	43
Figura 18	Tempo de decaimento transversal T2 em suas respectivas particularidade nos diversos tipos de tecido.....	44
Figura 19	Comparação do vetor magnetização longitudinal da água e da gordura.....	45
Figura 20	Imagem tratada em T2 onde verifica-se a diferença entre os tecidos com T2 curto e longo.....	45
Figura 21	Free Induction Decay (FID), decaimento livre de indução e as constantes de tempo T2 e T2*.....	48
Figura 22	Cada vetor, R e L, com seu tempo de defasagem durante o enfraquecimento do sinal induzido.....	49
Figura 23	Os spins no momento em que sobrepõe suas direções ao aplicar o pulso de RF de 180°.....	50
Figura 24	Sequências de pulsos para uma qualidade na geração da imagem em RMN.....	51
Figura 25	Interferência no eco pelos decaimentos transversais T2 e T2*.....	52
Figura 26	Qualidade da imagem em T1 entre as substâncias representadas pela linha azul a água e a gordura a linha em vermelho.....	53
Figura 27	Imagem tratada em T1 comparando a gordura com a água.....	54
Figura 28	Figura 28 – Qualidade da imagem em T2 entre as substâncias representadas pela linha azul a água e a gordura a linha em vermelho.....	54
Figura 29	Imagem tratada em T2 comparando a gordura com a água.....	55
Figura 30	Mudança na frequência de precessão dos spins após aplicação de um gradiente de campo magnético com intensidade 45 mT/m no eixo ortogonal Z.....	57
Figura 31	Máquina de ressonância magnética nuclear e as direções ortogonais em seu interior.....	58
Figura 32	Bobinas de gradiente e suas respectivas direções ortogonais de aplicação.....	58
Figura 33	Seleção de cortes feitos pelos respectivos gradientes selecionadores de cortes.....	59

Figura 34	Momento em que os gradientes de seleção de cortes são acionados.....	60
Figura 35	Momento em que os gradientes de codificação de frequência são acionados.....	61
Figura 36	Momento em que os gradientes de codificação de fase são acionados.....	62
Figura 37	Momento do acionamento do gradiente de seleção de corte(GSC), gradiente de codificação de fase(GCF) e do gradiente frequência, também chamado de leitura(GL) durante os pulsos de excitação e eco.....	62
Figura 38	Matriz com intensidade de tons de cinza denominado espaço K.....	63
Figura 39	Espaço K com as linhas de frequência e as colunas de fase.....	64
Figura 40	Sobreposição dos dados coletados da fase e frequência.....	64
Figura 41	Transformada de Fourier (TF).....	65
Figura 42	Matriz de dados em 2D, coletados pós aplicação de transformada de Fourie.....	66
Figura 43	Partes preenchidas do espaço K com suas respectivas participações na formação da imagem.....	67
Figura 44	Intensidade do sinal emitido pelo voxel em relação a densidade de prótons existentes na amostra e a relação S/R na geração de imagem.....	68
Figura 45	Imagem a esquerda pondera pixel por pixel e a imagem a direita a contribuição do ruído na imagem.....	69
Figura 46	Os diversos tipos de cortes e seleção de uma unidade volumétrica de imagem.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades de núcleos de interesse para o fenômeno de RMN.....32

Tabela 2 – Relação dos núcleos de menor energia do H com a radiofrequência..... 36

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RMN	Ressonância magnética nuclear
T _C	Temperatura crítica
K	Temperatura em Kelvin
C	Temperatura em Celsius
RF	Radiofrequência
N _P	Número de <i>spins</i> alinhado paralelamente
N _{AP}	Número de spins alinhado antiparalelamente
SIL	Sinal de indução livre
t	Tempo relacionado ao processo em (ms)
ms	Milissegundos
TR	Tempo de repetição
TE	Tempo de eco
GSC	Gradiente de seleção de corte
GCF	Gradiente de codificação de fase
GL	Gradiente de codificação de frequência ou leitura
S/R	Relação sinal – Ruído

LISTA DE SÍMBOLOS

H	Hidrogênio
I	Números quânticos de <i>spin</i> nuclear
μ	Momentos magnéticos nucleares (Dipolo magnético)
G	Gauss
T	Tesla
B_0	Campo magnético homogêneo (vetor de indução magnética)
E	Energia total associada ao sistema
E_α	Energia associado ao <i>spin</i> em alinhamento paralelo
E_β	Energia associado ao <i>spin</i> em alinhamento antiparalelo
\hat{H}	Operador Hamiltoniano
γ	Razão Giro magnética
m_1	Número quântico magnético (Projeção do momento angular de <i>spin</i>)
\hbar	Constante de Planck ($\hbar = 6,6245 \times 10^{-34}$ J.s)
ΔE	Variação de energia em sentidos opostos
Nb	Nióbio
Ti	Titânio
He	Hélio
X, Y e Z	Direções no plano cartesiano
M_0	Vetor resultante de magnetização
ω	Velocidade angular na Frequência de Larmor em MHz/T
^1H	Hidrogênio
^{12}C	Carbono 12
^{13}C	Carbono 13
^{16}O	Oxigênio
^{19}F	Flúor
^{31}P	Fósforo
^{57}Fe	Ferro
M_{xy}	Vetor magnetização transversal
M_z	Vetor magnetização longitudinal
ν	Radiofrequência da bobina de campo magnético secundário
K	Constante de Boltzmann ($K = 1,3805 \times 10^{-23}$ Joules/Kelvin)
T1	Tempo de relaxamento longitudinal

T_2	Tempo de relaxamento transversal
T_2^*	Quociente de decaimento da magnetização transversal
$T_{2\text{inamag}}$	Decaimento do sinal devido à inhomogeneidade do campo B_0
S_{SE}	Intensidade do sinal
$N[H]$	Densidade de prótons
$G_{X, Y e Z}$	Gradientes nas respectivas direções ortogonais em (mT/m)
$B_x(X)$	Intensidade do campo na direção X
$B_y(Y)$	Intensidade do campo na direção Y
$B_z(Z)$	Intensidade do campo na direção Z

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
1.1 Objetivos	19
1.1.1 Objetivo geral	19
1.1.2 Objetivos específicos	19
1.1.3 Justificativa	20
2 REFERENCIAL TEÓRICO	21
2.1 Histórico	21
2.2 Princípios físicos	22
2.3 Estado de <i>SPIN</i>	23
2.3.1 Estado de <i>SPIN</i> em sistemas Biológicos	25
2.4 Interação com o campo magnético externo (b_0)	25
2.4.1 Tipos de magnetos	28
2.4.2 Supercondutividade	28
2.4.3 Campos magnéticos secundários	28
2.5 Movimento de precessão	29
2.6 Aplicação de pulsos de radiofrequência (rf) de 90°	32
2.6.1 Absorção de energia pelos núcleos	33
2.6.2 Fenômeno de ressonância	34
2.6.3 Densidade populacional dos núcleos e seus estados de <i>SPIN</i>	34
2.6.4 Blindagem molecular	36
2.7 Frequência não ionizante	37
2.8 Decaimento do estado de excitação para o equilíbrio térmico	38
2.8.1 Recuperação longitudinal T1	40
2.8.2 Decaimento transversal T2	43
2.8.3 Tipo de tecidos nos respectivos tempos T1 e T2	46
2.9 Quociente de decaimento transversal T2*	47
2.9.1 Aplicação de pulsos de radiofrequência (rf) de 180°	49
2.9.2 Sequência de <i>SPIN</i> ECO e as constantes de tempo TR e TE	50
2.9.3 Contraste em T1 e T2	53
2.10 Codificação e formação da imagem	55
2.10.1 Bobinas de gradiente de campos magnéticos variáveis	55
2.10.2 Gradientes de seleção de cortes	59

2.10.3	Gradiente de codificação de frequência	60
2.10.4	Gradiente de codificação de fase	61
2.11	Coleta de dados para formação da imagem	63
2.11.1	Transformada de fourier (Domínio do tempo x Frequência)	
	64
2.11.2	Formação de unidades de imagem em 2d (pixel)	66
2.11.3	Relação sinal/ruído (s/r)	67
2.11.4	Formação de unidades de imagem em 3d (voxel)	68
3	METODOLOGIA	71
4	RESULTADOS	72
5	CONCLUSÃO	74
	REFERÊNCIAS	75

1 INTRODUÇÃO

Nos primórdios dos anos 20, os físicos alemães Otto Stern e Walther Gerlach fizeram um experimento em que átomos sofreram desvios de acordo com a orientação dos momentos magnéticos, quando submetidos a campos não homogêneos.

Seguindo essas experiências, o cientista Isidor Isaac Rabi, físico polonês, em 1939, sujeitou moléculas de hidrogênio a campos magnéticos não homogêneos e homogêneos, de modo a utilizar a aplicação de radiofrequência, e observou um pequeno desvio no feixe molecular, permitindo a determinação de momentos magnéticos nucleares. Essa seria, na verdade, a primeira observação de Ressonância Magnética Nuclear (RMN).

Na sequência, em 1946, Felix Bloch, físico suíço, e Edward Mills Purcell, físico americano, fizeram as primeiras experiências de RMN em sólidos e líquidos, a fim de aumentar a precisão quanto à medição de momentos magnéticos nucleares. Por esse feito, receberam o prêmio Nobel de Física em 1952. (GIL; GERALDES, 2002).

Ao ser lançado um campo magnético sobre o átomo, ele pode reagir de duas formas: ou é direcionado para o norte ou para o sul do campo, sendo o valor admitido $+1/2$ ou $-1/2$, respectivamente. Esse fenômeno é denominado momento magnético e está associado ao momento angular, o *spin*. Nessa perspectiva, é fundamental fazer o estudo do átomo com momento angular de *spin* nuclear, que se trata da direção vetorial relativa ao número quântico de *spin* ou rotatório, que está relacionado à energia do estado de rotação nuclear (TERINI, 2012).

Ao absorver ondas de radiofrequência determinadas, o núcleo do átomo submetido a um campo magnético irradia um sinal de forma espectral bem particular, em períodos de tempos definidos. A análise deste fenômeno permite visualizar o movimento das moléculas examinadas e observar as características de sua composição (RIOS, 1998).

Em 1970, houve uma variação no modo de utilizar as ondas de radiofrequência. Estas passaram a ser empregadas em forma de pulsos, em vez da radiação com frequência contínua utilizada anteriormente. Passou-se, então, a empregar técnicas matemáticas para selecionar o sinal, fundamentadas em transformações de Fourier. (GIL; GERALDES, 2002)

Os núcleos dos átomos de hidrogênio funcionam como sondas magnéticas naturais. Ao utilizar um vetor gradiente de um campo magnético, o núcleo atrai diferentes sinais de radiofrequência relacionados a ele, de forma a gerar uma imagem decorrente da posição espacial dos núcleos. A qualidade varia de acordo com a quantidade e mobilidade dos átomos de hidrogênio nos tecidos, o que facilita a diferenciação entre a massa branca e a massa cinzenta do cérebro (GIL; GERALDES, 2002).

A ressonância magnética funcional (RMF) é um método muito importante em diversos estudos no campo da medicina atualmente, devido ao fato de as aplicações se estenderem a todo o corpo humano, explorando pontos anatômicos e funcionais, como, por exemplo, o complexo diagnóstico das funções cerebrais, como a memória, a linguagem e o controle da motricidade.

O estudo deste fenômeno aplicado à formação de imagem é complexo e extenso, o que reforça a necessidade do aprofundamento nos campos da física, eletromagnetismo, supercondutividade e processamento de sinais, devendo estes serem bem compreendidos para a aplicação do método (MAZOLLA, 2009).

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Compreender a geração de imagem por ressonância magnética nuclear, com ênfase no estudo da geração do sinal em espectroscopia e sua codificação na formação de unidades de imagem.

1.1.2 Objetivos específicos

- Compreender as particularidades do átomo de hidrogênio e sua importância no conceito de formação de imagem por ressonância magnética;
- Entender a influência do campo magnético externo quando aplicado ao momento de dipolo magnético do átomo de hidrogênio e como ocorre esta interação;
- Interpretar a interação dos núcleos em seus ambientes macromoleculares durante os momentos de excitação proporcionados pela aplicação de ondas de rádio

frequência, além de observar suas peculiaridades no momento de relaxamento nuclear na mudança do estado de energia;

- Estudar as constantes de tempo no processo de relaxação e a codificação a partir de seu sinal durante a aplicação de um pulso de rádio frequência; e

- Relacionar os fenômenos físicos como os equipamentos utilizados referente a qualidade do sinal, tendo como referência a codificação da imagem e a diferenciação dos tecidos biológicos na geração desta.

1.1.3 Justificativa

A geração de imagem por ressonância magnética nuclear (RMN) possui inúmeras aplicações em engenharia, física e química, através da análise da estrutura e da composição de materiais sólidos e líquidos. Dentro da medicina permite a obtenção de imagens acuradas e com excelente resolução do corpo humano, que auxiliam no diagnóstico e planejamento do tratamento.

A tecnologia possibilita a avaliação anatômica e funcional de partes específicas do corpo humano, sem submeter o paciente à radiação ionizante ou a procedimentos invasivos. Permite também a obtenção de imagens nos três planos ortogonais (sagital, coronal e axial), sem necessidade de mobilização excessiva do paciente, o que muitas vezes é impossibilitado pela sua doença de base. Tais características tornaram a RMN um método muito difundido no meio médico e popular entre os pacientes, compondo hoje ferramenta fundamental entre os exames de diagnóstico por imagem na medicina, apesar do alto custo.

O estudo da geração de imagem por RMN é complexo e requer o conhecimento de diversas áreas dentro da engenharia, tais como eletromagnetismo, processamento de sinais, supercondutividade, além de física e mecânica quânticas. Este projeto tem como principal objetivo aprofundar o estudo nas áreas citadas, permitindo pesquisas futuras, em nível de mestrado e doutorado, que possam contribuir para a evolução tecnológica dos aparelhos já disponíveis, além de permitir o desenvolvimento de novas tecnologias que possam, somados aos conhecimentos da medicina moderna, contribuir para a evolução do diagnóstico por imagem dentro da medicina.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Histórico

O Professor de Física do *Carnegie Institute of Technology* e da Universidade de Califórnia, Berkeley, Otto Stern, ampliou os estudos em física experimental com o desenvolvimento do método de feixes moleculares, com a observação direta da quantização espacial e com o spin eletrônico. Stern e Gerlach, por sua vez, verificaram que um feixe de átomos, sujeito a um campo magnético, é desviado em conformidade com a orientação dos momentos magnéticos. Stern realizou medidas de momentos magnéticos atômicos, demonstrou a natureza ondulatória de átomos e moléculas e participou da descoberta do momento magnético do próton. Prêmio Nobel em 1943 (RAMSEY, 1985).

Seguindo essas experiências, o cientista Isidor Isaac Rabi, físico polonês, em 1939, sujeitou moléculas de hidrogênio a campos magnéticos homogêneos e não homogêneos, utilizando a aplicação de radiofrequência, e observou um pequeno desvio no feixe molecular, o que permitiu a determinação de momentos magnéticos nucleares. Essa seria, na verdade, a primeira observação de ressonância magnética nuclear (RMN) (GIL e GERALDES, 2002).

Os primeiros casos de ressonância magnética nuclear em estruturas líquidas e sólidas ocorreram em 1945-46, quando Felix Bloch e sua equipe, na Universidade de Stanford, e Edward Mills Purcell e colaboradores, na Universidade de Harvard, ambas nos Estados Unidos, procurando medir momentos magnéticos nucleares com maior precisão, observaram sinais de absorção de rádio frequência por parte da água e de parafina, respectivamente, fato este que lhes conferiu o Prêmio Nobel de física em 1952 (DONOSO, 1993).

O fenômeno de RMN viria a interessar os químicos por 1950-51, especialmente quando um dos assistentes de Bloch substituiu água por etanol como amostra, para o efeito de medida de momentos magnéticos. Ao registrar três sinais devidos aos núcleos de H, em vez de um só como na água, seria a primeira indicação do enorme potencial da técnica RMN para estudos químicos. (GIL; GERALDES, 2002).

