

**CENTRO UNIVERSITÁRIO DO SUL DE MINAS
ENGENHARIA MECÂNICA
HENRIQUE SALLES RIBEIRO**

**RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E SEU FUNCIONAMENTO MECÂNICO PARA
GERAR IMAGENS**

**Varginha
2018**

HENRIQUE SALLES RIBEIRO

**RESSONÂNCIA MAGNETICA E SEU FUNCIONAMENTO MECÂNICO PARA
GERAR IMAGENS**

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Mecânica,
do Centro Universitário do Sul de Minas, como pré re-
quisito para a obtenção do grau de bacharel em Engenha-
ria Mecânica, sob orientação do Prof. Me. Hugo Viera.

Varginha

2018

HENRIQUE SALLES RIBEIRO

**RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E SEU FUNCIONAMENTO MECÂNICO PARA
GERAR IMAGENS**

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Mecânica,
do Centro Universitário do Sul de Minas, como pré re-
quisito para a obtenção do grau de bacharel em Engenha-
ria Mecânica, sob orientação do Prof. Me. Hugo Vieira

Aprovado / /

Prof.

Prof.

Prof.

OBS.:

Dedico este trabalho à minha família, em especial aos meus pais e minha irmã por todo o apoio dado durante o curso e aos meus amigos da faculdade pelo companheirismo durante essa etapa de aprendizado.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus colegas da Philips Walita por ter tido a oportunidade de desenvolver esse trabalho, e aos meus professores e colegas da faculdade pelo conhecimento transmitido durante o curso de Engenharia Mecânica.

“Sua meta é ser o melhor do mundo naquilo que você faz. Não existem alternativas”.

Vicente Falconi

RESUMO

Este trabalho aborda a física aplicada referente ao campo magnético e eletroímã envolvendo a estrutura, princípio básico de design e funcionamento mecânico, onde assim que o corpo que deve ser examinado atinge o centro ou o isocentro do campo magnético, o exame começa. Desenvolvendo imagens quando o campo magnético estático faz o prótom voltar a sua posição de origem, liberando rádio frequência que será captado e analisado o movimento dos prótons. Onde a ressonância tem a função de encontrar doenças específicas ou lesões corporais em conjunto com os pulsos de energia das ondas de rádio, o aparelho pode selecionar um ponto específico do corpo do paciente, gerando imagens em duas ou três dimensões, de qualquer parte do corpo humano, através de um sistema avançado de alta tecnologia.

Além de ser um sistema que não apresentarem incidência de efeitos colaterais, gerando conforto e tranquilidade para os pacientes. Sendo necessário apenas que se permaneça imóvel durante o exame. Não apresenta contra indicações, exceto a portadores de marca-passos cardíacos e materiais metálicos (clips metálicos e outros) que possam sofrer indução eletromagnética.

Palavras-chave: Ressonância magnética. Bobina de gradiente. Bobina de rádio frequência.

ABSTRACT

This paper discusses the applied physics related to the magnetic field and electromagnetic involving the structure, basic principle of design and mechanical functioning, where as soon as the body to be examined reaches the center or the isocenter of the magnetic field, the examination begins. Developing images when the static magnetic field causes the proton to return to its original position, releasing radio frequency that will be captured and analyzed the movement of the protons. Where the resonance has the function of finding specific diseases or bodily injuries in conjunction with the pulses of energy of the radio waves, the apparatus can select a specific point of the patient's body, generating images in two or three dimensions, of any part of the body human, through an advanced high-tech system.

In addition to being a system that does not present incidence of side effects, generating comfort and tranquility for patients. It is only necessary that you remain motionless during the examination. It does not contain contraindications, except for patients with cardiac pacemakers and metallic materials (metal clips and others) that may undergo electromagnetic induction.

Keywords: *Magnetic resonance imaging. Gradient coil. Radio frequency coil.*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Ressonância magnética.....	11
Figura 2 - Núcleo do átomo.....	12
Figura 3 - Movimento browniano.	13
Figura 4 - Quantização de spins.	13
Figura 5 - Alinhamento dos átomos com o campo magnético.	15
Figura 6 - Magnetização transversal e longitudinal.	17
Figura 7 - Constante de Tempo.	17
Figura 8 - Frequência de moléculas.	18
Figura 9 - Frequência de moléculas.	19
Figura 10 - Processo de relaxamento.	20
Figura 11 - Processo de relaxamento.	21
Figura 12 - Relação entre tempo, sinal e frequência.	22
Figura 13 - Medição de tempo por sinal.	23
Figura 14 - Efeito em 180° do pulso de refocagem.	25
Figura 15 - Echos sucessivos.	26
Figura 16 - Magneto.....	30
Figura 17 - Sistema eletrônico.	31
Figura 18 - Sistema de refrigeração.	32
Figura 19 - Magneto 4K.....	33
Figura 20 - Magneto 10K.....	34
Figura 21 - Corrente de sintonização de RF.....	36
Figura 22 - Sinal de sintonização.	37
Figura 23 - Formula de ressonância.	39
Figura 24 - Processo de construção de imagem.....	40
Figura 25 - Bobina de gradiente.....	41
Figura 26 - Isocentro magnético.....	41

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REFERENCIAL TEÓRICO	11
2.1 Contexto Histórico	11
2.2 Princípios físicos da ressonância magnética	12
2.2.1 Propriedades magnéticas do núcleo.....	12
2.2.2 Descrição do vetor de ressonância magnética e magnetização de rede.....	14
2.2.3 Precessão de Larmor e fenômenos de ressonância.....	15
2.2.4 Processos de relaxamento.....	16
2.2.5 Relaxamento longitudinal.....	17
2.2.6 Relaxamento transversal.....	20
2.2.7 Transferência de magnetização	21
2.2.8 O decaimento de indução livre, detecção de sinal e transformação de Fourier.....	22
2.2.9 Desenvolvimento de eco de spin: lógica e metodologia.....	23
2.2.10 RMN de núcleos que não sejam prótons	25
2.3 Magneto	26
2.3.1 Propriedades importantes do magneto.....	26
2.3.2 Introdução dos conceitos básicos.	27
2.3.2.1 Criostato	27
2.3.2.2 <i>Cold Head</i>	27
2.3.2.3 Gelo	28
2.3.2.4 <i>Ramping</i>	28
2.3.2.5 <i>Shimming</i>	28
2.3.2.6 <i>Quench</i>	28
2.4. Visão geral	29
2.5 Eletrônica	30
2.6 Sistema de refrigeração	31
2.7 Magneto 4K	32
2.8 Magneto 10K	33
2.9 Bobina de rádio frequência	34
2.9.1 Identificação da bobina de RF	35
2.9.2 Corrente de sintonização rádio frequência	35
2.9.3 Sinal de sintonização captado pela bobina de rádio frequência	36
2.9.4 Controle da bobina de rádio frequência.....	37
2.9.5 Bobinas de recebimento.....	38
2.9.6 Bobinas de sinergia.....	39
2.10 Bobina de gradiente	40
2.10.1 Funcionamento da Imagem de Ressonância Magnética Funcional.....	42
3 METODOLOGIA	44
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
CONCLUSÃO	46
REFERÊNCIAS	47

1 INTRODUÇÃO

A ressonância magnética segue um princípio básico de *design*, onde assim que o corpo que deve ser examinado atinge o centro ou o isocentro do campo magnético, o exame começa. Em conjunto com os pulsos de energia das ondas de rádio, o aparelho pode selecionar um ponto bem pequeno dentro do corpo do paciente, gerando um mapa em 2-D ou 3-D dos tipos de tecido. Então ele junta todas essas informações para gerar imagens em modelos 2-D ou modelos 3-D.

O corpo humano é composto por inúmeros prótons com diferentes cargas, o núcleo de um próton gira em torno de um eixo onde esse movimento é conhecido com *spin*. Agora imagine bilhões de prótons girando em todas as direções, mesmo com grande variedade de prótons no corpo os átomos que importam para a ressonância magnética são os átomos de hidrogênio onde é formado por um núcleo com um próton e uma eletrosfera com um elétron. Como o núcleo do átomo de hidrogênio possui um próton e nenhum elétron, isso o torna um átomo com propriedades magnéticas. Isso porque o próton tem carga elétrica positiva e fica em constante movimento, no entanto, em movimento desordenado. O alto momento magnético gerado pelo magneto o átomo de hidrogênio tem uma forte tendência de se alinhar com a direção do campo. Dentro do vão do equipamento, o campo magnético passa diretamente pelo centro do tubo em que o paciente entra. Onde os prótons de hidrogênio do seu corpo irão se alinhar. A grande maioria dos prótons vão se anular. Apenas uns poucos prótons de milhão não são anulado, isso pode não parecer muito mas o valor total de átomos de hidrogênio no corpo vai nos dar exatamente o que precisamos para criar imagens de alta qualidade para que seja elaborada uma análise mais específica.

O objetivo da pesquisa é demonstrar uma máquina de ressonância magnética onde seu conceito utilizando à física envolvendo o campo magnético e eletroímã, que em conjunto com as partes mecânicas do magneto e seus principais componentes, são capazes de agitar prótons do corpo humano e gerar imagens de altíssima qualidade por rádio frequência.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Contexto Histórico

A técnica de imagens por ressonância magnética explora um fenômeno quântico bastante curioso, que ocorre em escala nuclear, e que foi descoberto de forma independente por Felix Bloch e Edward Purcell, logo depois da II Guerra Mundial. Essa descoberta lhes valeu o prêmio Nobel de Física de 1952. Porém, os desenvolvimentos que levaram a aplicação desse fenômeno quântico à geração de imagens tomográficas só aconteceram na década de 1970. Recentemente, os principais responsáveis por esses desenvolvimentos, Paul Lauterbur e Peter Mansfield, foram também agraciados com o prêmio Nobel, dessa vez em Medicina e Fisiologia.