A ocorrência destes três sinais foi corretamente atribuída à estrutura química da substância. Pouco tempo depois, em 1953, era produzido e colocado no mercado

o primeiro espectrômetro RMN com a alta resolução para o Átomo de Hidrogênio(H) em onda contínua, permitindo uma elevada resolução e uma apreciável sensibilidade (QUEIROZ JÚNIOR, 2011)

Um salto qualitativo muito importante teve lugar por volta de 1970, com a introdução de técnicas de impulsos de rádio frequência, em vez de se proceder a uma variação contínua da frequência da radiação ou do campo magnético aplicado à amostra, aliadas a técnicas de análise matemáticas que se baseiam em transformações de Fourier, realizadas por computadores, e a utilização de ímãs supercondutores. Este método permitiria estudar amostras muito mais diluídas e tornar muito mais acessível a utilização de outros núcleos, como sondas magnéticas em RMN, do que até então. Além disso, abriria caminho a uma enorme variedade de novas técnicas extremamente informativas, como, por exemplo, a RMN multidimensional e a tomografia por RMN, conhecida nos dias atuais como ressonância magnética (COLNAGO; ANDRADE, 2017).

E, assim, por mais caros e complexos que sejam os diagnósticos por imagem baseados em RMN, o procedimento se tornou uma das mais importantes ferramentas da medicina, substituindo o tomógrafo de Raio X (GIL; GERALDES, 2002).

2.2 Princípios Físicos

A geração de imagem pelo fenômeno de ressonância magnética nuclear indica que o sinal é originado dos núcleos dos átomos que se encontram em ressonância. A interação de um campo magnético de grande intensidade aplicado a uma determinada região do corpo, acompanhado de uma onda de radiofrequência pré-determinada, faz com o que ocorra a interação com o átomo, gerando uma mudança do estado de energia e ocasionando os picos de espectro por ressonância. Por se tratar de um estudo pertinente ao nível nuclear, o uso do conceito de mecânica quântica é indispensável para se compreender o fenômeno por trás da geração de imagens por ressonância magnética nuclear (IRMN) (MENDONÇA et al, 1997).

A mecânica quântica é a parte da física moderna a partir da qual se estudam os sistemas complexos de grandezas atômicas, como, por exemplo, os átomos, as

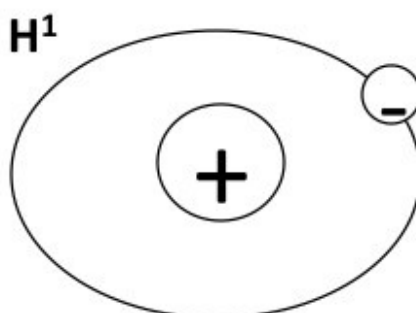
moléculas, os prótons, os elétrons e as partículas subatômicas, sendo a ferramenta base para os estudos sobre as estruturas de materiais e fenômenos relacionados. Ela apresenta uma complexidade no entendimento intuitivo, o que é intensificado pelo ponto de vista matemático e abstrato. Todavia, essa ferramenta é muito precisa ao descrever o fenômeno no nível atômico molecular (MAZZOLA, 2009).

2.3 Estado de *SPIN*

Seguindo esse contexto e aprofundando-se nos estudos das estruturas atômicas, entende-se que o núcleo tem uma propriedade nomeada de *spin* (giro). Cada elemento possui sua particularidade de movimento e orientação, baseados em seus números quânticos de *spin*, com valores de 0, 1/2, 1 e 3/2, por exemplo, denominado momento angular de *spin* ou momento magnético. Valores esses que se referem à direção de movimento do núcleo em seu próprio eixo, sendo que, para que o fenômeno de ressonância magnética ocorra, somente os valores fracionários de *spins* serão susceptíveis, pois, com valores inteiros, não existe um momento magnético resultante (MENDONÇA et al, 1997).

Pode-se citar, como exemplo, o núcleo do átomo de hidrogênio (H), para compreender melhor a definição de *spin*, por ser ele o átomo menos complexo da tabela periódica e, ainda, por possuir em seu núcleo apenas um próton, que é uma partícula carregada positivamente, conforme figura 1 na página a seguir (MAZZOLA, 2009).

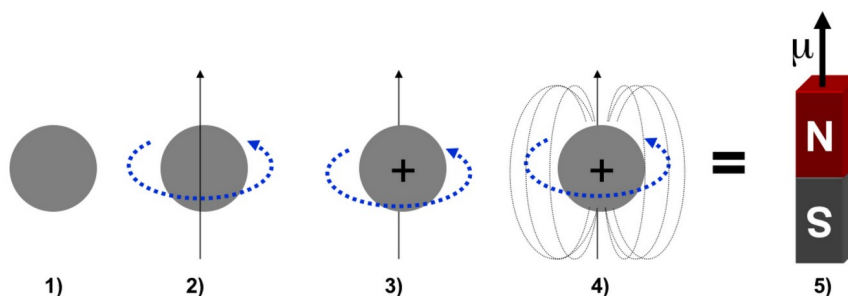
Figura 1. O átomo de hidrogênio constituído de apenas um próton em seu núcleo e um elétron em sua camada de valência



Fonte: (MAZZOLA,2009)

Obtendo um momento angular de spin, o átomo de H pode ter dois estados de *spin* possíveis, ou seja, $[2L + 1]$, baseados em seus números quânticos de *spin* nuclear (L), que é um constante da física, definindo, assim, a quantidade de estados de *spin* do átomo de hidrogênio em seu núcleo $[2(1/2) + 1=2]$, que são iguais a $+ 1/2$ ou $- 1/2$, e o *spin* no sentido horário ou anti-horário respectivamente, o que gera um campo magnético próprio e, conseqüentemente, produz seus momentos magnéticos nucleares (μ) em direções opostas. Tal fenômeno pode ser comparado a um pequeno ímã ou um dipolo magnético (GIL; GERALDES, 2002), assim representado na figura abaixo:

Figura 2. O próton de hidrogênio assemelha-se a uma esfera que possui um movimento de giro em seu próprio eixo e, por ser positivamente carregada, assemelha-se a um ímã.



Fonte: (MAZZOLA,2009)

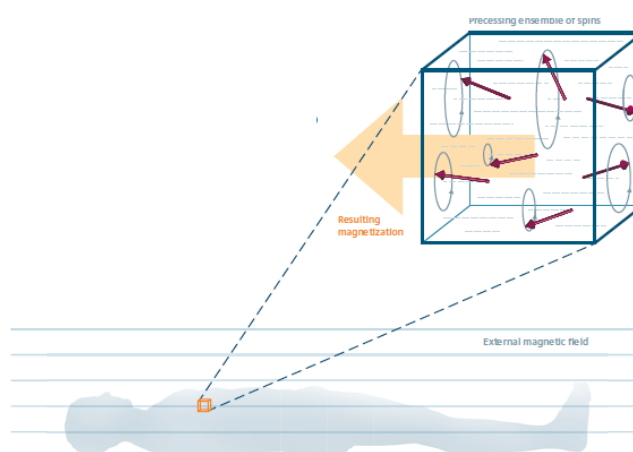
Existem elementos químicos que têm, em seu núcleo, mais de um nêutron e/ou mais de um próton, tendendo a formação de pares por seus dipolos e, com isso, anulam-se seus campos magnéticos, ou seja, não há momento magnético resultante. Sendo assim, para que ocorra o fenômeno de RMN, é necessário o uso de átomos com núcleos com números ímpares de prótons e nêutrons para que exista um momento magnético resultante (MAZZOLA, 2009).

O átomo de hidrogênio, além de ser o mais abundante em sistemas biológicos, apresenta somente um próton em seu núcleo, o que torna seu momento magnético muito poderoso, tendo também, como característica bem estabelecida, a intensidade do pulso de radiofrequência para o fenômeno de ressonância. Isso faz com que ele se possua um grande potencial para o uso da técnica, sendo a principal fonte de sinal para diagnósticos por imagens (MAZZOLA, 2009).

2.3.1 Estado de *SPIN* em sistemas biológicos

O corpo humano tem uma temperatura média de 36,5° Celsius (C), sob uma ação de um baixo campo magnético terrestre de 0,3 Gauss (G) ou 3×10^{-5} Tesla (T) de potência, obtendo por convenção $1T = 10.000G$, um valor relativamente baixo. Dessa forma, não ocorre interação com os núcleos dos prótons de hidrogênio, ou seja, não ocorre uma orientação dos momentos magnéticos, por isso eles ficam de forma aleatória no corpo, como demonstrado na figura 3 na próxima página, e conseqüentemente, não geram magnetização resultante na amostra de tecido (MENDONÇA et al, 1997).

Figura 3. Observando uma unidade de volume chamada de voxel, dentro de uma amostra, verifica-se o estado dos prótons de hidrogênio no estado natural, sem interferência de um campo magnético externo.

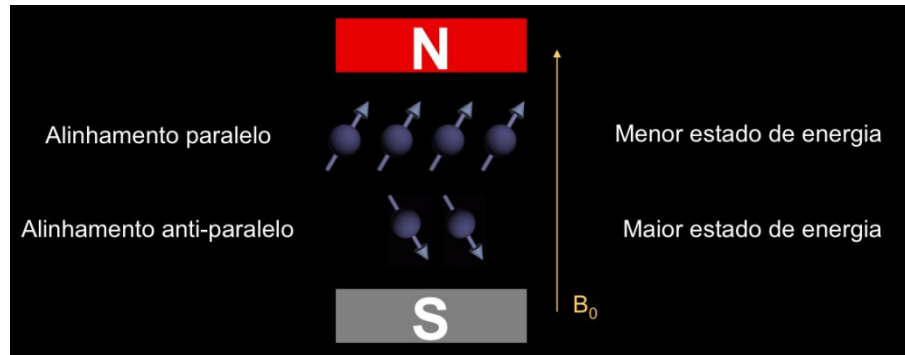


Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

2.4 Interação com o campo magnético externo (B_0)

Na próxima página, a figura 4 demonstra o momento em que é inserida uma amostra em um campo magnético de grande intensidade. Observamos que há uma orientação dos spins dos prótons de hidrogênio em direção ao eixo Z, em que spins de valor $+1/2$ se orientam para o lado de menor estado de energia, chamado de alinhamento paralelo, e os spins de valor $-1/2$ se orientam para o lado de maior estado de energia, chamado de alinhamento antiparalelo (REIS; DICKMAN, 2016):

Figura 4. Os prótons de hidrogênio, após a ação de um campo magnético externo de grande intensidade aplicado, orientam-se em diferentes estados de energia, nos quais um número maior de prótons se alinha para o lado de menor energia de forma paralela.



Fonte:

(MAZZOLA,2009)

A diferença entre os *spins* de menor e maior energia é de 5 para 1 milhão, usando como referência um campo magnético de 1,5 T de potência e com temperatura ambiente do corpo humano. Na prática, somente esses 5 spins no menor estado de energia são usados para produzir os sinais a serem detectáveis pela bobina receptora na geração da imagem, nas quais eles criam uma magnetização resultado do equilíbrio entre os dipolos orientados no mesmo sentido (M_0/M_z), tornando o fenômeno de ressonância magnética realizável (MAZZOLA, 2009).

Segundo GIL; GERALDES (2002), após uma amostra deixada envolvida por esse campo homogêneo e estático (H_0), aos *spins* em diferentes estados de energia, *spin* $+1/2(\alpha)$ e *spin* $-1/2(\beta)$, tratando do alinhamento paralelo e antiparalelo, respectivamente, a direção Z torna-se a direção de indução magnética, ou seja, $B_0 = B_z$. Com isso, temos a relação de energia (E) associada na relação de μ e B_0 , e essa energia total associada é relacionada pelo operador hamiltoniano, baseado nas teorias do matemático irlandês William Rowan Hamilton em 1833, para a qual temos que:

$$E = -\mu B_0 = -\mu_z B_0 \quad (1)$$

$$E = -\gamma \hat{a}_z B_0 \quad (2)$$

$$E = -\gamma m_1 \hbar B_0 \quad (3)$$

Aplicando o operador Hamiltoniano, temos:

$$\hat{H} = -\gamma B_0 \hat{a}_z \quad (4)$$

Dependendo do número quântico magnético, temos:

$$E_\alpha = +1/2 \gamma \hbar B_0 \quad (5)$$

ou

$$E_\beta = +1/2 \gamma \hbar B_0 \quad (6)$$

$$\Delta E = E_\alpha - E_\beta \quad (7)$$

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 \quad (8)$$

Em que:

E = Energia total associada ao sistema

E_α = Energia associada ao *spin* em alinhamento paralelo

E_β = Energia associada ao *spin* em alinhamento antiparalelo

\hat{H} = Relação Hamiltoniana

μ = Momento de dipolo magnético

B_0 = Vetor de Indução magnética

γ = Razão Giro magnética

m_1 = Número quântico magnético (Projeção do momento angular de *spin*)

\hbar = Constante de Planck ($\hbar = 6,6245 \times 10^{-34}$ J.s)

ΔE = Variação de energia em sentidos opostos

2.4.1 Tipos de magnetos

Existem várias formas de gerar esse campo magnético de grande intensidade externa. É o tipo do magneto é o que define essa potência. Existem três tipos de magneto principais: os magnetos permanentes, que são construídos à base de cerâmica ferromagnética e são carregados por um eletromagneto que chega à potência de 0,3T, os eletromagnetos resistivos, que são constituídos por eletromagneto clássico, chegando à potência de 0,15 à 0,25T, e os eletromagnetos supercondutores, que são os mais utilizados na análise clínica, na geração de imagens, chegando a uma potência de até 4T (MENDONÇA et al., 1997).

2.4.2 Supercondutividade

Em 1911, o Físico holandês H. Kamerlingh Onnes observou que certos materiais, em baixas temperaturas, diminuem suas características resistivas. Para cada elemento, há a ocorrência específica dessa individualidade chamada de temperatura crítica (T_c), que tem como consequência a diminuição do atrito entre as moléculas e a diminuição ou inexistência de perdas de energia, fenômeno este denominado de supercondutividade (TIPLER; LLEWELLYN, 2014).

O magneto é um dos principais componentes de uma máquina de imagem por ressonância magnética nuclear, sendo estes magnetos supercondutores os mais utilizados na geração de alto campo para o processo. Para obter esse fenômeno de supercondutividade, passa-se um valor relativamente grande de corrente elétrica por cabos de Nióbio (Nb) e Titânio (Ti) submerso em Hélio Líquido (He) a uma temperatura de -269°C , valor estimado próximo ao zero absoluto de -273°C ou 0 Kelvin(K), em que se torna o fluxo de corrente por estes, o que evita a possibilidade de ocorrer uma variação do potencial elétrico ou tensão (SIEMENS AG, 2003).

2.4.3 Campos magnéticos secundários

Mesmo havendo uma mudança do estado natural do núcleo do átomo de hidrogênio ao interagir com o campo magnético principal, não ocorre liberação ou absorção de energia, somente a criação de um campo magnético em resposta ou

oposição ao campo magnético externo, não ocorrendo transição no seu estado fundamental para um estado de maior energia e, conseqüentemente, não acontecendo o fenômeno de ressonância. Sendo assim, surge a necessidade de aplicar energia à amostra para que esta vá para seu estado de maior energia e entre em ressonância e libere sinais para captação e codificação da imagem (MAZZOLA, 2009).

A forma de gerar essa mudança dos estados de energia dos núcleos é por bobinas eletromagnéticas. Existem três tipos de bobinas em um sistema de imagem por RMN: as bobinas homogeneizadoras, que têm a função de fazer a sintonia precisa do campo magnético principal; as bobinas de gradiente de campo magnético, que são responsáveis por mudar a direção do campo magnético estático principal para variadas direções, sendo estas X, Y e Z, e as bobinas de radiofrequência, que são utilizadas para excitar os núcleos de uma determinada amostra e codificar o sinal no espaço (MENDONÇA et al, 1997).

2.5 Movimento de precessão

Após um período de interação com o campo magnético externo, surge um segundo movimento, denominado de precessão. Tal movimento se assemelha ao de um pião de brinquedo, assim como na figura 5 demonstrado, na página 30, criando em torno de si um campo gravitacional com direção norte e sul referente aos seus estados de energia, e se alinha com esse campo de forma que ocorra um equilíbrio entre ele e o vetor resultante de magnetização (M_0), com mesma direção e sentido que o eixo Z, chamado de resultado de magnetização (M_z), que é conhecido como eixo longitudinal. A velocidade em que o movimento de precessão do *spin* ocorre é relacionado à intensidade de campo aplicado, pois quanto maior o campo magnético, maior a frequência de precessão do núcleo do hidrogênio. A equação matemática que relaciona a potência do campo com a frequência de precessão no núcleo é representada pela equação de Larmor (GIL; GERALDES, 2002):

$$\frac{d_A}{d_T} = \mu \times B_0 \quad (9)$$

$$\frac{d_{\mu}}{d_T} = \gamma \mu \times B_0 \quad (10)$$

$$\frac{d_{\mu}}{d_T} = -\gamma B_0 \times \mu \quad (11)$$

A equação que define o movimento de precessão do vetor μ em relação a B_0 , tendo como velocidade angular ω_0 :

$$\frac{d_{\mu}}{d_T} = \omega_0 \times \mu \quad (12)$$

Partindo do princípio da equação de Larmor:

$$\omega_0 = -\gamma \beta_0 \quad (13)$$

Onde:

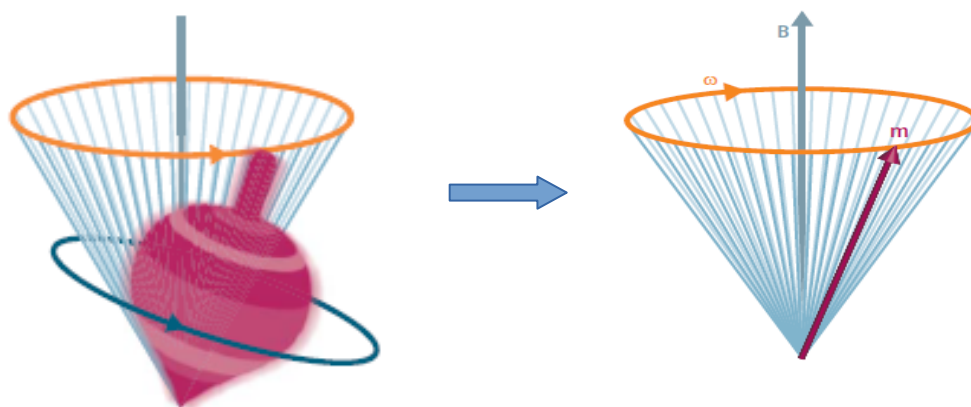
ω : Frequência de Larmor

γ : Razão giromagnética

β_0 : Valor do campo magnético externo aplicado

μ = Momento de dipolo magnético

Figura 5. Após um pequeno período de interação com o campo magnético externo, surge um segundo movimento denominado de precessão, movimento este semelhante ao de um pião de brinquedo



Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

Na página a seguir, a tabela 1 mostra alguns átomos de interesse para a aplicação da técnica de RMN. Ao observar a razão giromagnética do átomo de hidrogênio de 42,58 MHz/T, ou seja, se aplicarmos um campo magnético com potência de 1,5T, a frequência de Larmor em que o átomo sofrerá o movimento de precessão será de 63,87 MHz, isto é, se o valor do campo for alterado, modifica-se também a frequência de precessão. Partindo de um campo magnético conhecido, núcleos de átomos distintos obtêm movimentos de precessão em frequência de ressonância também diferentes (MENDONÇA et al., 1997).

Ao conhecermos a frequência de Larmor do átomo de hidrogênio a uma certa potência, por exemplo, sabemos também a frequência de radiação eletromagnética a ser enviada a uma determinada amostra, para a excitação do núcleo, ocorrendo, assim, o fenômeno de ressonância, assim como as bobinas receptoras devem estar sincronizadas com a mesma frequência, para que ocorra a recepção dos sinais emanados da amostra (MENDONÇA et al., 1997).

Tabela 1 – Propriedades de núcleos de interesse para o fenômeno de RMN

ISÓTOPOS	NÚMERO QUÂNTICO DE <i>SPIN</i>	RAZÃO GIROMAGNÉTICA
¹ H	½	42,58 MHz/T
¹² C	0	0 MHz/T

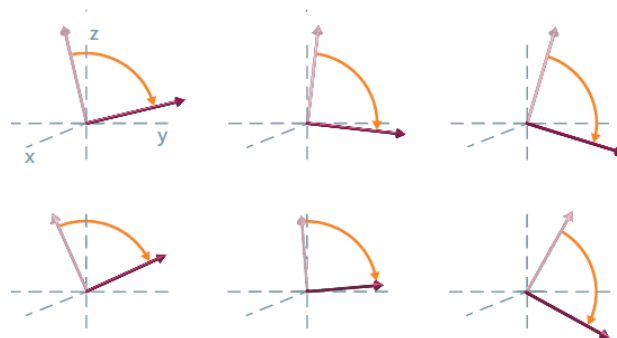
^{13}C	$\frac{1}{2}$	10,7 MHz/T
^{16}O	0	0 MHz/T
^{19}F	$\frac{1}{2}$	40 MHz/T
^{31}P	$\frac{1}{2}$	17,2 MHz/T
^{57}Fe	$\frac{1}{2}$	1,4 MHz/T

Fonte: (MENDONÇA et al, 1997)

2.6 Aplicação de pulsos de radiofrequência (RF) de 90°

A medida do sinal é dificultada devido ao fato de a resultante M_0/M_z ser apenas uma parcela mínima do campo magnético externo, sendo ela limitada por estar alinhada com o campo no eixo longitudinal. A partir do seu desvio para o eixo transversal, representado na figura 6, o eixo perpendicular ao eixo Z, a resultante passa a ser chamada de M_{xy} . Dessa forma, é possível induzir esse desvio aplicando-se um pulso de radiofrequência na própria frequência de Larmor, com um ângulo de 90°, que, após aplicado por tempo suficiente para que M_0 se torne M_{xy} , muda seu estado de energia de menor para maior, e, assim, ocorre o fenômeno de ressonância. Esse, por sua vez, emana o sinal respectivo para a bobina de radiofrequência receptora e codifica o sinal para reconstruir uma imagem (GIL; GERALDES, 2002).

Figura 6. Após ressonância magnética, a magnetização girará com a frequência Larmor no eixo transversal



Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

2.6.1 Absorção de energia pelos núcleos

Para que o fenômeno de ressonância magnética nuclear ocorra, é necessário induzir a absorção de energia pelos núcleos dos átomos que se encontram alinhados ao campo externo, ocorrendo, assim, a mudança na orientação de seus spins. A figura 7, mostra que essa energia absorvida é diretamente proporcional à diferença de energias de seus estados de alinhamento de maior (E_β) e menor (E_α) estado de energia, assim como na equação seguinte, que relaciona essas duas grandezas (PAVIA et al., 2010):

$$E_{\text{Absorvida}} = E_\beta - E_\alpha \quad (14)$$

$$E_{\text{Absorvida}} = \hbar\nu \quad (15)$$

Em que:

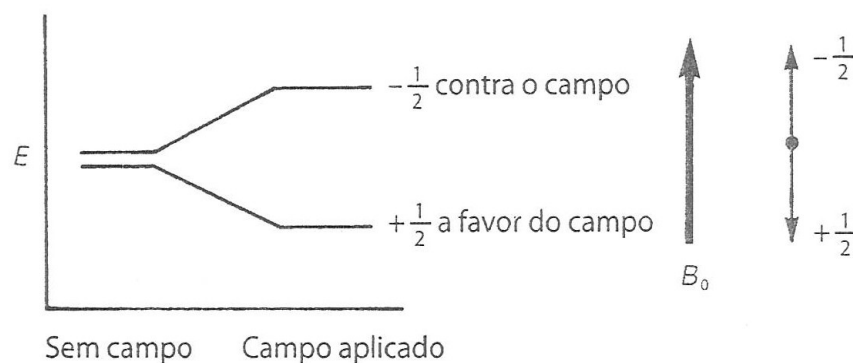
E_α = Energia associada ao *spin* em alinhamento paralelo

E_β = Energia associada ao *spin* em alinhamento antiparalelo

\hbar = Constante de Planck ($\hbar = 6,6245 \times 10^{-34}$ J.s)

ν = Frequência da Bobina de RF

Figura 7. Antes e após a aplicação de um campo magnético, mostrando o comportamento dos estados de spin de um único próton.



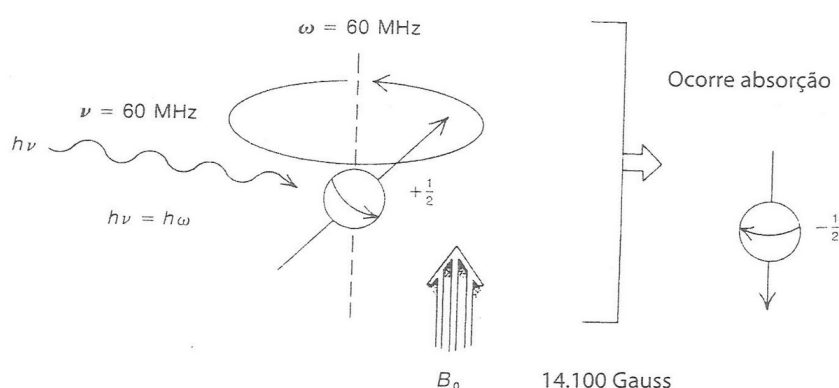
Fonte: (PAVIA et al, 2010).

2.6.2 Fenômeno de ressonância

Após a aplicação do campo magnético, o núcleo entra em movimento de precessão, com isso muda de direção sobre seu próprio eixo com uma frequência angular ω , chamada de frequência de Larmor. Como o núcleo do átomo de hidrogênio tem uma carga, ele também entra em precessão com a mesma frequência (PAVIA et al., 2010).

Ao aplicar radiofrequência com a mesma frequência que o núcleo, ocorre absorção de energia, ou seja, quando a frequência do campo elétrico gerado pelo núcleo se iguala à frequência da onda de radiofrequência aplicada, os campos se juntam e variam o seu estado de *spin*, o que cria o fenômeno chamado de ressonância magnética nuclear, isto é, momento em que ocorre a absorção de energia, sendo $\nu = \omega$, conforme figura 8 na página a seguir (PAVIA et al., 2010).

Figura 8. O fenômeno de ressonância ocorre quando $\nu = \omega$, assim havendo a absorção de energia e a mudança de estado.



Fonte: (PAVIA et al, 2010)

2.6.3 Densidade populacional dos núcleos e seus estados de *SPIN*

Como verificado a partir da figura 8, após a aplicação de um campo magnético de aproximadamente 1,41 T, o fenômeno de ressonância do hidrogênio ocorre com uma radiação por ondas de radiofrequência de 60MHz. Entretanto, existe interação por ambos os spins relacionados – maior e menor energia. Essa variação de energia entre os níveis é relativamente pequena, no entanto existe um número maior de *spins* orientados para o estado de menor energia, fato este que permite que o fenômeno de ressonância aconteça, pois, se houver números iguais

de *spins* orientados de forma oposta, ocorre uma situação chamada de saturação, fazendo com o que não ocorra sinal e, conseqüentemente, não possibilitando o uso da técnica de RMN (MAZZOLA, 2009).

Segundo Júnior (2011), a equação matemática que qualifica essa distinção dos *spins* em seus respectivos níveis de energia é regida pela equação de Boltzmann:

$$\frac{N_P}{N_{AP}} = e^{\frac{-\Delta E}{KT}} \quad (16)$$

Em que:

N_P : Número de *spins* alinhado paralelamente

N_{AP} : Número de *spins* alinhado antiparalelamente

K: Constante de Boltzmann ($K = 1,3805 \times 10^{-23}$ Joules/Kelvin)

T: Temperatura absoluta em Kelvin

ΔE = Variação de energia em sentidos opostos

A tabela 2 mostra esse número de *spins* orientados para o lado de menor energia com relação à intensidade de ondas de radiofrequência aplicadas à amostra. Ao aplicar uma potência muito alta de radiofrequência, ocorre a saturação de forma rápida, não sendo interessante para a geração de um espectro de RMN.

Dessa forma, percebe-se a importância dessa quantidade de *spins* orientados para o lado de menor energia e de um instrumento muito sensível para a captação e a codificação do sinal emanado pelo núcleo no momento de transição de estados de energia (GONSALVES et al., 2007).

Tabela 2– relação dos núcleos de menor energia do H com a radiofrequência

RADIOFREQUÊNCIA (MHz)	SPINS DE MENOR ENERGIA
-----------------------	------------------------

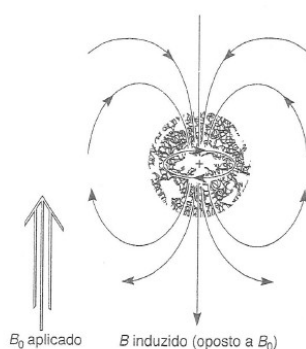
20	3
40	6
60	9
80	12
100	16
200	32
300	48
600	96

Fonte: (PAVIA et al, 2010).

2.6.4 Blindagem molecular

Os elétrons circundantes aos núcleos, no caso do H, aos prótons, interferem diretamente na frequência a ser aplicada a estes para que entrem em ressonância, pois nem todos os prótons de uma determinada amostra molecular entram em ressonância precisamente com a mesma frequência. Em suma, a densidade eletrônica de valência varia de um próton para o outro. Esse fator de variabilidade causa níveis de blindagem nos prótons. Com a interação do campo magnético, os elétrons circulam em torno de seus prótons, gerando uma corrente denominada diamagnética local, o que forma um campo magnético em resposta ao campo externo aplicado, mas em direção oposta, como demonstrado na figura a seguir – fenômeno chamado de blindagem diamagnética ou anisotropia (PAVIA et al., 2010):

Figura 9. Blindagem diamagnética causada pela circulação dos elétrons



Fonte: (PAVIA et al, 2010)

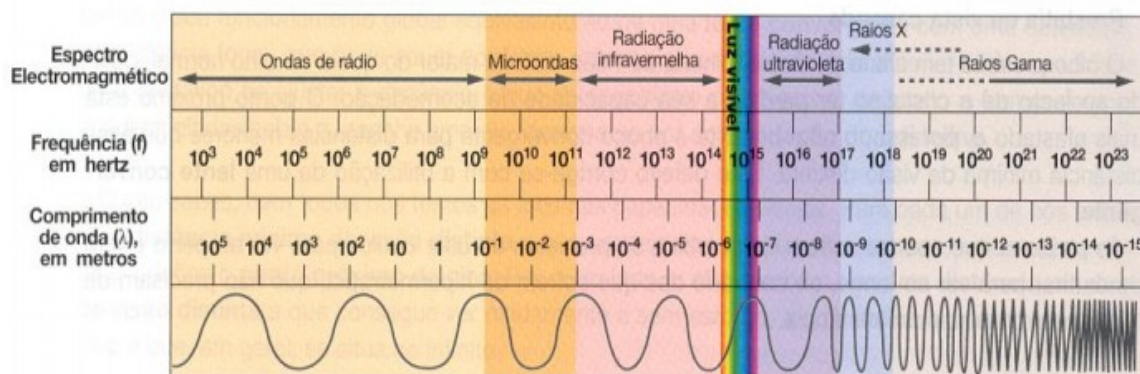
Como consequência desse fenômeno, cada átomo de H tem sua blindagem de acordo com sua densidade eletrônica em oposição ao campo magnético

aplicado. Sua amplitude é diretamente proporcional à densidade eletrônica de valência do núcleo do átomo. Essa blindagem diminui o campo magnético experimentado pelo núcleo, ou seja, faz com que este entre em precessão com frequências mais baixas, como, por exemplo, radiofrequência (PAVIA et al., 2010).

2.7 Frequência não ionizante

As ondas de radiofrequência são geradas por circuitos sintonizados ou ressonantes, não causam danos a estruturas biológicas e é o principal meio de geração de espectros eletromagnéticos na propagação de ondas para a utilização no fenômeno de ressonância magnética nuclear. Numa sequência crescente de frequência na geração dos espectros eletromagnéticos, como mostra a figura 10, podemos perceber que a radiofrequência é a de menor intensidade (MAGALHÃES et al., 2012):

Figura 10. Ordem crescente de frequência na geração do espectro eletromagnético



Fonte: (MAGALHÃES et al., 2012)

Segundo Reis e Dickman (2016), as principais características de cada tipo de ondas não ionizantes são:

- (i) as micro-ondas são utilizadas em celulares, radares e fornos de micro-ondas, produzidas através válvulas eletrônicas;
- (ii) o infravermelho é uma onda de calor e é irradiado por qualquer corpo com temperaturas acima de 273° C;

(iii) a luz visível sensível a olho nu, pois sensibilizam a retina e são as cores na ordem crescente de frequência: as cores vermelho, alaranjado, amarelo, verde, azul, anil e violeta.