Em três de julho de 1977, ocorreu algo que mudaria o cenário da medicina moderna, embora mal tenha sido notado fora da comunidade de pesquisas médicas: foi feito o primeiro exame de ressonância magnética em um ser humano.

Foram necessárias quase cinco horas para produzir uma imagem. E se compararmos com os padrões atuais, as imagens eram bem feias. Dr. Raymond Damadian, médico e cientista, e seus colegas Dr. Larry Minkoff e Dr. Michael Goldsmith trabalharam durante sete longos anos para chegar a esse ponto. Eles chamaram a primeira máquina de "Indomável", numa forma de captar o espírito de sua luta para fazer o que todos diziam ser impossível (MAZZOLA, 2005).

Figura 1 - Ressonância magnética.



Fonte: Philips.

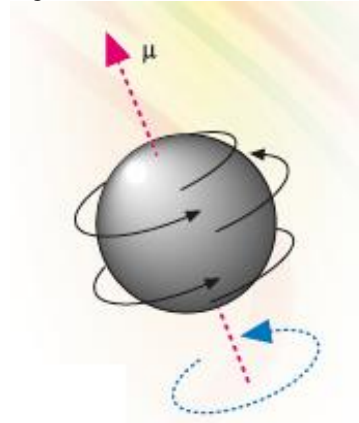
2.2 Princípios físicos da ressonância magnética

Segundo Mazzola (2005), a física da Ressonância Magnética aplicada à formação de imagens é complexa e abrangente, uma vez que tópicos como eletromagnetismo, supercondutividade e processamento de sinais têm de ser abordados em conjunto para o entendimento deste método.

2.2.1 Propriedades magnéticas do núcleo

Segundo o Portal São Francisco, o núcleo de todos os átomos é uma coleção de carga positiva e neutra partículas que representam a maior parte da massa atômica. Como teorizado por Pauli, os núcleos possuem um momento angular inerente, ou *spin*. De fato, todos os núcleos que possuem uma massa atômica desigual ou um número atômico desigual possuem momento angular, e tem um número quântico de *spin* característico, maior que zero. O giro característico do núcleo, onde uma partícula carregada, induz um campo magnético com um eixo coincidente com o eixo de rotação, e com uma magnitude e direção representada pelo momento magnético (μ).

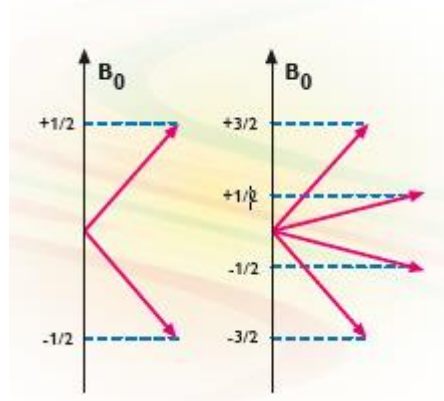
Figura 2 - Núcleo do átomo.



Fonte: Portal São Francisco. 2018.

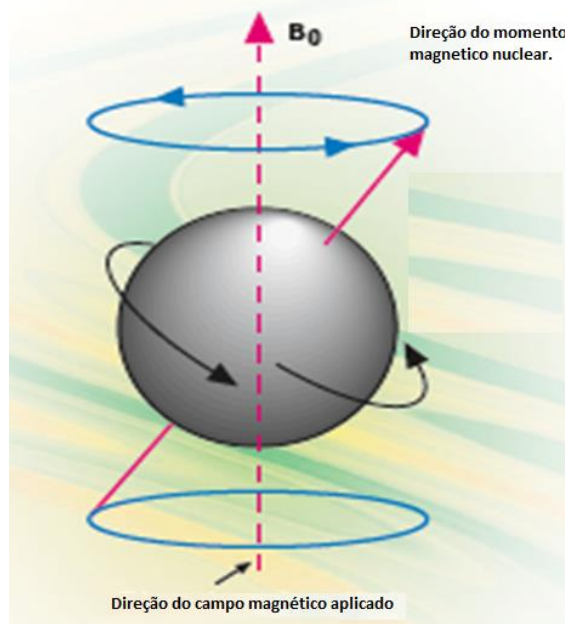
Normalmente, os momentos magnéticos em uma coleção de núcleos serão orientados aleatoriamente, conforme especificado pelos princípios do movimento browniano. Quando um campo magnético estático é aplicado, estes dipolos magnéticos tendem a assumir orientações discretas, seja com (paralelo) ou contra (antiparalelo) a direção do campo magnético aplicado. Essas orientações correspondem a estados de energia mecânica quântica, o número real de níveis de energia sendo determinado pelo número quântico de *spin*.

Figura 3 - Movimento browniano.



Fonte: Portal São Francisco. 2018.

A Figura descreve a quantização de *spins* nucleares em um campo aplicado para núcleos com $I = 1/2$ (por exemplo, ^1H , ^{13}C , ^{31}P) e para $I = 3/2$ (por exemplo, ^{23}Na , ^{39}K). Nota que o número quântico de *spin* assume valores $\pm n / 2$, onde $n = 0, 1, 2$. O caso de $n = 0$ corresponde a núcleos sem momento magnético. Esses núcleos são não NMR ativo por ex. o isótopo principal do carbono (^{12}C).

Figura 4 - Quantização de *spins*.

Fonte: Portal São Francisco. 2018.

O alinhamento do momento magnético com o campo aplicado (B_0) não é perfeito. Na presença de um campo magnético aplicado, os vetores de rotação do núcleo experimentam um torque, chamado acoplamento, que faz com que eles girem em torno do eixo do campo aplicado com uma frequência precisa. Esta rotação em forma de cone, análoga à rotação de um topo na

presença do campo gravitacional da terra, é chamado Larmor precessão. A taxa de precessão depende das características físicas específicas do isótopo envolvido e a força do campo magnético aplicado.

$$F_l = \gamma B_0 \quad \text{Equação (1)}$$

Onde a frequência de Larmor (angular) em MHz (1 megahertz = 10⁶ ciclos por segundo) é uma constante de proporcionalidade (razão giro magnética) que é específica para o núcleo envolvido, e B₀ é a força do campo magnético medida em tesla (tesla, T, é a unidade SI. 1 T = 10⁴ gauss em unidades cgs). A precessão de Larmor é um fenômeno de ressonância. Se um sistema tem uma ressonância natural, ou frequência de oscilação, a energia pode ser mais eficiente transferido para o sistema nessa frequência.

2.2.2 Descrição do vetor de ressonância magnética e magnetização de rede

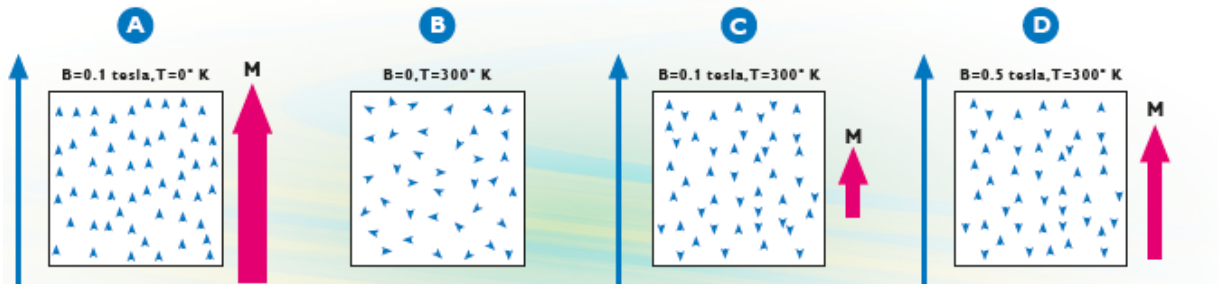
O núcleo de um próton do átomo de hidrogênio é o tipo que é usado principalmente na imagem de ressonância magnética. No entanto, o corpo é composto de um grande número de núcleos. Começando com um conjunto de rodadas, é possível definir um momento magnético macroscópico líquido que é uma soma vetorial simples do momentos magnéticos individuais. (MAZZOLA ALESSANDRO, 2005).

Na ausência de um campo magnético externo, os momentos magnéticos de precessão individuais são aleatoriamente orientada devido aos movimentos produzidos pela energia térmica, assim, a magnética macroscópica momento (M) é zero

Quando um campo magnético externo é aplicado a uma coleção de prótons, os *spins* tendem a alinhar com o campo magnético, assumindo uma das orientações discretas definidas pelo seu número quântico de *spin*. Como a diferença de energia entre estas orientações é pequena em relação à energia térmica à temperatura ambiente, pode-se mostrar que a probabilidade de ocupar qualquer orientação é quase idêntico. No entanto, existe um ligeiro excesso favorecendo a orientação de baixa energia (isto é, paralela). Este pequeno desequilíbrio cria uma rede magnetização orientada paralelamente ao campo aplicado e sem transversal mensurável componente porque os núcleos de precessão individuais ainda são orientados aleatoriamente com respeito à fase de sua moção de precessão.

A população dos níveis de energia disponíveis ocorre como um equilíbrio dinâmico, com transições contínuas entre os níveis. A preferência relativa pelo estado de baixa energia, e assim a força da magnetização da rede M , é uma função da temperatura e a força do campo magnético aplicado. Em uma temperatura de amostra de zero absoluto, todos os *spins* seriam alinhados com o campo e uma grande rede de magnetização produzido. Na presença de um campo de 0,1 tesla a aproximadamente temperatura ambiente (300 K), o desequilíbrio de alinhamento seria apenas cerca de 1 parte por milhão, ou cerca de um milionésimo de o que era no zero absoluto. Como a diferença de energia entre os dois níveis é diretamente proporcional à força de campo, aumentando a força de campo aplicada para 0,5 tesla resulta em um desequilíbrio de alinhamento proporcionalmente maior e magnetização da rede.