Já as características de ondas de frequência ionizantes são:

- (i) a ultravioleta é uma onda germicida, biologicamente dizendo, usada para esterilizar materiais cirúrgicos. Em contato com a pele pode causar câncer, pois pode quebrar ligações químicas;
- (ii) o Raio-X é absorvido por material duro, como, no corpo humano, a estrutura óssea, mas atravessa material mole. É o tipo de onda utilizada na geração de imagem para verificação de possíveis danos aos ossos do paciente;
- (iii) o raio gama, muito usado no tratamento do câncer e é emanado de núcleos radioativos.

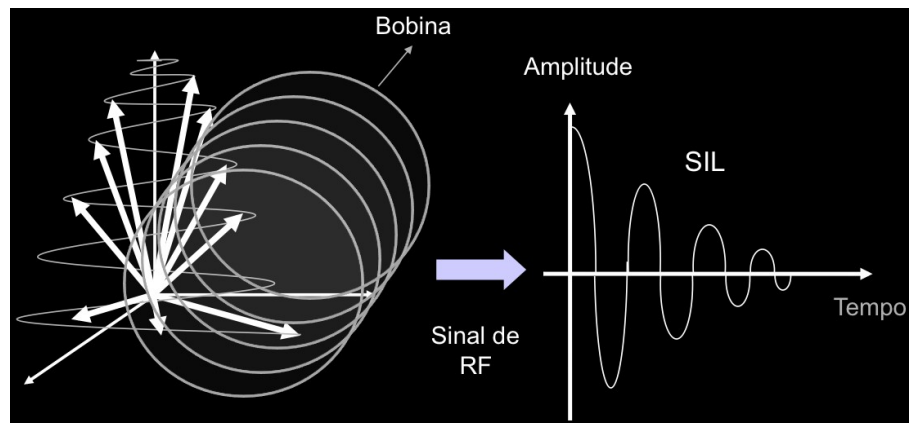
Em suma, radiação ionizante são aquelas que têm a capacidade de tirar o elétron de uma molécula ou de um átomo, os quais são ligados por fatores elétricos, e, assim, formam pares de íon positivo ou negativo. A referência, radiação ionizante, está diretamente relacionada à capacidade de interagir com o meio, de modo a produzir sua ionização (OKUNO; YOSHIMURA. 2010).

2.8 Decaimento do estado de excitação para o equilíbrio térmico

A aplicação de radiofrequência tem como principal função energizar o vetor magnetização e desviá-lo do plano longitudinal para o transversal, além de induzir o movimento de precessão dos núcleos, fazendo com que entrem em fase com o eixo transversal. Com esse processo, ocorre uma indução elétrica na bobina de radiofrequência, tendo como consequência o fenômeno de RMN.

Ao retirar esse pulso de radiofrequência, ocorre um processo de perdas de energia, o que causa um sinal de indução livre (SIL), conforme ilustrado na figura 11, abaixo, que caracteriza o retorno do vetor magnetizado para o campo magnético principal (MAZZOLA, 2009).

Figura 11. Sinal de indução livre, que é caracterizada pelo retorno ao eixo longitudinal após a retirada do pulso de radiofrequência

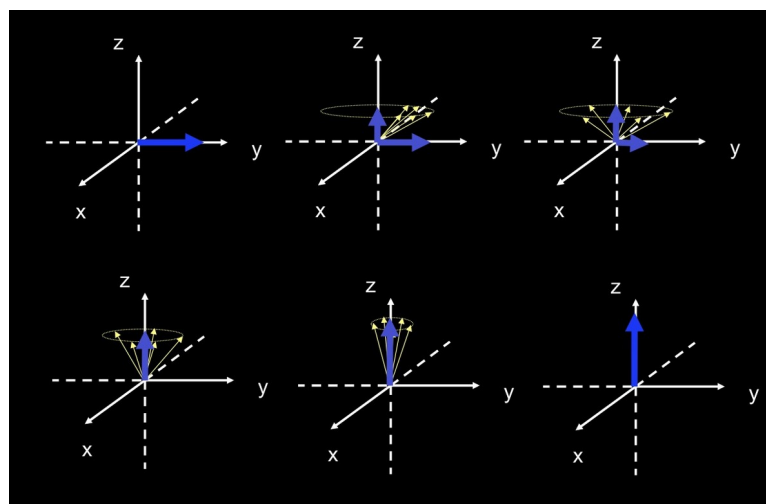


Fonte:

(MAZZOLA,2009)

Após aplicação de um pulso de 90° , o vetor magnetização passa do estado de menor energia para o estado de maior energia, assim o vetor magnetização M_z/M_0 passa a ser zero, pois não há resultante no eixo longitudinal, havendo somente uma resultante no eixo transversal M_{xy} . A figura 12 mostra que, ao retirar o pulso, o vetor resultante M_{xy} perde energia e começa a retornar do estado de excitação para o estado de equilíbrio térmico, processo chamado de relaxação, o qual tem como característica duas constantes que definem tempos e ocasiões diferentes nos eixos transversal e longitudinal, denominadas T1 e T2 (MENDONÇA et al, 1997).

Figura 12. Vetor magnetização perdendo força ao longo do eixo transversal após a retirada do pulso de radiofrequência.

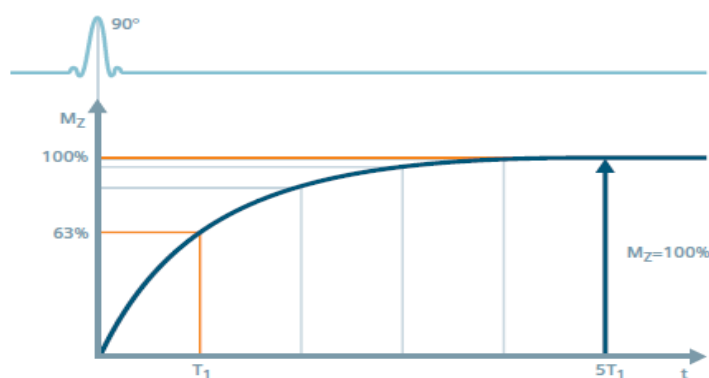


Fonte: (MAZZOLA,2009)

2.8.1 Recuperação longitudinal T1

Ao retirar o pulso de radiofrequência, o vetor magnetização começa a liberar energia até seu relaxamento total, ou seja, alinha-se novamente com o campo magnético principal. Assim entendemos que, ao longo do eixo transversal, o vetor diminui e, ao longo do eixo longitudinal, ele aumenta. A constante T1 é definida pelo tempo de recuperação de cerca de 63% de seu retorno, de forma exponencial, para o eixo z, depois do pulso de radiofrequência de 90°, assim como o tempo que os spins emanam energia por fótons para o meio externo e retorne para o estado de menor energia no tempo total de 5T1 (REIS; DICKMAN, 2016).

Figura 13. Tempo de decaimento longitudinal T1 após o cancelamento do pulso de 90° até seu retorno para o eixo longitudinal



Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

Segundo MAZZOLA (2009), a fórmula matemática que define esse tempo de retorno pode ser descrita da seguinte forma:

$$M_z = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \quad (17)$$

Em que:

M_z = Vetor magnetização no eixo longitudinal (Z)

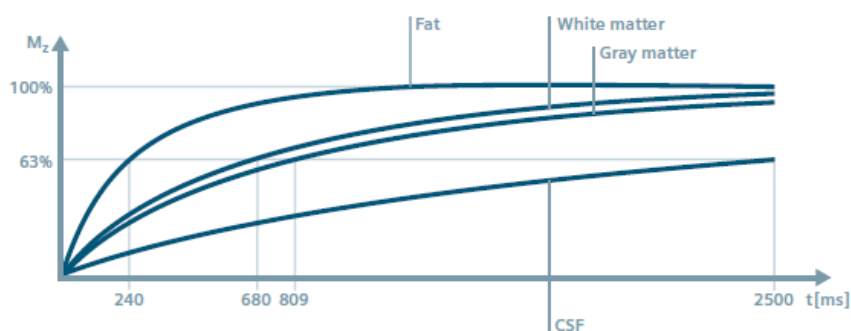
M_0 = Vetor magnetização inicial

T_1 = Constante particular de tempo, com variação de acordo com a amostra e campo magnético

t = Tempo relacionado ao processo em (ms)

A constante particular de tempo varia com o tipo de tecido que se encontra envolvido na amostra, como, por exemplo, a gordura, a massa branca, a massa cinzenta e o líquido cefalorraquidiano, que é de suma importância para uma melhor nitidez no contraste da imagem. A figura a seguir mostra uma relação do tempo de relaxamento em relação ao tempo total que cada elemento tem em particular (SIEMENS AG, 2003):

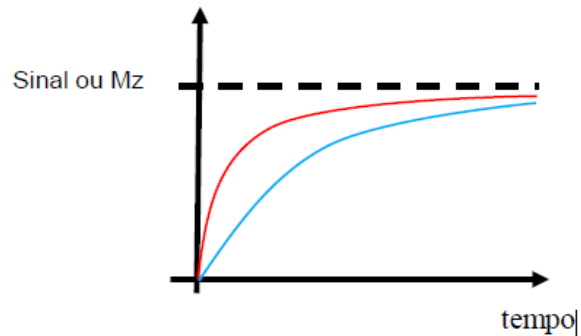
Figura 14. Tempo de decaimento longitudinal T1 em suas respectivas particularidades nos diversos tipos de tecido



Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

Tomando como exemplo os tecidos de água e gordura, nos quais a água é composta por uma ligação química de dois átomos de hidrogênio ligados a um átomo de oxigênio, que possuem frequência de *spin* muito alta, e a gordura é uma ligação de átomos de hidrogênio com átomos de oxigênio e átomos de carbono, que possuem frequência de *spin* muito baixas, após a aplicação de um pulso de radiofrequência, o hidrogênio entra em ressonância muito mais rápido, ou seja, absorve e libera fótons com mais facilidade assim como retorna ao ponto inicial com mais velocidade. Por isso, seu T1 é muito menor que o T1 da água. Um gráfico, como na figura 15, na página a seguir, demonstra essa diferença entre as constantes de tempo em vermelho, referente à gordura, e azul, referente à água (REIS; DICKMAN, 2016).

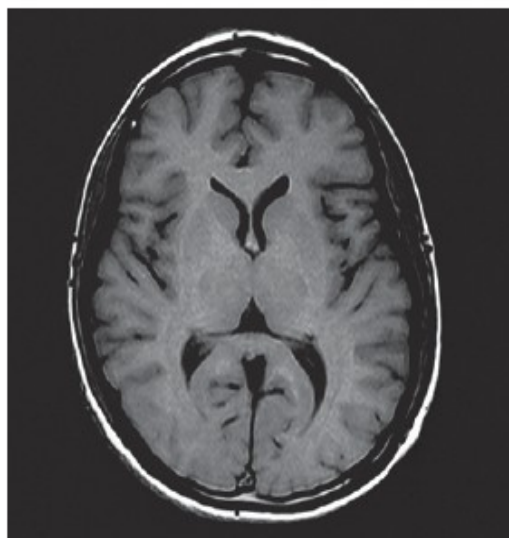
Figura 15. Comparação do vetor magnetização longitudinal da água e da gordura



Fonte: (REIS; DICKMAN, 2016)

Tecidos com T1 curto tendem a ter uma imagem mais intensa, brilhante ou mais branca em imagens tratadas em T1, pois sua recuperação para o eixo longitudinal são mais rápidas, e, quanto mais vetores de magnetização com T1 curto houver em um voxel, maior será a quantidade de vetores magnetizados longitudinais induzidos a se tornarem transversais, resultando numa maior intensidade do sinal. Já tecidos com T1 longo, a água por exemplo, são escuros em imagens tratadas em T1. Assim, tecidos brancos em T1 ficam brancos, tecidos cinzas ficam cinzas, e a água fica escura. T1 trata sinais para imagens mais anatômicas. A figura 16 mostra uma típica imagem do cérebro tratada em T1 (MENDONÇA et al., 1997):

Figura 16. Imagem tratada em T1 onde verifica-se a diferença entre os tecidos com T1 curto e longo



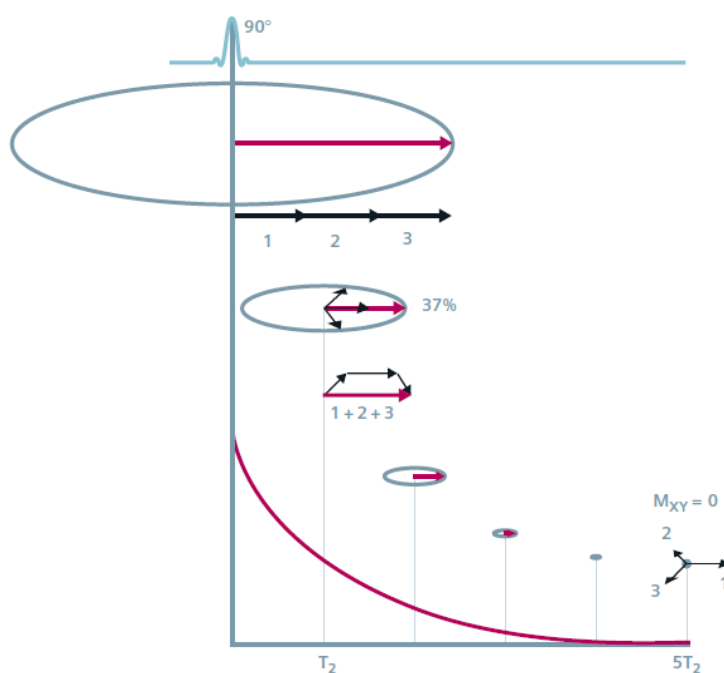
Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

2.8.2 Decaimento transversal T2

Logo após o pulso de radiofrequência, os spins estão em fase no eixo transversal, os vetores magnetização estão todos alinhados com o eixo XY, assim induzindo uma corrente na bobina receptora, a qual trabalha o sinal recebido, mas, depois de um tempo, as estruturas moleculares vizinhas e seus spins em precessão interagem uns com os outros, e, assim, ocorre a possibilidade de saírem de fase, ou seja, apontam para direções diferentes (REIS; DICKMAN, 2016).

Com isso, o vetor magnetização transversal resultante diminui, ao ponto em que os dipolos magnéticos fiquem em posições opostas com o tempo e acabam anulando o vetor magnetizado. O fato que ocorre no decaimento do sinal transversal está relacionado a essa anulação do vetor M_{XY} dentro da mesma unidade de imagem tridimensional, voxel, de imagem. A constante de tempo que determina esse processo é o decaimento transversal T2, que define cerca de 37% do valor de magnetização máxima após o pulso de radiofrequência, assim demonstrado na figura 17 até o retorno completo no tempo de $5T_2$ (REIS; DICKMAN, 2016).

Figura 17. Tempo de decaimento transversal T2 após o cancelamento do pulso de 90° até seu retorno para o eixo longitudinal



Fonte: (SIEMENS AG, 2003)

Segundo Mazzola (2009), a fórmula matemática que define esse tempo de retorno pode ser descrita da seguinte forma:

$$M_{XY} = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_2}} \right) \quad (18)$$

Em que:

M_{XY} = Vetor magnetização no eixo transversal (Z)

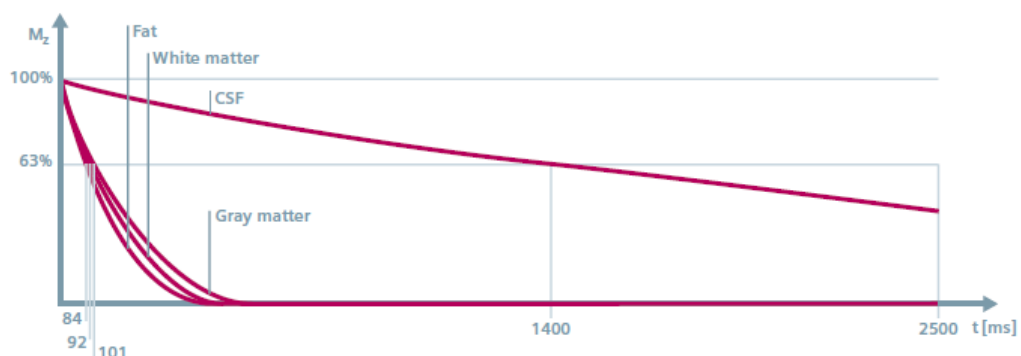
M_0 = Vetor magnetização inicial

T_2 = Constante particular de tempo, com variação de acordo com a amostra e campo magnético

t = Tempo relacionado ao processo em (ms)

A constante particular de tempo T_2 , assim como a constante T_1 , varia de acordo com o tecido da amostra, usando as mesmas amostras informadas em T_1 , como a gordura, massa branca, massa cinzenta e o líquido cefalorraquidiano, que trazem um melhor entendimento da importância nas imagens ponderadas em T_2 e suas características, assim demonstradas na imagem a seguir (SIEMENS AG, 2003):

Figura 18. Tempo de decaimento transversal T_2 em suas respectivas particularidade nos diversos tipos de tecido

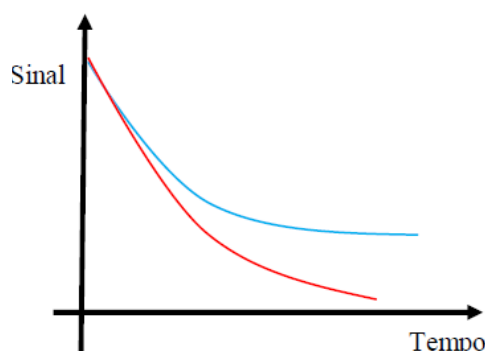


Fonte: (SIEMENS AG, 2003)

Ao comparar dois tipos de tecidos, a água e a gordura, verifica-se que, pelo fato de as moléculas de água estarem mais afastadas e as moléculas de gordura estarem mais próximas umas das outras, e que o fato do decaimento T_2 ocorre

devido à interação dos *spins* vizinhos, a influência entre os dipolos magnéticos é maior por causa dessa proximidade. Dessa forma, os *spins* da gordura decaem mais rapidamente do que os *spins* da água. A figura 19 demonstra graficamente essa diferença de cor azul, que representa a água, e vermelho, que representa a gordura (REIS; DICKMAN, 2016).

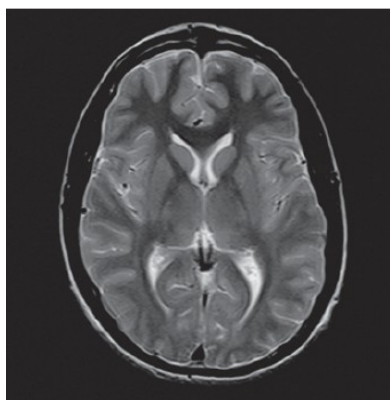
Figura 19. Comparação do vetor magnetização longitudinal da água e da gordura



Fonte: (REIS; DICKMAN, 2016)

Tecidos com T2 curto propendem a ser escuros, e tecidos com T2 longo tendem a ser brancos, fato devido ao decaimento rápido e à perda da intensidade de sinal também rápido, como, por exemplo, a gordura, que tem um T1 curto e um T2 curto. Em T1, a imagem será mais branca, enquanto em T2 aparecerá mais escura. A água, que tem T1 e T2 longos, apresentará a imagem mais escura em T1, enquanto em T2 aparecerá mais branca. A figura 20, na próxima página, demonstra uma imagem do cérebro em uma imagem tratada de T2 (SIEMENS AG, 2003):

Figura 20. Imagem tratada em T2, na qual se verifica a diferença entre os tecidos com T2 curto e longo



Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

2.8.3 Tipo de tecidos nos respectivos tempos T1 e T2

Como explicado, entende-se que as constantes de tempo T1 e T2 acontecem logo após o pulso de radiofrequência, assim como dentro da mesma unidade de imagem, sendo o pixel ou o voxel 2D e 3D, respectivamente. O que as difere é o fato de T1 representar o tempo de recuperação do vetor magnetizado ao longo do eixo longitudinal, cerca de 63%, em que emite um sinal induzido na bobina de radiofrequência até sua recuperação total de 100%, voltando ao estado de equilíbrio.

Outro fator, ainda, é o tempo T2, que se refere ao decaimento de 37% de seu valor inicial no eixo transversal, até seu retorno para o eixo longitudinal. T2 é muito menor que T1, cerca de 10 a 20% de T1, ou seja, a recuperação longitudinal é mais lenta que o decaimento transversal. Uma descrição que demonstra a importância da sequência de pulsos se torna relevante para a coleta do sinal, devido ao fato de ser um processo repetitivo e demorado, pois, para a formação da imagem, são necessários vários picos de ressonância, e a soma dos sinais emitidos por esse processo é codificada e trabalhada em forma de uma imagem (MENDONÇA et al, 1997).

Segundo Mendonça et al. (1997), além da gordura e da água, que foram discriminados, cada elemento, como o tecido, a substância e as lesões, aparece de maneiras diferentes nos tipos de imagens tratadas nos parâmetros definidos como T1 e T2, como, por exemplo:

SINAIS HIPERINTENSOS EM T1:

- Gordura
- Hemorragia subaguda
- Melanina
- Fluidos hiperproteicas
- Colesterol líquido
- Efeitos paramagnéticos

SINAIS HIPOINTENSOS EM T1:

- Calcificação
- Água livre e ligadas a proteínas
- Hematoma em fase aguda
- Ferro
- Cistos
- Osso cortical

SINAIS HIPERINTENSOS EM T2:

- Hematoma na fase subaguda
- Água livre ou ligada a proteína
- Fluidos em geral

SINAIS HIPOINTENSOS EM T2:

- Calcificação
- Ferro
- Hematoma na fase aguda
- Melanina
- Fibrose
- Osso cortical

SINAL ISOINTENSO EM T2:

- Gordura
- Melanomas
- Linfomas
- Meningioma
- Heterotopias de substância cinzenta

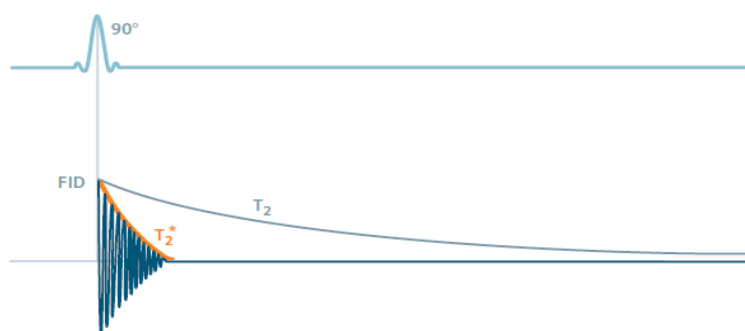
2.9 Quociente de decaimento transversal T2*

Durante o decaimento do vetor magnetização, também ocorre um decaimento no sinal induzido pela bobina, durante o movimento de precessão dos *spins* resultantes, após a aplicação de um pulso de RF na frequência de Larmor. Quando estes estão em precessão nas proximidades da bobina receptora, ocorre uma

indução magnética, sinal este denominado como decaimento livre de indução, de intensidade fraca e insatisfatório para a geração da imagem (REIS; DICKMAN, 2016).

Fatores que auxiliam a geração de sinais insatisfatórios são descritos pelo envolvimento de spins com spins e pelas irregularidades inerentes ao campo magnético principal (B_0). Com isso, percebe-se uma perda muito rápida dos núcleos quanto à coerência de fase dos sinais que se encontram em RMN, enfraquecendo-os rapidamente. Esse decaimento vai além do decaimento constante em T_2 , todavia, por fazer parte do decaimento do vetor magnetização transversal, tem ligação com T_2 , mas o fato descrito leva um tempo ainda menor do que T_2 , denominado T_2^* . A figura 21, na página seguinte, demonstra a relação entre as duas constantes de tempo em função do decaimento livre de indução (SIEMENS AG, 2003):

Figura 21. *Free Induction Decay* (FID), decaimento livre de indução e as constantes de tempo T_2 e T_2^*



Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

A figura 22 demonstra a interação entre os spins vizinhos e a ocorrência desse decaimento abrupto do sinal de RMN, uma situação com a seta mostrando o vetor resultante de magnetização e depois a decomposição dos vetores em fase entre os *spins* próximos (REIS; DICKMAN, 2016).

Figura 22. Cada vetor, R e L, com seu tempo de defasagem durante o enfraquecimento do sinal induzido



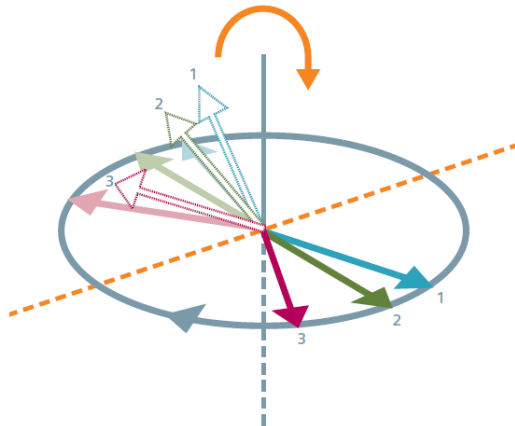
Fonte: (REIS; DICKMAN, 2016)

Todas as constantes de tempo são utilizadas para a geração do sinal, T1 porque define o quanto de magnetização é necessária para o sistema voltar ao estado inicial de equilíbrio, e T2 demonstra o quanto o sinal decai devido à incoerência de fase dos *spins* no plano transversal. Cabe ressaltar que a sequência de pulsos é repetida antes mesmo que o vetor magnetização M_z volte ao estado inicial de menor energia, assim demonstrando a importância dos pulsos para geração da imagem (MENDONÇA et al, 1997).

2.9.1 Aplicação de pulsos de radiofrequência (RF) de 180°

Em 1950, o Físico Norte-Americano descobriu como gerar um tipo de Eco no sinal e corrigir essa constante de tempo $T2^*$, pois verificou que este era reversível. Ele percebeu que, ao aplicar um outro pulso de radiofrequência, mas com ângulo de 180°, denominados pulsos de inversão, conseguiria sobrepor os vetores e assim recuperar a força do sinal. Essa mudança nos spins é somente em suas direções, não se altera a frequência de precessão, assim como demonstrado na figura 23 (SIEMENS AG, 2003):

Figura 23. Os *spins* no momento em que sobrepõem suas direções ao aplicar o pulso de RF de 180°



Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

Segundo Mazzola (2009), a equação matemática que relaciona a constante de tempo T2 com T2* é definida por:

$$\frac{1}{T2} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_{inomag}} \quad (19)$$

Em que:

T2 = Tempo de decaimento transversal

T2* = Quociente de decaimento da magnetização transversal

T2_{inomag.} = Decaimento do sinal devido à inhomogeneidade do campo B₀

2.9.2 Sequência de *SPIN* ECO e as constantes de tempo TR E TE

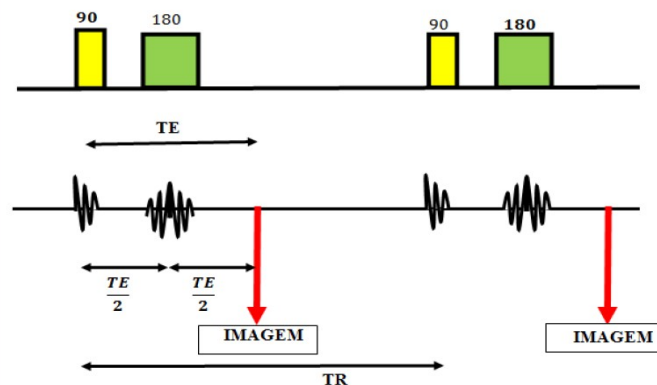
Segundo Reis e Dickman (2016), para se obter uma imagem de qualidade, é necessário seguir uma sequência pré-determinada e precisa com relação às sequências de pulsos e ao tempo entre os pulsos, assim como a coleta do sinal a ser codificado e trabalhado para geração da imagem. Após aplicar o pulso de RF de 90°, o vetor magnetização longitudinal M_z passa para o plano transversal e se torna M_{xy}, onde se adquire um sinal. Entretanto, depois da retirada desse pulso, o sinal perde sua intensidade devido à defasagem e decomposição do vetor magnetização no plano transversal, cujo tempo é definido pelo T2*, fato esse corrigido ao se aplicar

outro pulso de refase de RF de 180° , em que ocorre a inversão dos spins e, novamente, recupera-se a intensidade do sinal.

Essa sequência de pulsos é determinada por um tempo (t) característico, que define o intervalo entre o pulso de 90° e o pulso refase de 180° , e o mesmo tempo (t) para a geração do eco, em que se obtém o sinal. Uma constante de tempo denominada tempo de eco (TE), onde $t = TE/2$, é definida entre o pulso de 90° até o pico do sinal que o eco emite, ou seja, determina decaimento transversal T2 do processo. É após esse tempo de eco que se obtém uma imagem, assim como é demonstrado na figura 24 na página a seguir.

Outra constante de tempo, denominada tempo de repetição (TR) do processo, que define o tempo entre os pulsos de 90° , denominados pulsos de excitação dos spins que se encontram em precessão, caracteriza o relaxamento do vetor magnetização longitudinal, ou seja, determina o T1 do sistema (OLIVEIRA, 2008).

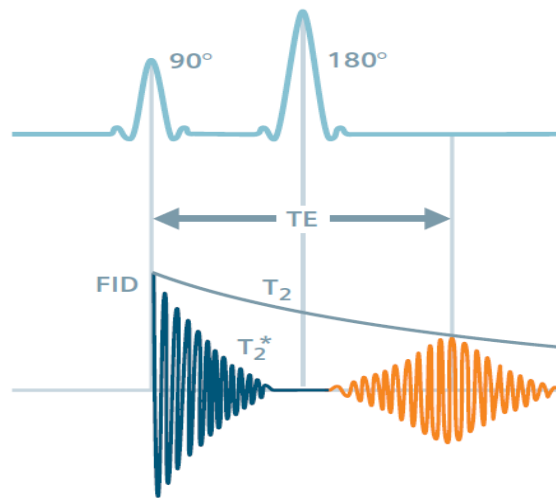
Figura 24. Sequências de pulsos para uma qualidade na geração da imagem em RMN



Fonte: (REIS; DICKMAN, 2016)

O tempo de defasagem dos spins após a retirada do pulso de 90° , denominada $T2^*$, interfere diretamente na amplitude do sinal de eco, porém o pico do sinal emitido por ele é totalmente dependente do tempo de relaxamento T2, conforme figura a seguir (SIEMENS AG, 2003).

Figura 25. Interferência no eco pelos decaimentos transversais T2 e $T2^*$



Fonte: (SIEMENS AG, 2003).

Segundo Mendonça et al. (1997), TR e TE são qualificados pelo operador da máquina de RMN, e as sequências são repetidas inúmeras vezes até se conseguir uma imagem. A qualidade do sinal de uma amostra volumétrica de um tecido é determinada pela seguinte equação:

$$S_{SE}(TE, TR) = N[H]e^{\frac{-TE}{T_2}} \left(1 - e^{\frac{-TR}{T_1}}\right) \quad (20)$$

Onde:

S_{SE} = Intensidade do sinal

TE = Tempo de eco

TR = Tempo de repetição

$N[H]$ = Densidade de prótons

T1 = Tempo de relaxamento longitudinal

T2 = Tempo de relaxamento transversal

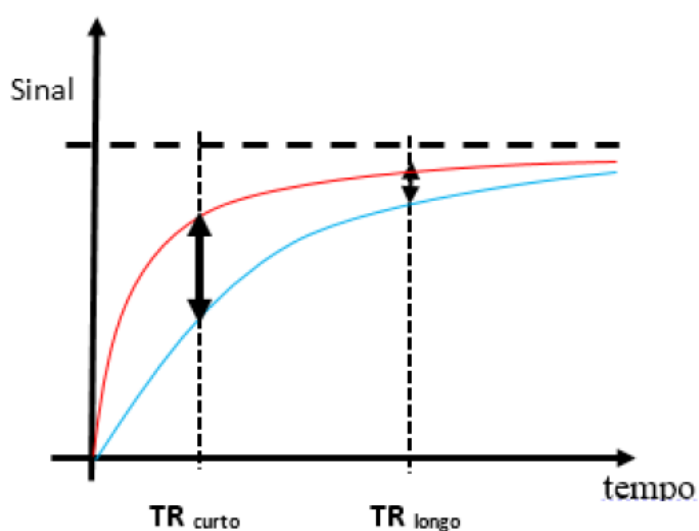
Um importante detalhe a ser observado na equação se refere a quais constantes interferem diretamente nas outras, como, por exemplo, o TR, que controla o tempo de recuperação longitudinal T1, e o TE, que controla o tempo de decaimento T2. Outro fator ainda não mencionado é a importância da densidade de

prótons na qualidade da imagem, pegando, como exemplo, duas amostras diferentes, mas com volumes iguais. O tecido avaliado que tiver maior densidade de prótons gerará um maior vetor magnetização transversal, induzindo um sinal maior e um melhor contraste em imagens ponderadas por densidade de prótons (OLIVEIRA, 2008).