Figura 5 - Alinhamento dos átomos com o campo magnético.



Fonte: Portal São Francisco. 2018.

2.2.3 Precessão de Larmor e fenômenos de ressonância

O vetor de magnetização da rede em seu estado de equilíbrio é estático e não induz corrente em uma bobina receptora, conforme definido pela lei de indução de Faraday. Com o propósito de obter informações das rodadas, elas devem ser perturbadas ou excitadas. Isso pode ser conseguido irradiando o sistema de rotação com um pulso de RF, uma pequena explosão de frequência de rádio, combinando a frequência de Larmor dos núcleos de interesse. Isso cria um tempo dependente e de flexão da magnetização da rede longe de sua orientação de equilíbrio. Depois deste pulso de RF, a magnetização líquida é precessora sobre o campo magnético principal com a frequência de Larmor ou frequência de ressonância.

O uso de um referencial rotativo simplificará a visualização desses complexos movimentos. Este sistema de coordenadas gira em torno B_0 com a frequência de Larmor. Este temo efeito de “congelar” a precessão da magnetização, analogamente à observação da precessão enquanto está no mesmo “carrossel” que a precessão está girando. Nesta estrutura rotativa, o pulso de excitação RF pode ser representado por um campo magnético B_1 que é perpendicular ao B_0 e é

ligado por um curto período de tempo. O efeito da aplicação do B1 campo é que a magnetização precede sobre isso segundo campo e, portanto, gira para longe da direção vertical, em direção ao Mxy. O ângulo de rotação B1 é uma função da amplitude e duração do pulso de RF aplicado, conforme descrito pela seguinte equação:

$$T = B1tT \quad \text{Equação (2)}$$

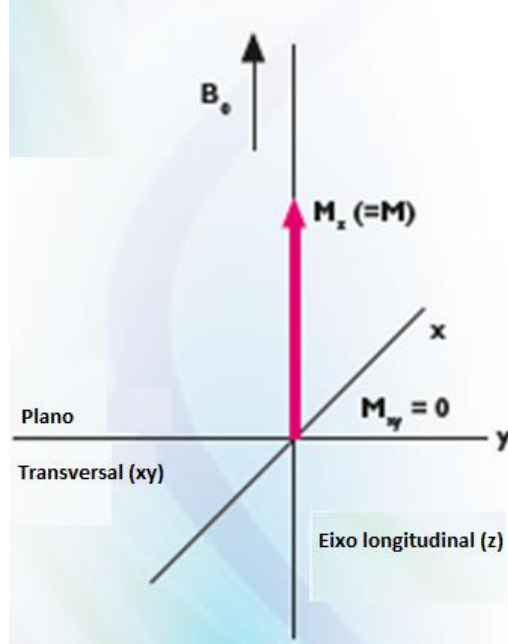
Onde o ângulo de rotação, B1 é a amplitude do pulso de RF é a treção giromagnética e t é a duração do pulso de RF. O ângulo de rotação, é comumente referido como o ângulo de inversão de RF ou ângulo de pulso de RF. (DIAZ, 1998).

2.2.4 Processos de relaxamento

Após a excitação, os núcleos retornam ao equilíbrio, perdendo energia emitindo radiação eletromagnética e transferindo energia para a rede ou entre si. Esse processo é chamado de relaxamento e começa no término do pulso de RF (FERRARINI, 2009).

Durante o processo de relaxamento, tanto o longitudinal (Mz) e transversal (Mxy), componentes da magnetização da rede retornam aos seus valores de equilíbrio. Isso significa que a precessão coerente dos *spins* reverte a precessão aleatória (ou seja, Mxy desaparece) e a magnetização líquida é restaurada à sua magnitude original. Em equilíbrio, Mz é igual para M0 que é proporcional à densidade de *spin*. Os processos de relaxamento que influenciam o componentes de magnetização transversais e longitudinais são independentes. Na verdade, a magnetização transversal pode desaparecer muito antes da magnetização longitudinal ser restaurado. Enquanto ambos os processos de relaxamento ocorrem exponencialmente, as taxas relativas de relaxamento são uma função da estrutura molecular específica, seu estado físico (ou sólido) e temperatura.

Figura 6 - Magnetização transversal e longitudinal.

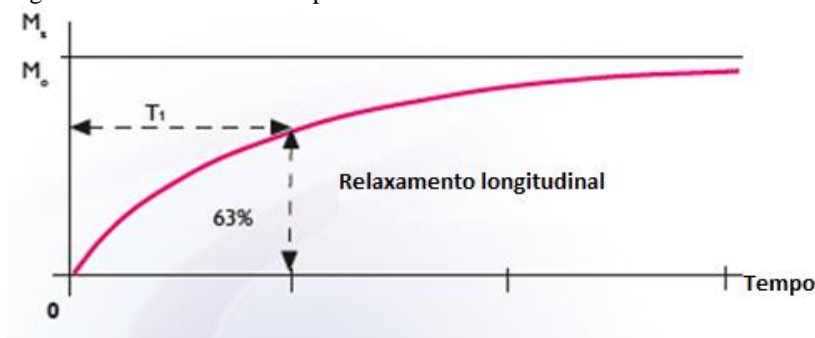


Fonte: Portal São Francisco. 2018.

2.2.5 Relaxamento longitudinal

Segundo Ferrarini, (2009) a estrutura molecular na qual os núcleos residem fornece ampla oportunidade para troca de energia entre núcleos excitados e a rede. Quando os núcleos interagem, a energia é transferida dos núcleos excitados em quantidades discretas e não de maneira gradual. Conseqüentemente, o vetor de magnetização da rede retorna à sua magnitude original exponencial, refletindo a probabilidade estatística de colisões moleculares dentro a treliça. Relaxamento de treliça-rotação, este processo é caracterizado por um valor T1, atempo de relaxamento *spin-lattice*. T1 é uma constante de tempo que descreve o tempo necessário para magnetização para retornar a 63% de seu valor original. Os valores no tecido biológico variam de cerca de 50 milissegundos a alguns segundos.

Figura 7 - Constante de Tempo.



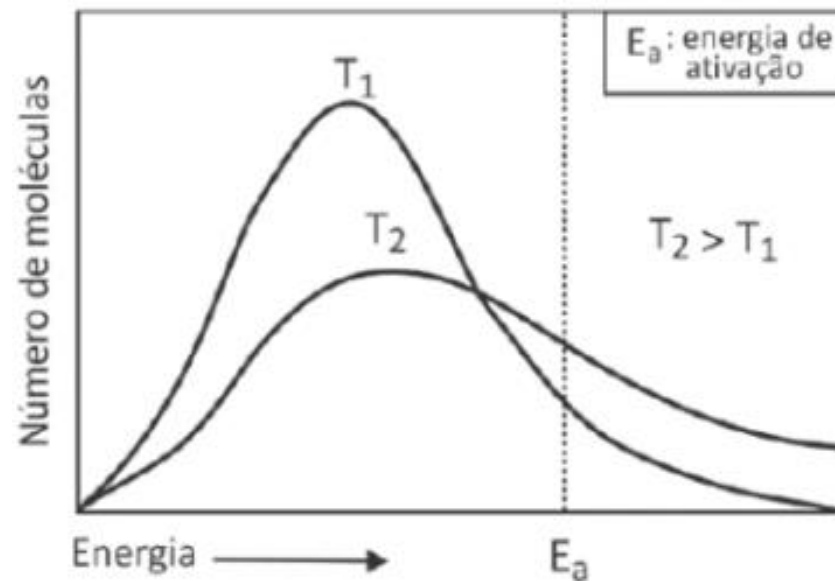
Fonte: Portal São Francisco.2018.

A transferência de energia durante o relaxamento longitudinal resulta da interação de um núcleo excitado com os campos de treliça oscilantes criados por núcleos magnéticos circundantes. Para que a interação ocorra, o campo de treliça próximo deve flutuar a frequência Larmor do núcleo excitado. Moléculas que possuem um meio eficiente de energia transferência exibirá um curto tempo de relaxamento, enquanto aqueles sem transferência eficiente mecanismos têm um longo tempo. Isso depende do tamanho das moléculas, estado da rede e a presença de macromoléculas.

A transferência eficiente de energia para a rede circundante é altamente dependente de fatores moleculares, movimento rotacional, vibracional e translacional, portanto, o tamanho das moléculas (embora seja importante considerar também a estrutura molecular, já que átomos semelhantes têm níveis de energia vibracional semelhantes e, portanto, são mais propensos a transferência de energia).

O movimento de moléculas muito grandes geralmente ocorre em uma frequência muito baixa para a eficiência da transferência de energia. Relaxamento longitudinal eficiente ocorre mais prontamente em tamanho médio moléculas, ou através dos grupos terminais em macromoléculas maiores, que podem ter frequências mais altas do que possíveis através do movimento translacional.

Figura 8 - Frequência de moléculas.



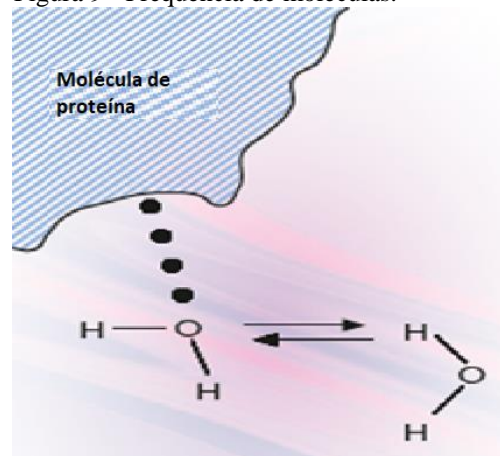
Fonte: Portal São Francisco.2018.

E como as flutuações do campo de treliça resultam de atividade térmica aleatória, a estrutura e estado da rede desempenham um papel importante na determinação da eficiência da energia de transferência e, conseqüentemente, a tempo de relaxar.

Os valores são geralmente mais curtos nas soluções do que nos sólidos. Isso reflete o fato de que a frequências vibracionais presentes em uma rede sólida (por exemplo, 1012-1013 Hz) são tipicamente muito mais altas frequências de precessão de Larmor normais. Por exemplo, prótons no gelo podem exibir valores de horas a baixas temperaturas. No entanto, em líquidos puros, pequenas moléculas também se movem rápido, isto é, o seu movimento de translação é muito rápido para permitir uma transferência de energia eficiente. Portanto líquidos puros também são relativamente longos.

Finalmente, o relaxamento é afetado pela presença de macromoléculas, como proteínas, que possuem *locis* de ligação hidrofílicos disponíveis. Prótons de água em amostras de tecido parecem relaxar muito mais rápido do que os prótons de água em água pura da ordem de milissegundos em comparação com 2 e 3 segundos. Isso resulta da formação normal de camadas de hidratação envolvendo proteínas e grandes macromoléculas em solução.

Figura 9 - Frequência de moléculas.



Fonte: Portal São Francisco. 2018.

As camadas de hidratação incluem a água que é ligada por hidrogênio a locais fixos na macromolécula e água que é estruturada (seu movimento restrito, mas que não é realmente ligado). A formação de camadas de hidratação retarda o movimento molecular da água, tornando-o mais eficaz na transferência de energia, daí o menor tempo de relaxamento. Porque moléculas de água em uma amostra de tecido são continuamente trocadas em um equilíbrio, o valor medido é um valor médio para toda a água ligada em diferentes locais na molécula. No

entanto, foi demonstrado que este equilíbrio pode ser perturbado por patologias como infarto do miocárdio, resultando em uma mudança no valor. Alterar o valor pode ser um indicador sensível de dano tecidual e / ou de patologia.

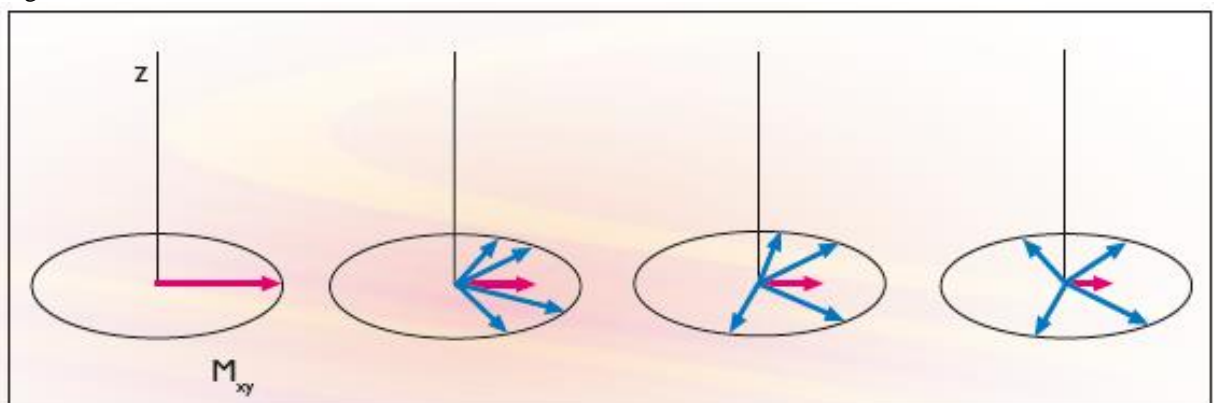
2.2.6 Relaxamento transversal

Segundo Ferrarini, (2009) no relaxamento de *spin-rede*, a energia foi transferida dos núcleos excitados para o arredores da estrutura de treliça. Em relaxamento transversal, a energia é transferida entre núcleos em diferentes estados de energia, como um núcleo absorve energia de um vizinho o núcleo libera energia. Este processo é referido como interação *spin-spin* e é medido pelo T2, tempo de relaxamento *spin-spin* (transversal).

Imediatamente após a excitação, os *spins* precessam coerentemente (isto é, em fase), criando um componente transversal da magnetização. No entanto, as interações entre indivíduos *spins* criam variações aleatórias de campos magnéticos locais que, por sua vez, causam flutuações a frequência precessional dos núcleos individuais. Como resultado, um gradual e aleatório de flagração dos *spins* ocorre causando um decaimento na magnitude do componente transversal da magnetização da rede.

Como ilustrado na Figura 11, quando os *spins* começam a se desfazer, alguns dos *spins* ganham alguns graus na magnetização da rede, enquanto outros caem alguns graus. Não sendo reversível no processo de defasamento continua até que os núcleos são precessores ao acaso e decaimento completo da magnetização transversal ocorreu.

Figura 10 - Processo de relaxamento.



Fonte: Técnica de diagnóstico por imagens. 1998.

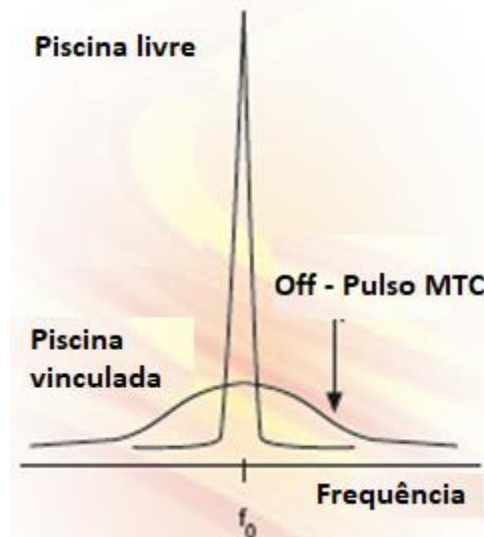
O estado físico e o tamanho molecular também afetam o transversal (T2) na taxa de relaxamento. Sólidos e grandes moléculas experimentam relativamente rápido T2 relaxamento,

desde a estrutura é eficaz em manter os campos magnéticos que comiam a base para *spin-spin* interação. Moléculas pequenas, como a água livre, têm relativamente T2 tempos de relaxamento, já que o rápido movimento de translação tende a calcular a média das variações do campo magnético local causada pela interação de núcleos de precessão e assim reduzir a eficiência T2 do relaxamento fenômenos.

2.2.7 Transferência de magnetização

Nos tecidos biológicos, apenas os *spins* na piscina de água livre contribuem para o sinal mensurável da ressonância magnética, enquanto *spins* na água ligada não contribuem. Recentemente, outro mecanismo para contraste envolvendo água livre e ligada foi identificado. Diferentes tecidos diferem quantidades de água livre e água encadeada. Usando um procedimento chamado transferência de magnetização (MTC), um pré-impulso de RF é usado para saturar a piscina de água a piscina de água livre intacta. Isso pode ser uma largura de banda estreita, baixa intensidade de ressonância *prepulse*, ou um pré-impulso de ressonância binomial (DIAZ, 1998).

Figura 11 - Processo de relaxamento.



Fonte: Portal São Francisco. 2018.

Devido ao relaxamento cruzado entre a piscina de água livre e a piscina de água ligada, um novo equilíbrio é criado, onde o tecido de interesse tem menos magnetização longitudinal disponível, e também um mais curto T1 (constante de tempo de relaxação *spin-lattice*). O mecanismo MTC é um potencial de contraste, porque faz tecidos que são sensíveis ao efeito

(por exemplo, músculo, cartilagem, matéria cerebral, tendões, meniscos, ligamentos) mais escuras nas imagens de RM. Tecidos como gordura, sangue e líquido cefalorraquidiano são pouco afetados pelo CMT. (MAZZOLA ALESSANDRO, 2005).

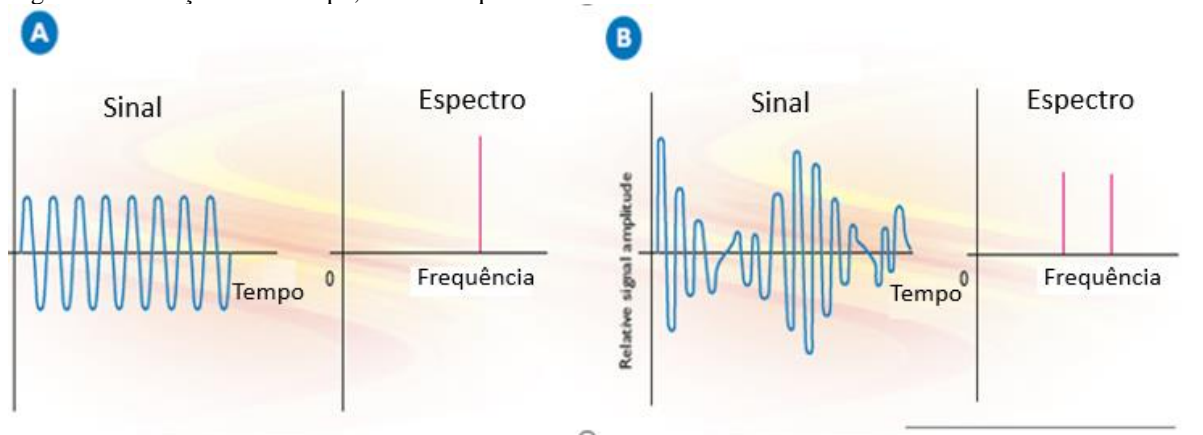
2.2.8 O decaimento de indução livre, detecção de sinal e transformação de Fourier

Até este ponto, discutimos o alinhamento de um sistema de rotação usando um sistema magnético externo.