2.9.3 Contraste em T1 E T2

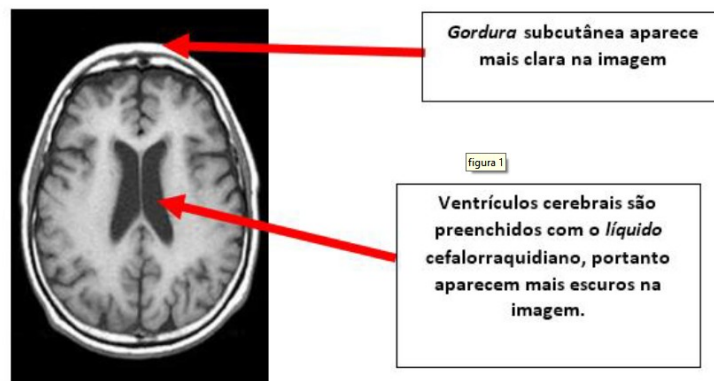
Usando duas substâncias como exemplo, a água e a gordura, é possível verificar que seus tempos de relaxamento T1 são diferentes e, com isso, ao fazermos uma análise do gráfico na figura 26, na próxima página, facilita a compreensão de que, pelo fato de o T1 da gordura ser menor, a componente longitudinal recupera-se mais rápido. Como consequência disso, seu TR é menor que o da água. Assim, ao aplicar o pulso de 90° novamente no tecido, o TR da água não termina o seu processo de relaxamento total, o que torna o vetor magnetização transversal da gordura maior que o mesmo da água, fazendo com que o sinal da gordura seja maior e mais brilhante e o da água menor e mais escuro, de acordo com a figura 27 na próxima página (REIS; DICKMAN, 2016):

Figura 26. Qualidade da imagem em T1 entre as substâncias representadas pela linha azul, a água, e a linha vermelha, a gordura.



Fonte: (REIS; DICKMAN, 2016)

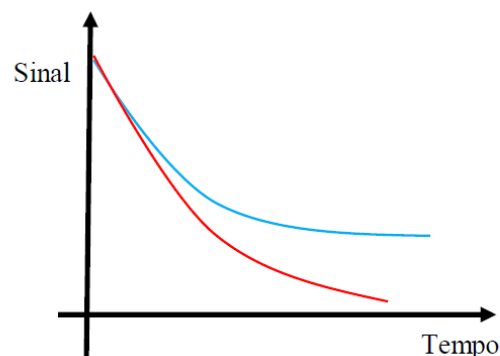
Figura 27. Imagem tratada em T1 comparando a gordura com a água.



Fonte: (REIS; DICKMAN, 2016)

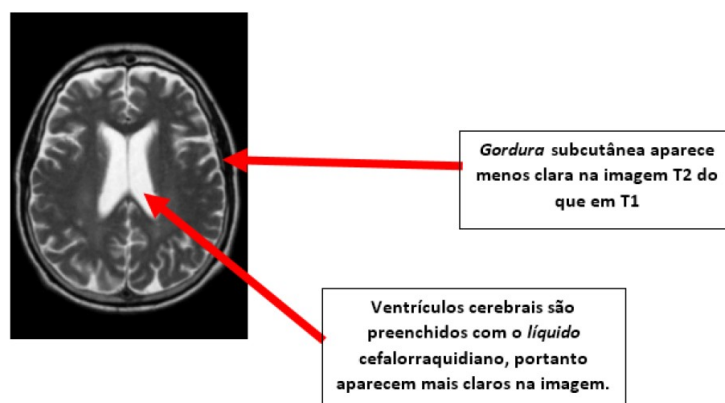
Ainda utilizando a água e a gordura como exemplos, que também variam em seus tempos de relaxamento transversal T2, verifica-se, a partir do gráfico da figura 28 na próxima página, que, para TE longo, a gordura aparece mais clara, mas não tão clara quanto em T1, e a água brilha, o oposto do que acontece em imagens ponderadas em T1, assim como na figura 29 a seguir (REIS; DICKMAN, 2016):

Figura 28. Qualidade da imagem em T2 entre as substâncias representadas pela linha azul, a água, e pela linha vermelha, a gordura.



Fonte: (REIS; DICKMAN, 2016)

Figura 29. Imagem tratada em T2 comparando a gordura com a água.



Fonte: (REIS; DICKMAN, 2016)

2.10 Codificação e formação da imagem

Após o estudo da captação do sinal de RMN, segue o estudo de como utilizar esse sinal na formação da imagem. Ao se aplicar um campo magnético uniforme em uma amostra e enviar pulso de RF de 90° para excitar os *spins* dos núcleos de Hidrogênio, fazendo com que entrem em movimento de precessão, a amostra como um todo receberá energia e irá para um estado de maior energia. Ao retirar esse pulso, o sistema começará a relaxar e emitirá um sinal que será coletado pela bobina receptora, mas, tendo em vista que ele emite esse sinal de forma homogênea, não conseguirá identificar de qual parte do tecido esses sinais são emanados. Assim, são necessárias novas formas de codificação do sinal, de forma espacial, feitas por bobinas de gradiente (SILVA, 2011).

2.10.1 Bobinas de gradientes de campos magnéticos variáveis

Bobinas de gradiente são magnetos com uma potência muito menor do que o campo magnético principal, que auxiliam a mudança de direção do magneto principal na região da amostra. Essa mudança tem a função de direcionar o campo nos três eixos ortogonais: eixo X, Y e Z, e, assim, são denominados, gradiente X (G_x), gradiente Y (G_y) e gradiente Z (G_z). A modificação acontece de forma linear, ou seja, após o acionamento de um deles, a frequência de precessão é intrínseca ao

seu eixo, pois a frequência de precessão de Larmor induzida pelo campo principal ocorre de forma homogênea, por isso torna-se possível localizar o sinal no espaço (OLIVEIRA, 2008)

Segundo Mazzola (2009), a intensidade de campo magnético, de forma linear em cada uma das direções ortogonais, é definida pelas equações ilustradas abaixo. Assim, a partir da figura 30, na página a seguir, é possível observar a aplicação de uma delas, o que facilita a visualização do efeito do novo campo aplicado:

Intensidade do campo na direção Z:

$$B_z(Z) = B_0 + ZG_z \quad (21)$$

Intensidade do campo na direção X:

$$B_x(X) = B_0 + XG_x \quad (22)$$

Intensidade do campo na direção Y:

$$B_y(Y) = B_0 + YG_y \quad (23)$$

Em que:

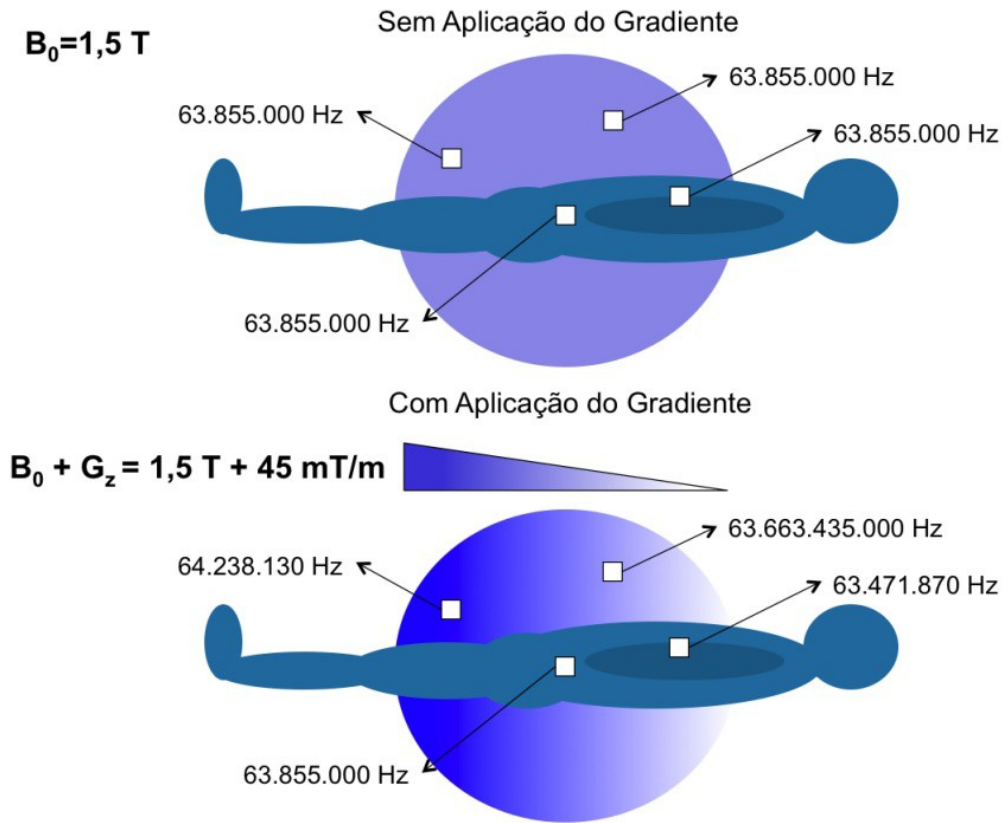
$B_z(Z)$, $B_x(X)$ e $B_y(Y)$ = Intensidade de campo nas direções ortogonais

G_z , G_x e G_y = Intensidade de gradiente aplicada em (mT/m)

B_0 = Campo principal homogêneo

Z , X e Y = Posição espacial onde será aplicado o novo campo magnético

Figura 30. Mudança na frequência de precessão dos spins após a aplicação de um gradiente de campo magnético com intensidade 45 mT/m no eixo ortogonal Z.



Fonte: (MAZZOLA,2009)

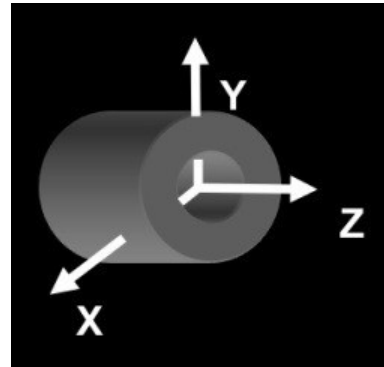
O acionamento de um dos gradientes ocasiona a mudança na fase dos *spins*, e esta alteração é inerente à amplitude e ao tempo, pois esse campo não é homogêneo e varia com o tempo. Dessa forma, são com esses dados de fase e frequência que são codificados, de forma espacial, os sinais de RMN emanados pelos *spins* na troca do estado de energia (MENDONÇA et al, 1997).

A localização das bobinas de gradiente dentro de uma máquina de ressonância magnética é um ponto importante a ser observado, assim como a direção do campo magnético em seu interior. A imagem 31 ilustra uma máquina de ressonância magnética, e a figura 32 mostra a disposição dos campos magnéticos homogêneos e não homogêneos em seu interior (LUCAS, 2014):

Figura 31. Máquina de ressonância magnética nuclear e as direções ortogonais em seu interior.

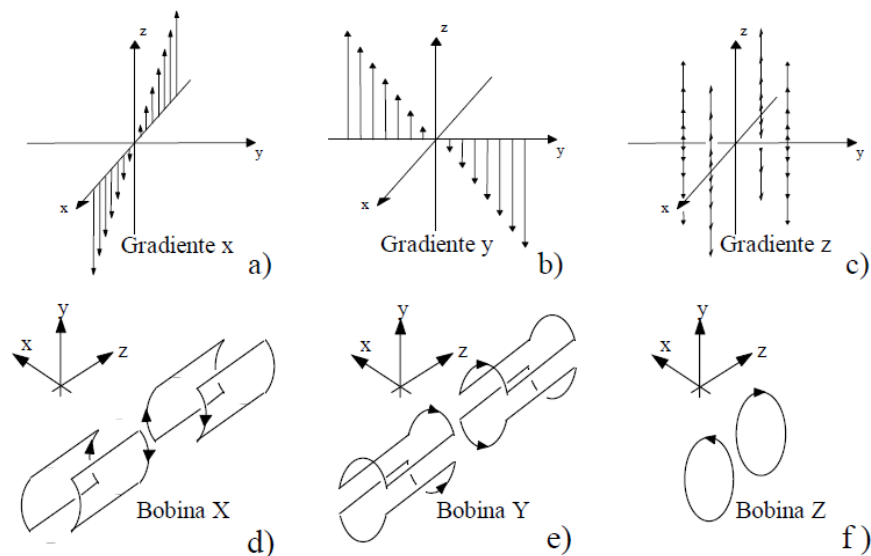


Fonte: (LUCAS, 2014)



Fonte: (MAZZOLA, 2009)

Figura 32. Bobinas de gradiente e suas respectivas direções ortogonais de aplicação.



Fonte: (SILVA, 2004)

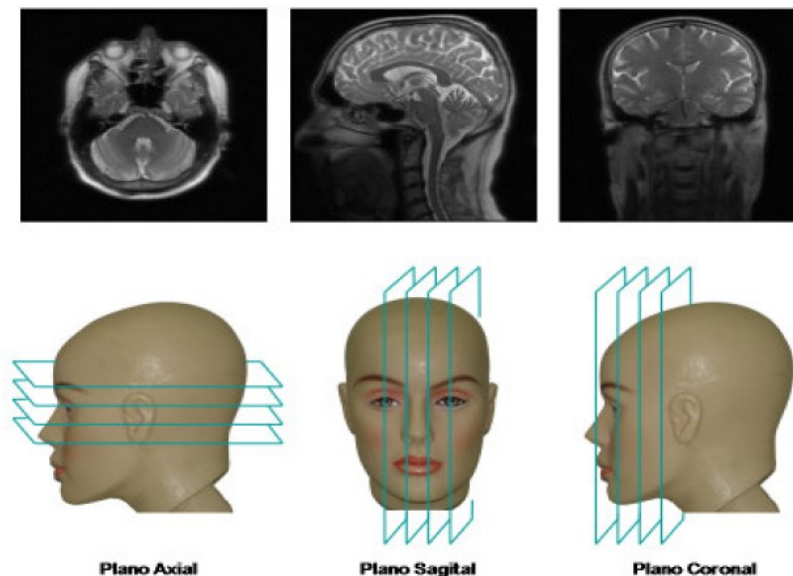
Para formar a imagem em RMN, é essencial passar por três etapas para codificar o sinal: a seleção de cortes, a codificação de frequência e a codificação de fase. Todas essas etapas são feitas por gradientes acionados em suas respectivas direções. Se um gradiente de corte for acionado em uma determinada direção do plano ortogonal, haverá as outras duas direções para se codificar a fase e a frequência, lembrando que, para o pulso de RF emitido pelo gradiente de corte

permanecer ativo, basta enviar um pulso com frequência semelhante à que será excitada (MAZZOLA, 2009).

2.10.2 Gradientes de seleção de cortes

Segundo Sanches (2009), os gradientes são responsáveis por selecionar o tipo de corte ao longo de sua aplicação no eixo ortogonal respectivo, pois têm uma frequência de precessão particular em cada ponto, e, assim, excitar de forma seletiva os *spins* nas frequências de Larmor já determinados. Como consequência disso, somente entram em ressonância e emitem o sinal os *spins* selecionados pelo corte feito pelo gradiente, o que os difere dos outros núcleos situados em cortes diferentes. A escolha do plano e suas orientações relativas aos gradientes são: gradiente G_z , responsáveis pelos cortes nos planos axiais; os gradientes G_x , pelos cortes sagitais, e os Gradientes G_y , pelos cortes coronais. A figura 33 a seguir demonstra os tipos de cortes supracitados:

Figura 33. Seleção de cortes feitos pelos respectivos gradientes selecionadores de cortes



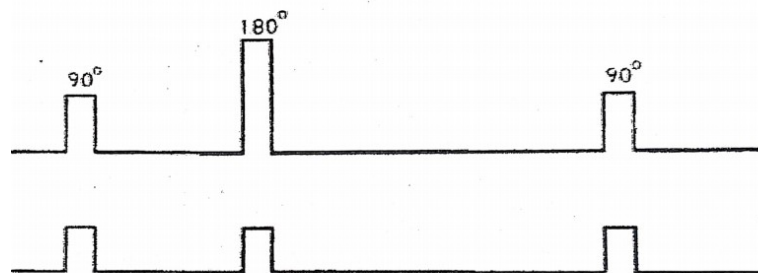
Fonte: (SACHES, 2009)

A espessura de cada corte é definida pela angulação dos gradientes que selecionam a imagem, baseada na defasagem das frequências de precessão entre spins que se encontram dentro da mesma faixa do gradiente. Quanto maior a angulação do gradiente, maior será a defasagem nas frequências de precessão. A aplicação desse gradiente tem a finalidade de igualar essas defasagens por meio de excitação por pulso de RF, chamada de banda ou faixa de transmissão, e a sequência denominada largura da banda ou da faixa (MENDONÇA et al, 1997).