Campo e excitação do sistema pela aplicação de um segundo campo (RF), causando um sinal mensurável no plano transversal. Este sinal mensurável, uma corrente induzida, é uma quantidade que varia com o tempo e que transmite informações sobre o nosso sistema de rotação. Os sinais podem ser descritos pelo seu comportamento temporal ou representados pela sua frequência de componentes, incluindo sua amplitude e fase.

A Figura 12 demonstra dois sinais simples no domínio do tempo e seus espectros de frequência relacionados. O sinal em (A) é uma onda senoidal de frequência única. Seu espectro é uma linha única em um ponto no espectro de frequências. A altura da linha define a amplitude do sinal. O sinal em (B) é uma onda senoidal de dupla frequência em que cada um dos componentes individuais tem amplitude (DIAZ, 1998).

Figura 12 - Relação entre tempo, sinal e frequência.

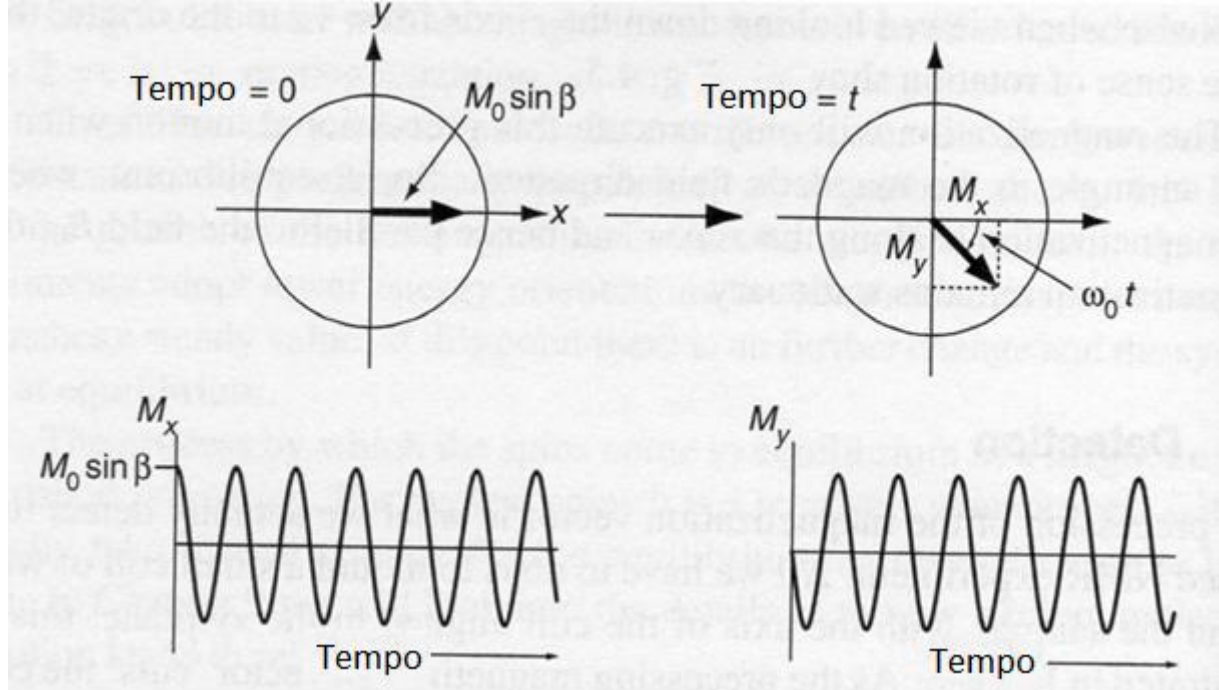


Fonte: Técnica de diagnóstico por imagens. 1998.

Em geral, para cada sinal dependente do tempo, as frequências associadas (espectro) podem ser gerado matematicamente pela transformação de Fourier e vice-versa. Em uma medição MR, a aplicação de um pulso de 90° causa a magnetização da rede vetor para girar para o plano X e Y, induzindo um sinal em uma bobina de detecção de RF após o pulso de excitação

é terminado. Este sinal, que é um resultado da precessão livre da magnetização no plano transversal, é chamado o sinal de decaimento de indução livre (FID), desde que decaia gradualmente devido aos mecanismos de relaxamento.

Figura 13 - Medição de tempo por sinal.



Fonte: Portal São Francisco. 2018.

Em nossa descrição de sinais de decaimento de indução livre, assumimos que o pulso de RF e a detecção do FID ocorre em uma sequência contínua e ininterrupta. Na verdade, às vezes é vantajoso não provar diretamente o FID, mas sim observar o sinal como um “*Eco*” - um reaparecimento do sinal um tempo finito após o desaparecimento do FID inicial. Duas abordagens são rotineiramente empregadas para criar um sinal de *eco* em medições de ressonância: *Spin echo* e *gradiente echo*.

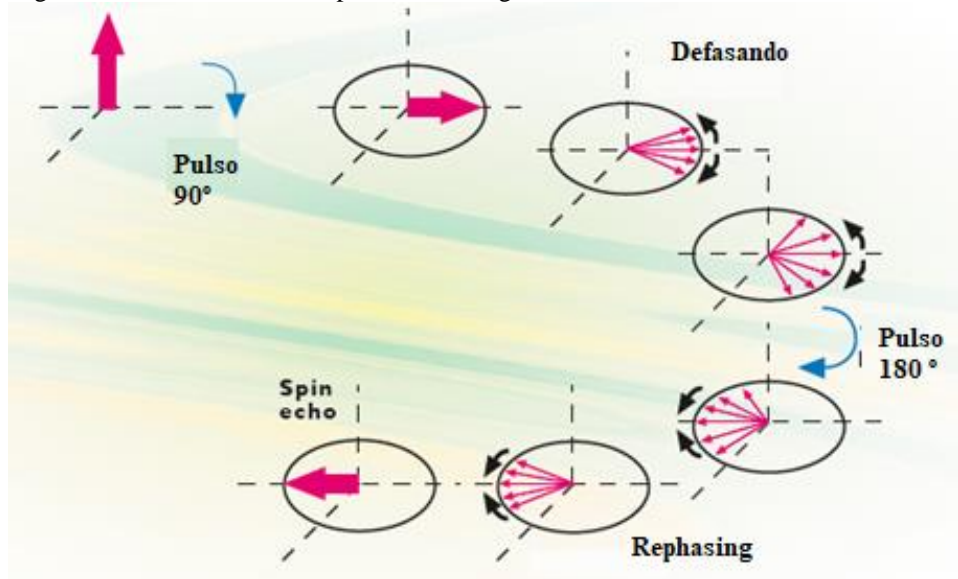
2.2.9 Desenvolvimento de *eco* de *spin*: lógica e metodologia

Segundo Mazzola (2005), os dois processos de defasamento que excitaram a experiência dos núcleos (interações *spin-spin* e inhomogeneidades de campo) são fundamentalmente diferentes. A interação Z que ocorre entre os núcleos adjacentes é um processo aleatório, variante no tempo e irreversível.

Inhomogeneidades do campo magnético, no entanto, exercem uma influência estática constante no giro do sistema e, portanto, em teoria, pode ser contabilizado durante o procedimento. Medindo O sinal de *spin echo*, em vez do FID, permite uma evolução mais completa do *spin-spin* interações, oferecendo um veículo para corrigir a influência do campo estático inhomogeneidades. Considere os corredores em uma pista circular em um dia ventoso. Antes do início da corrida, todo o corredores estão juntos, eles podem ser pensados como estando “em fase”. Após o início da corrida, suas diferentes habilidades e a rajada do vento fará com que os corredores se espalhem ao redor da pista, com os corredores mais rápidos na liderança e os corredores mais lentos estando atrás.

Se os corredores forem instruídos a se virar e inverter a direção, o situação é invertida. De repente, os corredores lentos estão na liderança. Se os corredores mantiverem sua velocidade original estável, eles voltarão a se unir quando se aproximarem a linha de largada, já que os corredores mais lentos agora têm uma distância menor para rodar. Quando eles cruzarem a linha de partida original, eles serão separados apenas por uma distância causada pela influência aleatória do vento. De maneira semelhante, os efeitos estáticos da falta de homogeneidade de campo podem ser revertidos e aplicar um pulso de refocagem de 180° em algum momento após o pulso inicial de 90° . O 90° pulso de excitação inverte as rotações no plano transversal (xy) onde T_2 causa dos efeitos defasagem dos momentos magnéticos individuais. No tempo $TE / 2$ (TE = tempo de eco, o tempo entre o início do pulso de 90° e a amplitude máxima do primeiro eco sinal), é aplicado um pulso de 180° (a instrução para dar a volta), invertendo o giro sobre o eixo x em forma de espelho. Depois de um tempo adicional $TE / 2$, os giros mais uma vez começa a voltar à fase (aproximar-se da linha de partida), reconstruir FID e resultando em um eco. Essa sequência de eventos é resumida na Figura 14.

Figura 14 - Efeito em 180° do pulso de refocagem.



Fonte: Técnica de diagnóstico por imagens. 1998.

2.2.10 RMN de núcleos que não sejam prótons

Embora tenhamos nos concentrado em "RMN de prótons", qualquer isótopo que tenha *spin* nuclear e ocorra no corpo, ou que pode ser introduzido no corpo, pode ser usado para imagens. Na prática, a utilidade de um determinado isótopo depende de vários fatores, incluindo, abundância natural no corpo e sensibilidade.

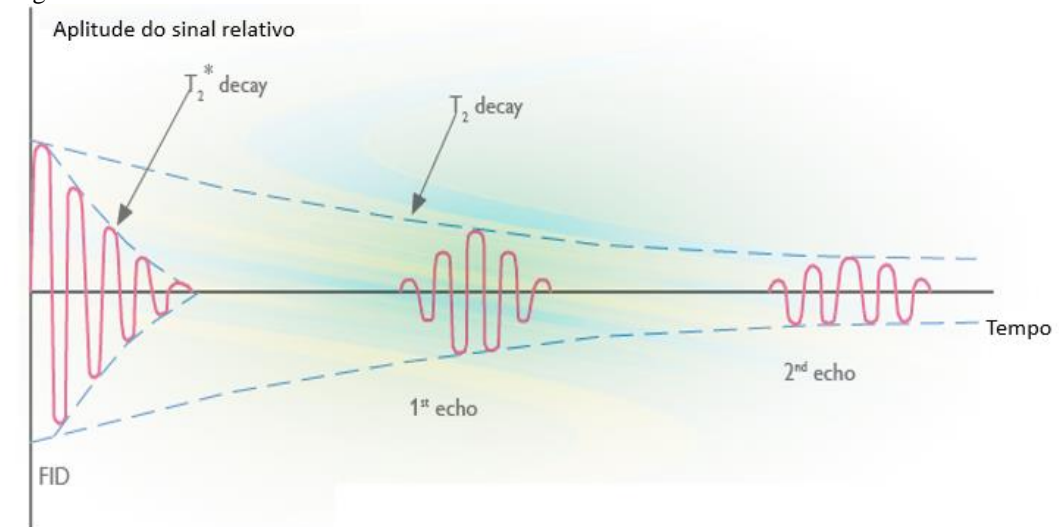
Os isótopos comuns encontrados nos tecidos biológicos em ordem naturalabundância. Enquanto o carbono e o oxigênio ocorrem abundantemente no corpo, seus isótoposrotação são escassos, enquanto os abundantes isótopos não têm *spin*.

A abundância natural é um fator crítico na determinação da adequação dos isótopos para medição da ressonância magnética. Da mesma forma, a sensibilidade relativa de um dado isótopo afeta sua adequação para medições de RMN. A sensibilidade é geralmente apresentada em relação à sensibilidade do hidrogênio, uma vez que o próton nu é o núcleo mais sensível da RMN. Enquanto o flúor é relativamente sensível, sua abundância natural é muito baixa. Pode ser útil na ressonância magnética quando administrada através de medicamentos marcados para estudar certos efeitos.

Esses fatores, juntamente com a relação do giromagnético entre o núcleo e as considerações experimentais, como a T1 e T2, têm o núcleo predominante utilizado nas medidas de ressonância magnética. Enquanto outros núcleos continuam a ser pesquisados devido ao seu

significado clínico potencial, apenas fósforo tem visto aplicação significativa até à data (DIAZ 2018).

Figura 15 - Echos sucessivos.



Fonte: Técnica de diagnóstico por imagens. 1998.

2.3 Magneto

Segundo NILTON (2012), os magnetos consistem em muitas voltas de fios enrolados ao redor de um cilindro por onde passa uma corrente elétrica. Isso gera um campo magnético. Se a eletricidade for desligada, o campo magnético também se desliga.

2.3.1 Propriedades importantes do magneto.

De importantes propriedades de nosso Magneto são:

Alta intensidade de campo: os scanners que estão sendo vendidos no momento possuem forças de campo magnético de até 3,0 Tesla para varredura clínica. Há um scanner disponível que possui um campo magnético de 7.0 Tesla, mas isso só pode ser usado para fins de pesquisa.

Ótima homogeneidade: além da alta intensidade do campo magnético, a homogeneidade do magneto deve ser ótima dentro e próximo do iso-centro. Quanto melhor a homogeneidade do campo, melhor o QI. Se a homogeneidade for fraca, as imagens poderão ficar ruidosas.

Campo magnético estável: campos magnéticos muito fortes podem ser obtidos de diferentes maneiras, até mesmo ímãs resistentes podem ser muito fortes. Mas a estabilidade do

campo magnético não pode ser garantida. Isso terá um efeito negativo no QI. Somente magnetos supercondutores podem criar um campo magnético forte e estável.

Campo disperso limitado: os magnetos têm um campo perdido muito limitado. Isso significa que o *scanner* pode ser instalado em *sites*, onde há pouco espaço. Assim que o campo magnético exceder 0,5 miliTesla, o público em geral precisa ser avisado para ficar de fora. Isso é chamado de área controlada (PHILIPS, 2018).

2.3.2 Introdução dos conceitos básicos.

Segundo Ferrarini (2009), apesar de o estudo da física da ressonância magnética ser um assunto árido e difícil, ele é de fundamental importância na interpretação das imagens e por isso é preciso que os seus princípios básicos sejam entendidos.

2.3.2.1 Criostato

Outro nome para o criostato é o vaso de hélio. Ele contém as bobinas que produzem o campo magnético e é preenchido com hélio líquido e gás hélio. O hélio líquido está fervendo constantemente e, como resultado, a temperatura dentro do criostato permanece em 4 Kelvin (PHILIPS, 2018).

2.3.2.2 *Cold Head*

O sistema de *cold head* também é chamado de sistema de refrigeração. Extrai calor do magneto, para minimizar a evaporação. Existem dois tipos: *cold head* de 10K e 4K. A *cold head* de 10K não é capaz de liquefazer gás hélio. Como resultado, há sempre gás de hélio saindo do criostato. Isso também significa que o nível de hélio líquido diminui lentamente ao longo do tempo.

A *cold head* de 4K liquefaz gás hélio. Embora o hélio líquido esteja constantemente fervendo, nenhum gás escapará do criostato. Esteja ciente de que este é apenas o caso quando o sistema da *cold head* a 4K opera corretamente (PHILIPS, 2018).

2.3.2.3 Gelo

Dentro do magneto as temperaturas são tão baixas quanto 4 Kelvin. Apenas o hélio é líquido nessas temperaturas extremamente baixas. Isto significa que todas as outras substâncias estão congeladas, incluindo o ar. O gelo é um problema sério quando encontrado dentro de um magneto, portanto deve ser evitado. Certificar-se de que há sempre uma sobre pressão dentro do criostato impedirá a geração de gelo. Se gelo for encontrado dentro do criostato, o degelo pode ser necessário. Este é um processo caro e demorado (PHILIPS, 2018).

2.3.2.4 Ramping

Acelerar significa energizar o magneto ou colocar o magneto no campo. Uma corrente é trazida para o magneto usando equipamentos dedicados, que podem chegar a 480 Ampères. Ruir para baixo significa desenergizar o magneto de maneira controlada (PHILIPS, 2018).

2.3.2.5 Shimming

É feito para otimizar o campo magnético no iso-centro do furo do magneto. Isso pode ser feito de duas maneiras:

Shims ativo, que pode ser feito durante a digitalização. Isso é feito através da execução de uma corrente através da bobina de gradiente ou através de bobinas dedicadas para *High Shimming* (3.0T apenas), que afeta o campo magnético.

O *Shimming* passivo é feito adicionando pequenos pedaços de ferro em pontos específicos dentro do furo do magneto. Ferramentas dedicadas e um programa dedicado são usados para otimizar o campo magnético. O *Shimming* passivo é feito durante o processo de instalação, ou quando se suspeita que o calço não é mais adequado (resfriar ou alterar o ambiente) (PHILIPS, 2018).

2.3.2.6 Quench

Um fio sai do estado supercondutor e se torna resistivo novamente. Um extingo magnético significa que as bobinas se tornam resistivas e a energia armazenada (campo magnético)

será transformada em calor. O hélio líquido absorverá o calor e evaporará muito rapidamente. Isso pode custar mais de mil litros de hélio líquido por um único resfriamento.

Esteja ciente de que a quantidade de energia que está sendo liberada durante um *quench* pode ser comparada a um carro de corrida batendo contra uma parede sólida. Portanto, deve-se evacuar a sala do magneto em caso de *quench* (PHILIPS, 2018).

2.4. Visão geral

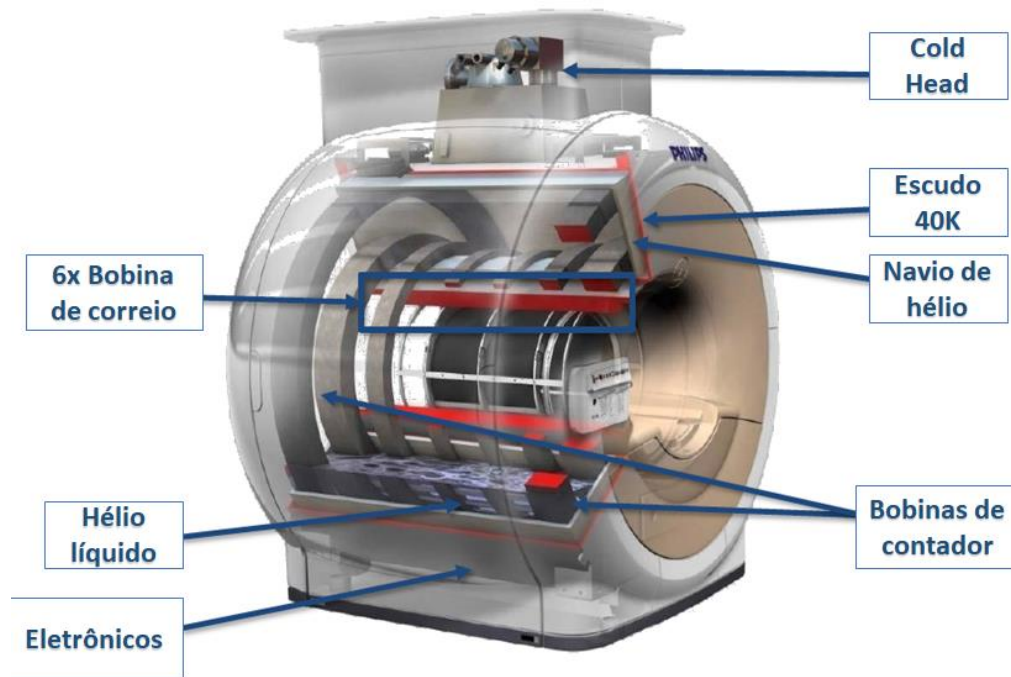
Na figura 16 o magneto é aberto e é visível quais componentes principais podem ser encontrados dentro do magneto.