Todos os gradientes mudam a fase e a frequência por toda sua extensão. A localização se dá pela localização espacial, ao medir a quantidade de vezes que os vetores de magnetização resultantes cruzam as bobinas, tanto pela sua frequência quanto por sua fase no caminho percorrido pelo *spin* envolvido em cada corte. Imagens ponderadas com esses dados tendem a cor cinza na imagem (SACHES, 2009).

Os gradientes de seleção de corte são acionados durante os pulsos de radiofrequência de 90° no momento de excitação dos *spins*, assim como na geração do eco pelos pulsos de 180° , que regulam a defasagem dos spins, conforme figura a seguir (MENDONÇA et al, 1997):

Figura 34. Momento em que os gradientes de seleção de cortes são acionados.



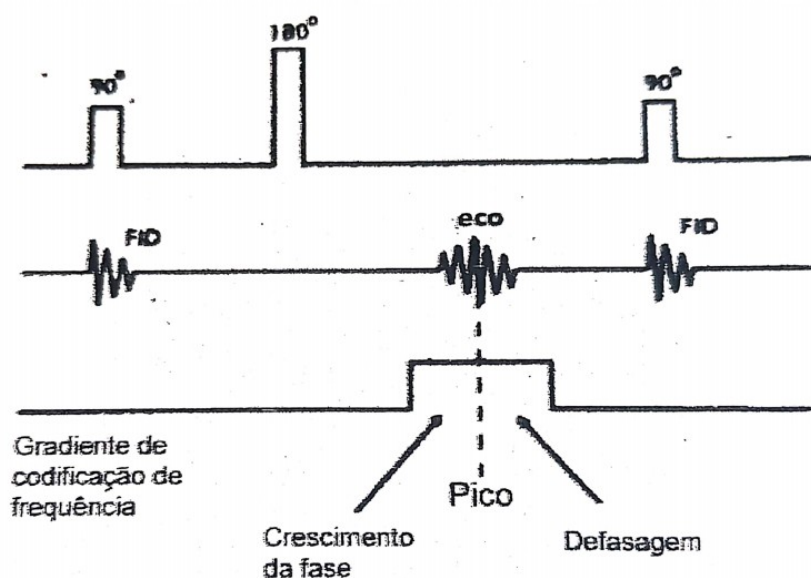
Fonte: (MENDONÇA et al, 1997)

2.10.3 Gradientes de codificação de frequência

Após selecionado o corte, o sinal emitido pela mudança do estado do *spin* necessita de um outro ponto de coordenada no eixo ortogonal, sendo considerado o maior eixo, o da anatomia, e é localizado pelo gradiente de codificação de frequência. Ao ser acionado, ele altera, de forma linear, o campo magnético, assim

como a frequência de precessão dos *spins* do hidrogênio ao longo do seu eixo. Conforme ilustrado na próxima página na figura 35, sua função é mediar o crescimento da fase do eco causado pelo pulso de 180° , o seu pico e a sua defasagem. Assim, o eco fica na parte central do gradiente de codificação de frequência. A angulação de sua rampa define o tamanho da amostra a ser observada por toda extensão de seu eixo, determinando assim o campo de visão (MAZZOLA, 2009).

Figura 35. Momento em que os gradientes de codificação de frequência são acionados.



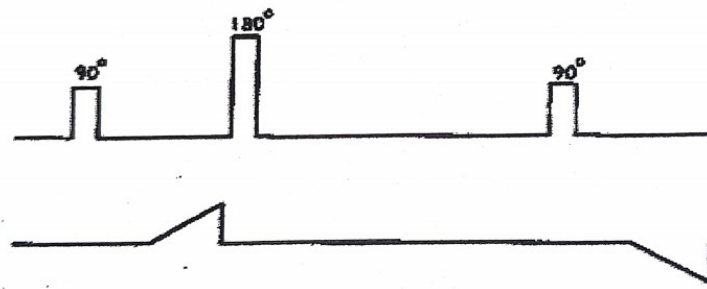
Fonte: (MENDONÇA et al, 1997)

2.10.4 Gradientes de codificação de fase

Como os gradientes estão nas três dimensões do plano ortogonal, a seleção de corte e frequência já foi determinada, mas ainda resta a localização de mais um ponto através do eixo analisado: o gradiente de codificação de fase, que também modifica o campo magnético principal, assim como a frequência de precessão dos *spins*. Os *spins* mudam o percurso de precessão com o acionamento do gradiente de codificação de fase, que é acionado de forma imediata, antes do pulso de 180° . Assim como demonstrado na figura 36 a seguir, os *spins* acelerados se adiantam enquanto os desacelerados se atrasam. Deste modo, ocorre uma diferença entre as

fases dos *spins* que estão posicionados em todo o eixo do gradiente. Ao desligar o gradiente de fase, os núcleos retornam à influência do campo magnético principal, assim como sua frequência de Larmor, mas permanece a desigualdade em suas fases, e, assim, é determinada sua localização espacial por toda a extensão do gradiente de codificação de fase (MENDONÇA et al, 1997).

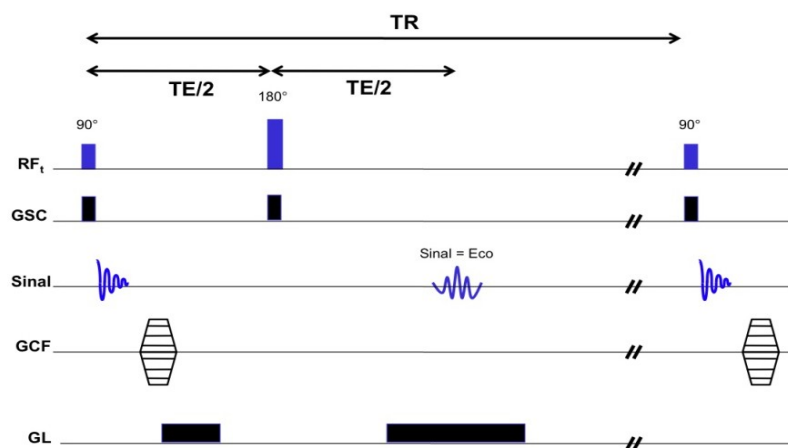
Figura 36. Momento em que os gradientes de codificação de fase são acionados.



Fonte: (MENDONÇA et al, 1997)

De forma geral, o gradiente de frequência é acionado durante a coleta do sinal, mas sua amplitude, assim como a amplitude do gradiente de fase, determina duas das três dimensões ortogonais, o campo de visão da imagem. O diagrama, na figura a seguir, demonstra os acionamentos de todos gradientes durante os pulsos de RF (MAZZOLA, 2009):

Figura 37. Momento do acionamento do gradiente de seleção de corte (GSC), gradiente de codificação de fase (GCF) e do gradiente frequência, também chamado de leitura (GL) durante os pulsos de excitação e eco.

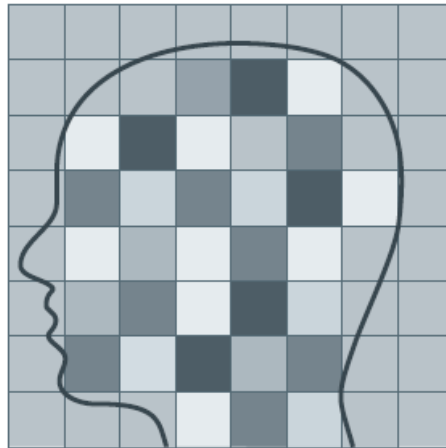


Fonte: (MAZZOLA, 2009)

2.11 Coleta de dados para formação da imagem

Ao aplicar todos os gradientes, o sistema computacional consegue localizar cada sinal de forma individual, pois a seleção de corte, assim como a desorientação da frequência e fase ao longo de seus eixos, é distinta, e o cálculo destes é definido pela quantidade de vezes que seus *spins* passam pela bobina receptora relativa à sua frequência e pelo caminho transcorrido pela precessão relativa à sua fase. Os dados coletados são armazenados de forma matricial em tons de cinza, em um espaço denominado “espaço K”, assim como na figura 38 (MENDONÇA et al, 1997):

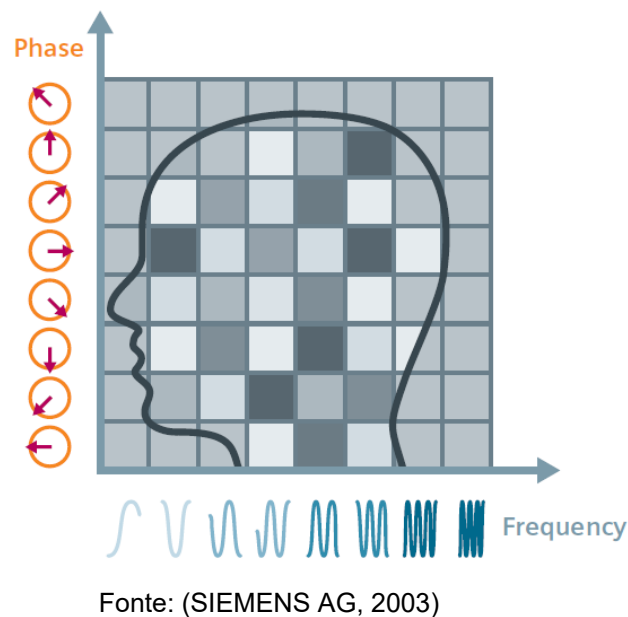
Figura 38. Matriz com intensidade de tons de cinza denominado espaço K.



Fonte: (SIEMENS AG, 2003)

A definição do espaço K não é caracterizada por uma grandeza física, e sim um local abstrato baseado em algoritmos matemáticos dentro de uma unidade computacional. De forma matricial, as linhas horizontais do espaço K serão preenchidas pelos ecos causados pelos pulsos de RF, qualificada pelo gradiente de codificação de frequência em que os *spins* passam pela bobina receptora, e as colunas serão preenchidas pelos dados do gradiente de codificação de fase, como ilustrado na figura 39 (MAZZOLA, 2009):

Figura 39. Espaço K com as linhas de frequência e as colunas de fase.



O eixo cartesiano da frequência denominado KX e o eixo da fase KY são denominadas frequências espaciais, que são adquiridas por seus respectivos gradientes. Cada unidade de imagem coletada traduz a intensidade do sinal, de acordo com a tonalidade de cinza, e sua amplitude define sua localização espacial num determinado instante de tempo. A tonalidade dos tons de cinza é consequência da sobreposição das linhas e colunas que completam o espaço K, e essas tonalidades são atribuídas a cada unidade de imagem, de acordo com a figura 40 (SIEMENS AG, 2003):

Figura 40. Sobreposição dos dados coletados da fase e frequência



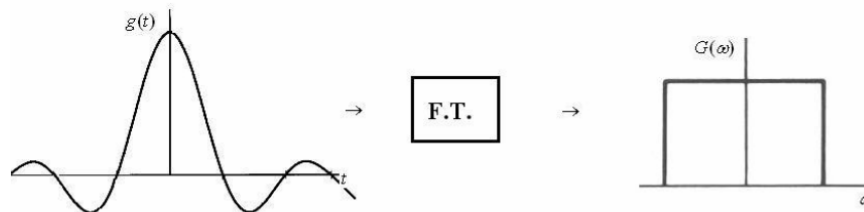
Fonte: (SIEMENS AG, 2003)

2.11.1 Transformada de Fourier (Domínio do tempo X Frequência)

Como verificado, os sinais RMN são trabalhados de forma espacial com amplitude versus o tempo, ou seja, o pico do espectro de RMN varia com o tempo de acionamento dos pulsos de RF e são caracterizados pela sua amplitude. Em

contrapartida, os dados obtidos com esse fenômeno são manipulados por seus dados de amplitude e frequência, cuja frequência condiz com sua localização espacial. Ao utilizar ferramentas matemáticas para auxiliar nesse contexto, a transformada de Fourier evoluiu a técnica de diagnósticos por imagem, pois, com ela, consegue-se modificar o sinal que se encontra no domínio do tempo para o domínio da frequência. O gráfico, na figura a seguir, mostra como funciona a transformação do sinal na forma de onda (OLIVEIRA, 2008).

Figura 41. Transformada de Fourier (TF)



Fonte: (OLIVEIRA, 2008)

Segundo Oliveira (2008), a transformada de Fourier da função de tempo $G(T)$ para a função da frequência $G(\omega)$ é descrita da seguinte forma:

$$G(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(t) e^{-i\omega t} dt \quad (24)$$

Onde, $\omega = 2\pi f$

$$G(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(t) e^{-2\pi f t} dt \quad (25)$$

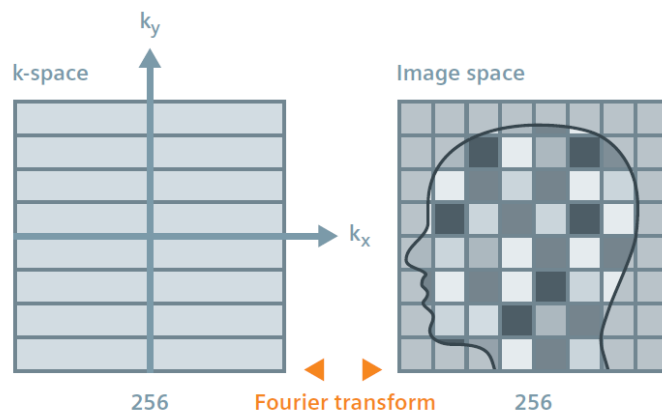
E a função que retorna à função original denominada transformada inversa de Fourier é:

$$G^{-1}[G(\omega)] = g(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} G(\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad (26)$$

2.11.2 Formação de unidades de imagem em 2D (pixel)

Trazendo essa aplicação matemática para a análise por imagens, a figura a seguir ilustra como a imagem em 2D, após a aplicação da transformada de Fourier, é alterada. A sobreposição das linhas e colunas formadas por tons de cinza, além dessas várias sobreposições de faixas, caracteriza um tom de cinza associado à junção de várias coletas de sinal. Assim como uma matriz de ordem 256x256, são necessárias 256 coletas de dados do gradiente de codificação de fase, e estes são trabalhados e codificados para a formação de uma unidade bidimensional denominada pixel, sendo esse o último passo para a formação da imagem bidimensional (SIEMENS AG, 2003).