O hélio líquido e as bobinas magnéticas podem ser encontrados dentro do vaso de hélio. O hélio no criostato está continuamente fervendo a uma taxa baixa. Isso é causado pelo calor que, apesar dos vários tipos de isolamento térmico, penetra no criostato. Como o magneto 4K é chamado de Magneto Zero Ferver Desligado, o hélio evaporado não deve escapar do magneto. Isto é conseguido pela *Cold Head* 4K, uma vez que é capaz de voltar a liquefazer o gás hélio evaporado. O *Cold Head* também resfria o escudo de 40K, que faz parte da construção de isolamento térmico para absorver o calor penetrante.

Dentro do magneto existem 6 bobinas principais que produzem o campo magnético. Para limitar o campo perdido, duas bobinas extras foram adicionadas, produzindo um campo magnético na direção oposta. Essas bobinas são chamadas de *Counter Coils*.

Na parte inferior do magneto, sempre dentro do hélio líquido, a eletrônica do magneto pode ser encontrada. (PHILIPS, 2018)

Figura 16 - Magneto.



Fonte: Philips. 2018.

2.5 Eletrônica

Bobina magnética: Na verdade, existem oito bobinas, seis bobinas que produzem o campo magnético e duas bobinas contrárias que limitam o campo perdido. Como as bobinas são feitas de fio supercondutor e a temperatura em hélio líquido é de 4 Kelvin aproximadamente $-269\text{ }^{\circ}\text{C}$, o fio é supercondutor e pode transportar correntes de até 480 Amperes.

B0 componente da Bobina: Circuito para tornar o magneto menos sensível a mudanças de fluxo, devido a objetos ferro-magnéticos que se movem próximo ao magneto.

Para extinguir a bobina de compensação B0 (que não afeta o estado supercondutor das bobinas magnéticas principais) e remova qualquer corrente que esteja em funcionamento na bobina de compensação B0 (BRASIL, RESSONÂNCIA MAGNETICA).

Para criar extra *fever* durante o *ramping*. *Quench* aquecedor: u m para cada bobina. Esquentas todas as oito bobinas no caso:

A) Um botão ERDU é pressionado,

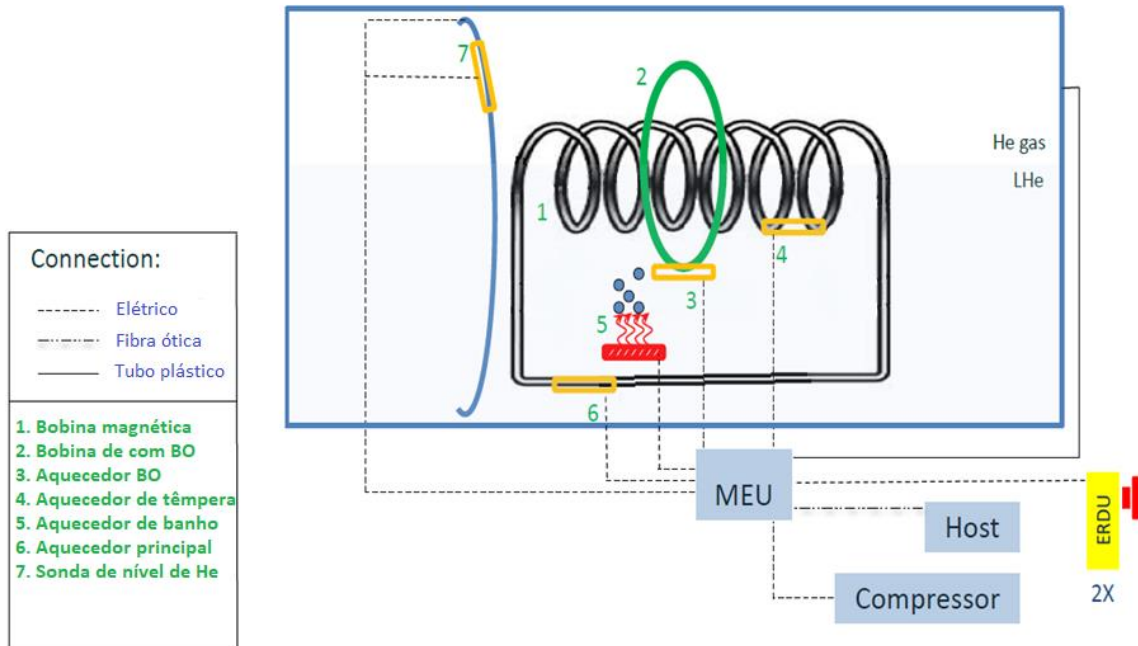
B) Uma atenuação é detectada em uma das bobinas.

Aquecedor de banho: Aquecedor extra para criar uma fervura extra para manter a pressão dentro do criostato estável a 30 mbar.

Aquecedor principal: Para aquecer uma parte da bobina para torná-lo resistivo. Usado durante o processo de rampa. O uso incorreto pode extinguir o magneto.

Ele sonda de nível: Uma sonda que é capaz de medir o nível de hélio dentro do criostato.

Figura 17 - Sistema eletrônico.

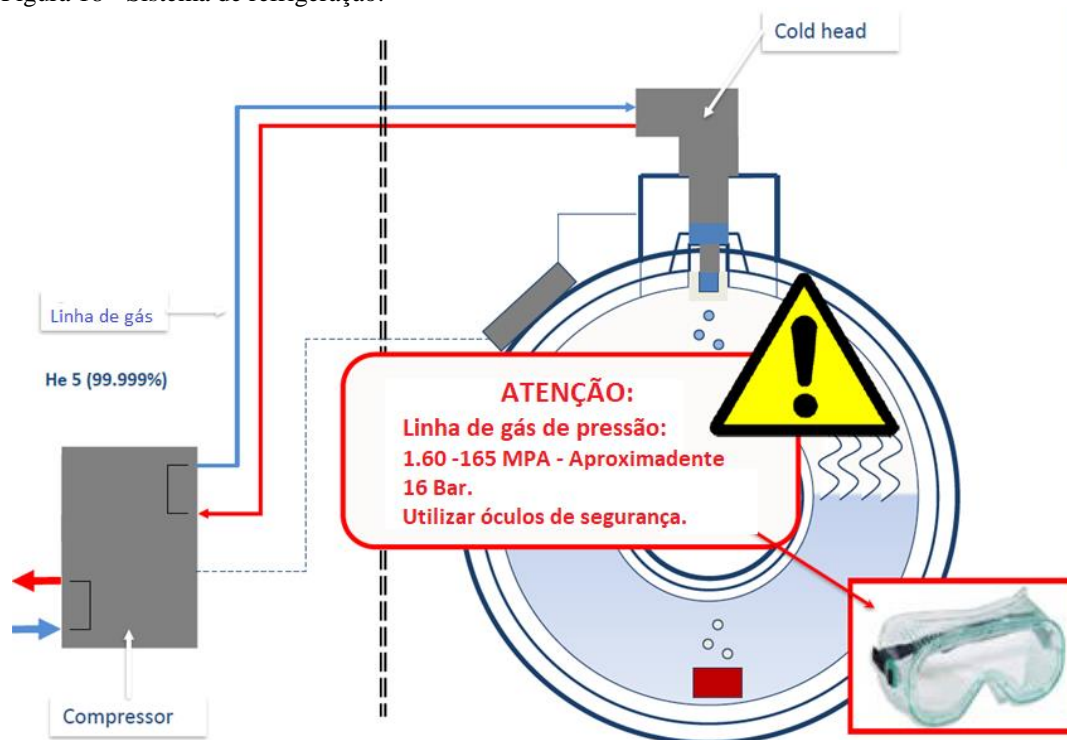


Fonte: Ressonância magnética do Brasil. 2001.

2.6 Sistema de refrigeração

O sistema de refrigeração é explicado abaixo, conforme figura 17.

Figura 18 - Sistema de refrigeração.



Fonte: Ressonância magnética do Brasil. 2001.