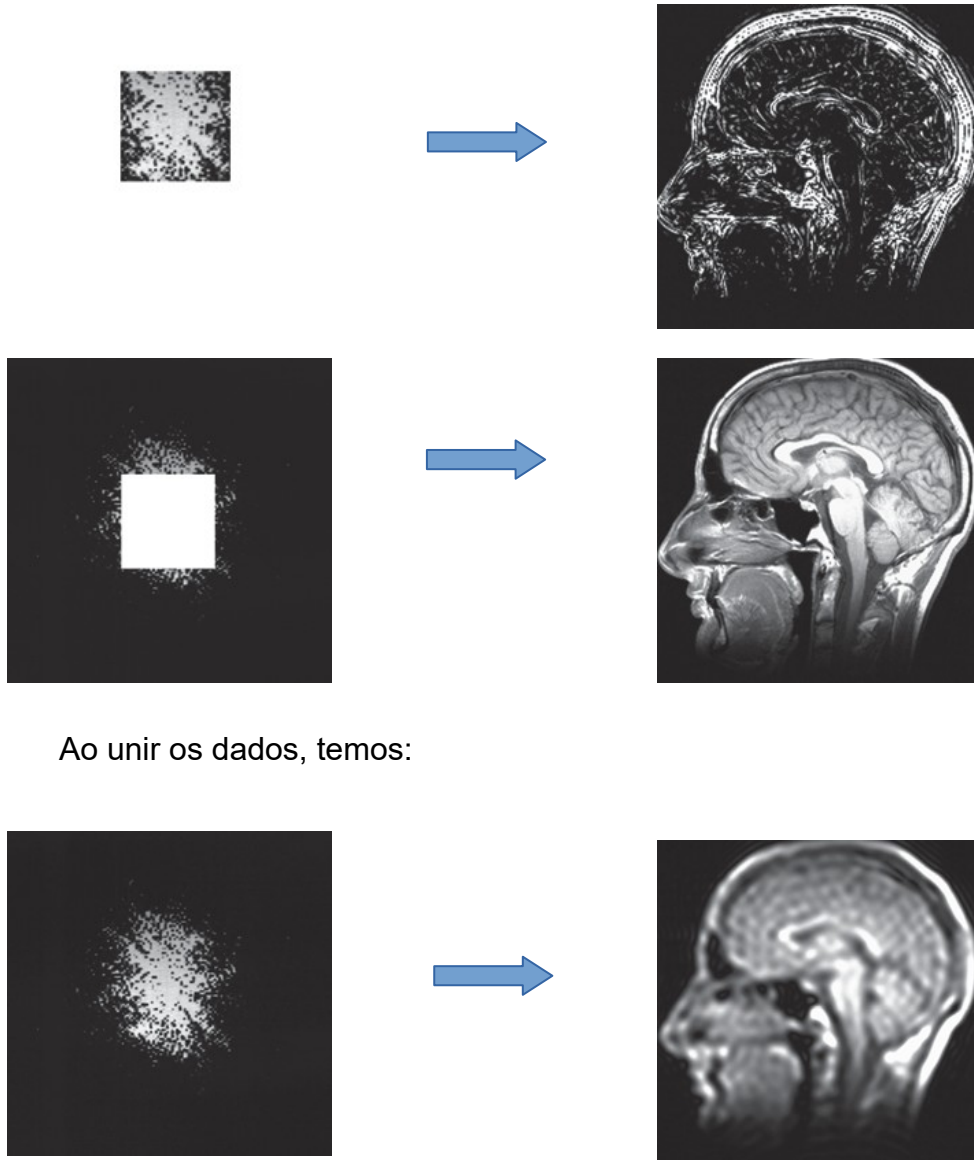
Figura 42. Matriz de dados em 2D, coletados pós aplicação de transformada de Fourier.



Fonte: (SIEMENS AG, 2003)

Cabe salientar que cada dado preenchido no espaço K não representa um pixel da imagem, mas sim dados da imagem como um todo, sendo a parte central a estrutura e contraste, e as partes externas, o contorno e resolução da imagem. A figura a seguir demonstra essa diferença de aplicações (OLIVEIRA, 2008):

Figura 43. Partes preenchidas do espaço K com suas respectivas participações na formação da imagem.



Ao unir os dados, temos:

Fonte: (SIEMENS AG, 2003)

2.11.3 Relação sinal/ruído (S/R)

A geração do ruído se faz pela interação do corpo de um paciente ao magneto principal, assim como da parte elétrica da própria máquina. A relação sinal/ruído se faz pela relação da amplitude do sinal recebido pela bobina receptora com a amplitude do ruído. Sabendo que o sinal recebido pela bobina é inerente à tensão

induzida nela, e o ruído é gerado devido ao tipo de tecido biológico na amostra e ao próprio conjunto, a relação S/R é constante e eventual ao tempo e é diretamente proporcional à intensidade do sinal. Outros fatores também interferem diretamente nessa relação, como a densidade de prótons da amostra, o volume do voxel, o tempo de repetição (TR), o tempo do eco (TE), o número de aquisições devido ao gradiente de codificação de fase, a largura da banda receptora ao selecionar a espessura do corte e os tipos de bobina (MENDONÇA et al, 1997).

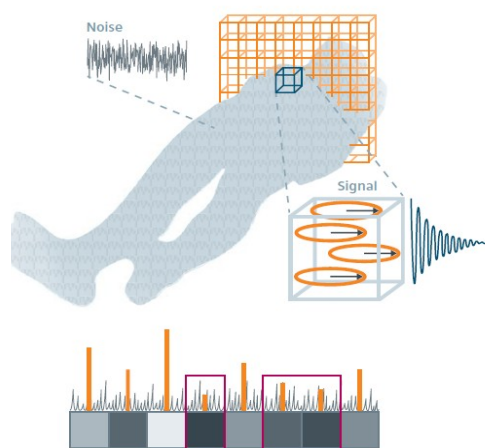
2.11.4 Formação de unidades de imagem em 3D (voxel)

As unidades de imagens em 2D(pixel) têm inúmeros valores de cinza em sua formação. Um grande número de pixels abrange a constituição da imagem. Para se constituir imagens em 3D, além da codificação de fase e frequência, acopla-se a seleção da espessura do corte.

A quantidade de prótons na amostra determina a qualidade e amplitude do sinal, pois haverá maiores quantidades de *spins* e, como consequência, uma maior quantidade de vetores resultantes de magnetização transversais.

Como mostra a figura a seguir, o contraste do pixel é gerado pela intensidade do sinal de ressonância emitido pelo voxel da amostra do tecido do paciente, assim como a relação S/R (SIEMENS AG, 2003):

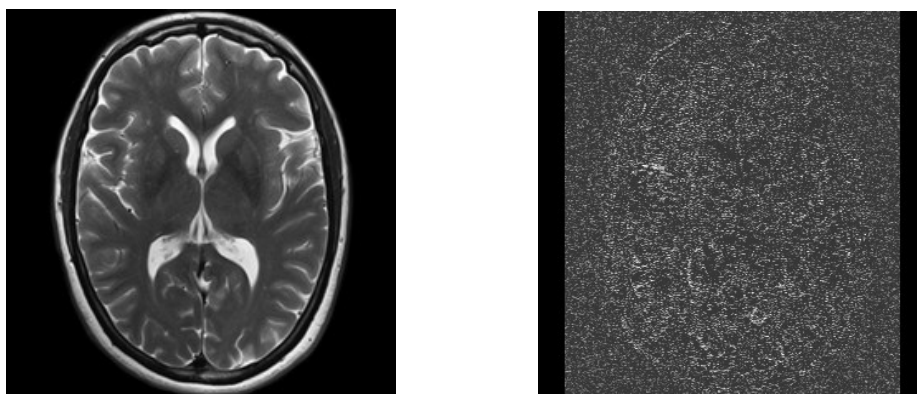
Figura 44. Intensidade do sinal emitido pelo voxel em relação à densidade de prótons existentes na amostra e a relação S/R na geração de imagem.



Fonte: (SIEMENS AG, 2003)

É importante perceber que a relação S/R interfere diretamente na formação da imagem. A figura a seguir demonstra a contribuição do ruído, e o que ela representa na definição da qualidade.

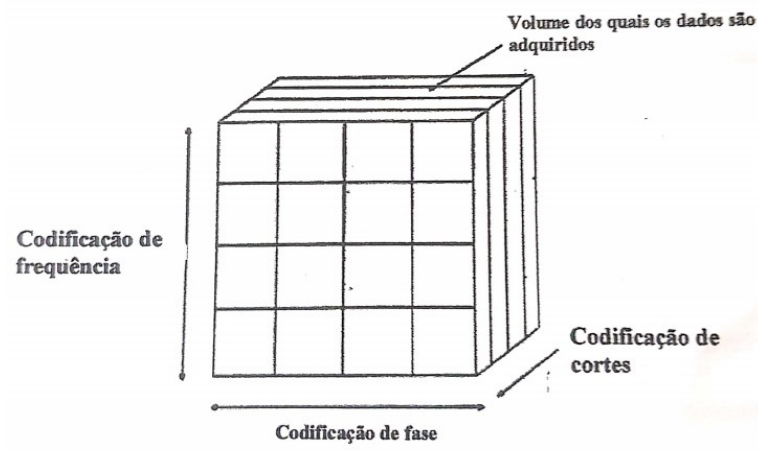
Figura 45. Imagem à esquerda pondera pixel por pixel, e a imagem à direita a contribuição do ruído na imagem.



Fonte: (SIEMENS AG, 2003)

A utilização da imagem em três dimensões é extremamente favorável para qualificar patologias na imagem com maior resolução, assim como demonstra a figura 46, que apresenta os tipos de aquisições para gerar uma imagem em 3D, uma vez que possibilita uma espessura no corte muito pequena em relação às demais técnicas de imagenologia em análise clínica. Das várias vantagens das imagens em 3D, temos a excitação de toda a amostra; a relação S/R é maior com um menor número de aquisição de sinal, assim como geral uma imagem de toda a parte anatômica, devido aos planos de corte em qualquer direção. Uma das poucas desvantagens seria em relação ao tempo de aquisição, o que é facilmente ajustado a com imagens geradas com tempo de repetição mais curtos. Assim, quanto mais se utiliza o gradiente de seleção de corte, mais tempo se gasta para aquisição. No entanto, quanto mais codificação de cortes, maior a relação S/R, o que reduz o número de aquisições do sinal (MENDONÇA et al, 1997).

Figura 46. Os diversos tipos de cortes e seleção de uma unidade volumétrica de imagem



Fonte: (MENDONÇA et al., 1997)

3 METODOLOGIA

Este estudo seguiu os princípios de uma revisão narrativa, sendo realizada a aquisição e análise de dados baseados em artigos científicos, teses e livros entre os anos de 1987 e 2017.

Nesta revisão foi abordada a Teoria Quântica, compreendendo física moderna, química e mecânica, e sua aplicabilidade no campo da imagiologia médica.

O conhecimento apurado nas áreas supracitadas irá possibilitar uma melhor compreensão da geração de imagem por RMN, viabilizando novos estudos que possam contribuir para a evolução tecnológica dos aparelhos já disponíveis e permitir o desenvolvimento de novas tecnologias dentro da espectroscopia de RMN aplicada à medicina.

4 RESULTADOS

A potência do campo gerado deve ser observada, pois quanto maior o campo aplicado, melhor a qualidade de imagem, estando ele diretamente relacionado com a frequência de Larmor, definindo o movimento de precessão do *spin* resultante do núcleo e a intensidade do sinal.

Os magnetos supercondutores são os mais utilizados na geração de alto campo no processo de geração da imagem, o que torna os tipos de magnetos objetos de estudo fundamentais quando o objetivo é uma máquina de RMN que ofereça uma imagem de alta qualidade. O fenômeno de supercondutividade é obtido a partir da imersão de cabos de nióbio e titânio em hélio e nitrogênio líquido, a uma temperatura próxima do zero absoluto, com a finalidade de reduzir os atritos entre os elétrons, evitando uma variação no potencial elétrico nos condutores.

A seleção das bobinas de radiofrequência é um fator importante a ser considerado, visto que existem bobinas específicas para cada parte do corpo de acordo com a sensibilidade das mesmas aos sinais emanados por cada amostra de tecido do paciente. A escolha correta das bobinas possibilita reduzir a relação sinal-ruído, que é a relação entre a qualidade de sinal e o ruído gerados durante o processo eletrônico realizado pelas bobinas, permitindo a geração uma imagem de melhor qualidade.

A seleção do corte escolhido está diretamente associada à localização e resolução espacial, participando de forma direta no detalhamento do sinal e na formação da imagem. Quanto maior a quantidade de sinais captados melhor a resolução da imagem, sendo o tempo um dos fatores limitantes para a obtenção de uma imagem de qualidade.

Ainda em se tratando da qualidade da imagem, foi possível compreender que as características dos diferentes tecidos dentro da amostra avaliada, assim como as técnicas utilizadas, os tempos de relaxamento longitudinal e transversal e a densidade de prótons, definem as peculiaridades de cada unidade de imagem, facilitando o diagnóstico durante a análise das estruturas biológicas.

Técnicas matemáticas, como a transformada de Fourier, se mostraram de extrema importância para o processamento dos sinais emanados pelo sistema. A ausência dessas ferramentas dificultaria a codificação do sinal coletado e

armazenado na matriz no espaço K e sua transformação no domínio do tempo para o domínio da frequência, onde a construção da imagem acontece.

5 CONCLUSÃO

A geração de imagem por Ressonância Magnética Nuclear (RMN) é uma tecnologia em crescente desenvolvimento na atualidade. Ela é eficaz ao identificar e classificar as diversas densidades de estruturas da anatomia humana, diferenciar tecidos saudáveis e patológicos, além de permitir também uma avaliação da parte funcional, principalmente relacionada às funções cognitivas cerebrais. Tais características tornam a RMN uma das principais ferramentas diagnósticas no campo da imagiologia médica moderna.

Os estudos são fundamentados em princípios físicos, tais como o eletromagnetismo, a supercondutividade, a mecânica quântica e o processamento de sinais. O conhecimento de tais princípios é indispensável à compreensão do fenômeno e sua aplicação na geração de imagem.

REFERÊNCIAS

GIL, V.M.S; GERALDES, C.F.G.C., **Ressonância Magnética Nuclear: Fundamentos, Métodos e Aplicações**. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian. 1987

CAMPELO, M. C. S.; TERINI, R. A.; PEREIRA, M. A. G. **Análise da calibração de medidores de PKA em um laboratório padrão**. In: XVII Congresso Brasileiro de Física Médica, Salvador. Anais do XVII CBFM. 2012.

REIS, RAIMUNDO NONATO NOGUEIRA; DICKMAN, ADRIANA GOMES. **Oficina sobre bases físicas da ressonância magnética** 2016

MAZZOLA, Alessandro A. Ressonância magnética: **princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional**. Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, n. 1, p. 117-129, 2009.

RAMSEY, Norman F. **Early history of magnetic resonance**. Physics in perspective, v. 1, n. 2, p. 123-135, 1999.

DONOSO, José Pedro. **Datas e personagens na História da Espectroscopia de Ressonância Magnética**. 1993

QUEIROZ JÚNIOR, Luiz Henrique Keng et al. **Ressonância magnética nuclear ultrarrápida: implementação, desenvolvimento e aplicações**. 2011.

COLNAGO, Luiz Alberto; DE ANDRADE, Fabiana Diuk. **Rmn no domínio do tempo: fundamentos e aplicações offline e inline**. Embrapa Instrumentação- Capítulo em livro científico (ALICE), 2017.

MENDONÇA. Renato Adam, Aula: " **RM na Imaginologia do Sistema Nervoso Central**" / **Workshop Med-Imagem Fundamentos de Ressonancia Magnetica**. 1997.

TIPLER, Paul A; LIEWELLYN, Ralph A. **Física Moderna**. Sexta Edição. Rio de Janeiro: LTC.2014

SIEMENS-AKTIENGESELLSCHAFT BERLIN, West; HENDRIX, Alexander. **Magnets, spins, and resonances: an introduction to the basics of magnetic resonance**. Siemens AG, 2003.

PAVIA, Donald L. et al. **Introdução à Espectroscopia**, tradução da 4ª edição norte-americana. São Paulo: Cengage Learning, 2010.

GONÇALVES, Antônio Edson. **Equações de Bloch não lineares: efeito da temperatura no fenômeno de superradiância**. 1987.

MAGALHÃES, Ana et al. **Com que frequência reparas nas radiofrequências?** Projeto Monit. Escola secundária Abel Salazar, 2012.

OKUNO, Emico. **Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia**. estudos avançados, v. 27, n. 77, p. 185-200, 2013.

GONSALVES, António Rocha et al. **Espectroscopia de Ressonância Magnética e Nuclear**. Imprensa da Universidade de Coimbra/Coimbra University Press, 2007.

OLIVEIRA, Sumaia Celle de. **Revisão bibliográfica acerca dos princípios de ressonância magnética nuclear**. 2008.

SILVA, Everlin Carolina Ferreira da. **Estudo da técnica de ressonância magnética para algumas aplicações voltadas à neurologia e à neurociência**. 2011.

LUCAS, Carlo Foletto. **Técnicas de segmentação e classificação de imagens em exames de ressonância magnética nuclear**. Revista da Graduação, v. 7, n. 2. 2014

SANCHES, Ionildo José. **Sobreposição de imagens de termografia e ressonância magnética**: uma nova modalidade de imagem médica tridimensional. 2009.