As linhas de gás entre a *Cold Head* e o compressor são preenchidas com gás de hélio de alta qualidade. Contém hélio 5 (He 5). Este é o gás hélio com um nível de pureza de 99,999%. Caso seja utilizada uma qualidade inferior (f.i. He 4.5), a *Cold Head* ficará contaminada. Limpar e reparar uma *Cold Head* contaminada é um procedimento crítico e caro, que deve ser realizado apenas por engenheiros treinados. A pressão das linhas de gás é de cerca de 1,6 MPa (16 Bar). Sempre deve-se utilizar proteção ocular enquanto estiver trabalhando com as linhas de gás. (PHILIPS,2018)

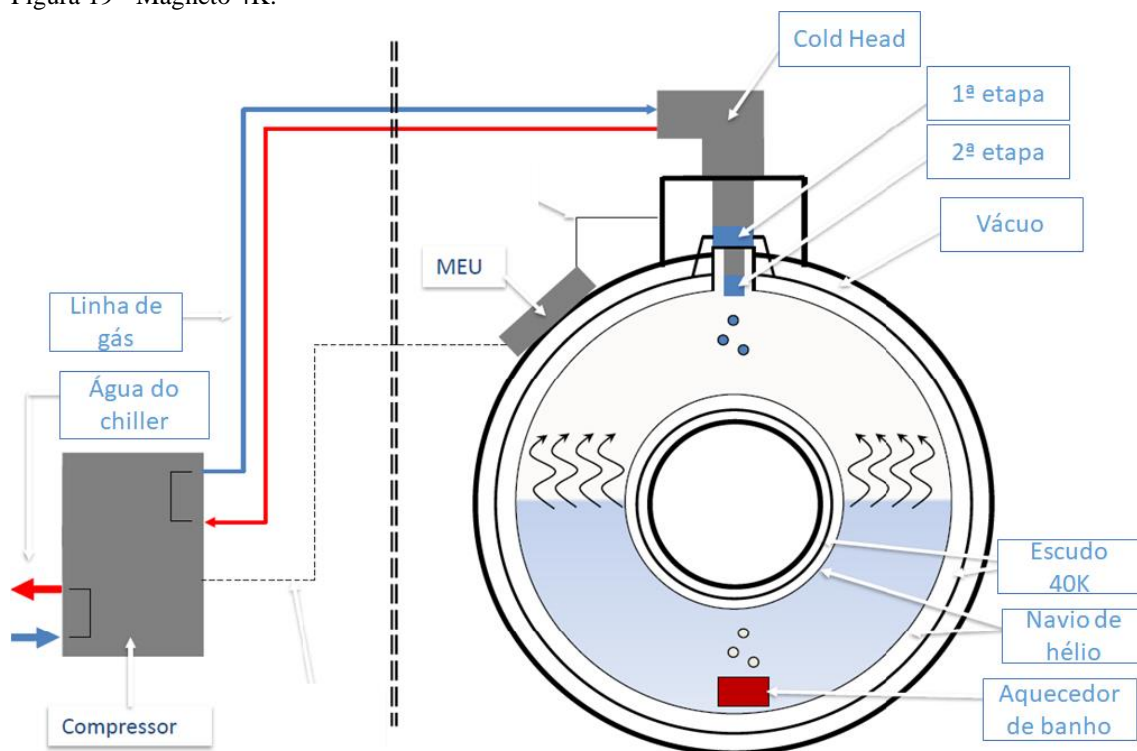
2.7 Magneto 4K

O hélio líquido no interior do vaso de hélio de um magneto 4K é continuamente evaporado, a uma taxa bastante alta (em comparação com a taxa de ebulição em um magneto de 10K). A *cold head* pode ser dividida em duas etapas, a 1ª e a 2ª etapa. Em ambos os estágios, o gás hélio comprimido pode se expandir. A expansão do gás esfria e absorve o calor, permitindo que os dois estágios esfriem. A temperatura de resfriamento do segundo estágio é de 4 Kelvin, o que significa que ele irá voltar a liquefazer o gás hélio fervido. O 1º estágio esfria o escudo de 40K, para minimizar a quantidade de calor que aquecerá o vaso de hélio. O escudo de 40K atua como um isolador térmico para o vaso de hélio.

A *cold head* é capaz de voltar a liquefazer mais gás hélio do que a quantidade de gás hélio que é realmente produzida por evaporação no recipiente de hélio. Sem medidas de contagem, isso normalmente resultaria em uma queda de pressão e, eventualmente, uma situação de pressão baixa será criada dentro do vaso de hélio. Para evitar isso, a pressão no vaso de hélio é constantemente monitorada através de um pequeno tubo de gás que é conectado entre a torre e a MEU. Este circuito de monitoramento regula a energia para um aquecedor de banho que está localizado na parte inferior do vaso de hélio. Este circuito de monitoramento foi calibrado de fábrica de forma que a pressão no recipiente de hélio é mantida constante a 30 mbar sob condições operacionais normais.

O compressor repressuriza o gás de hélio retornado e expandido da cabeça fria. A água do *chiller* absorverá o calor da mistura de óleo / gás dentro do compressor. (PHILIPS,2018)

Figura 19 - Magneto 4K.



Fonte: Ressonância magnética do Brasil. 2001.

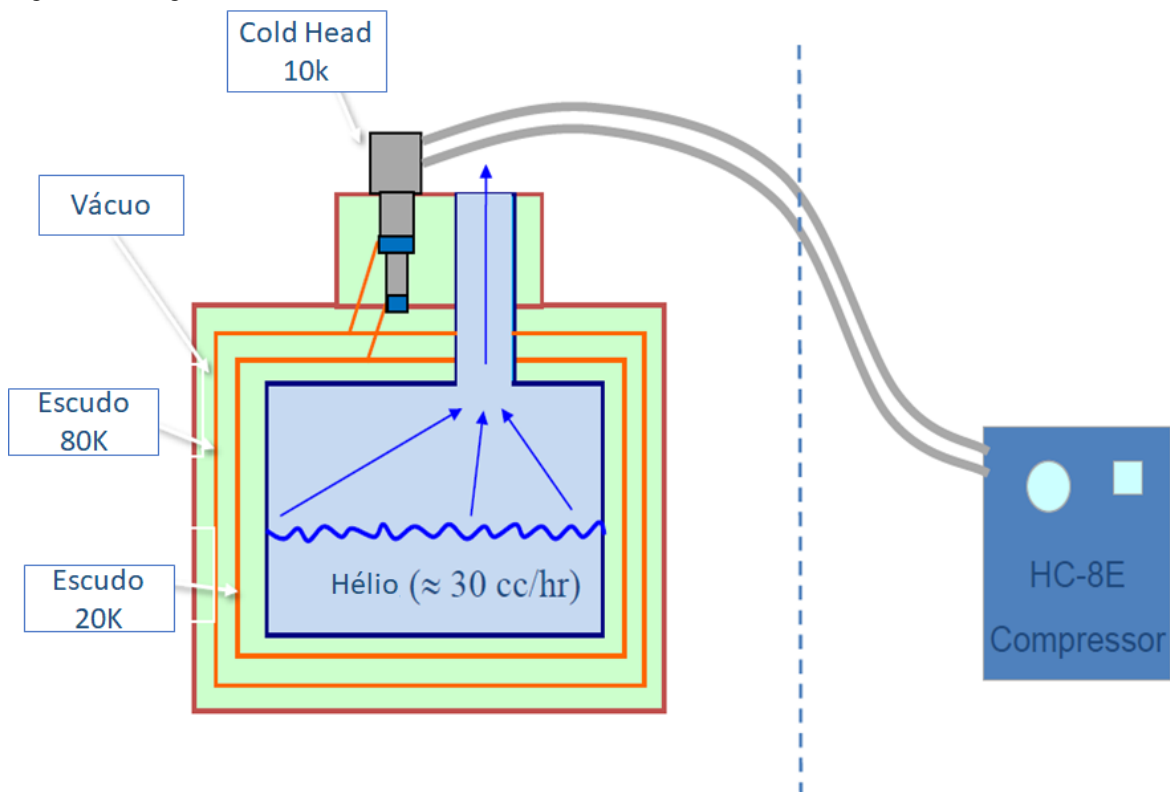
2.8 Magneto 10K

O sistema de refrigeração possui uma *cold head* de 10K. Os dois estágios da *cold head* não esfriam tanto quanto a *cold head* 4K. A temperatura mais baixa está próxima de 10 Kelvin. Em vez de resfriar um escudo, a *cold head* de 10K resfria duas proteções: o primeiro estágio é

conectado ao escudo de 80K e o segundo estágio é conectado ao escudo de 20K. Finalmente, o tipo de compressor é diferente. É chamado de compressor HC-8E.

Há um fluxo constante, mas pequeno, de cerca de 30 cc / h de gás hélio que escapa do magneto na aprox. 70mbar. Por causa disso, não há necessidade de controlar a pressão do magneto. Não há aquecedor de banho instalado dentro do criostato e não há conexão entre a MEU e o compressor para desligar o compressor em caso de baixa sobre pressão, o que significa que o compressor não será desligado automaticamente caso a pressão diferencial caia abaixo de 10 mbar (PHILIPS, 2018).

Figura 20 - Magneto 10K.



Fonte: Ressonância magnética do Brasil. 2001.

2.9 Bobina de rádio frequência

As bobinas ou antenas de RF são responsáveis pela transmissão e recebimento do sinal de RM. As bobinas podem ser transmissoras e receptoras, somente transmissoras ou somente receptoras. O envio do pulso de RF (também chamado de campo B1) produz o desvio no vetor magnetização gerando a componente transversal da magnetização (xy) que irá ser detectada

pela mesma bobina que gerou o pulso ou por uma outra bobina receptora específica (PHILIPS, 2018).

2.9.1 Identificação da bobina de RF

Segundo Ferrarini (2009), para identificação da bobina, primeiro contém o CFINT que liga uma corrente em espiral de 400 micro amperes. Isto dá uma queda de tensão ao longo do primeiro conjunto de resistores de espirais. Agora o *Coilint* tem que ler de volta o que é a queda de voltagem; isso é feito na varredura 1. Um valor HEX representa a queda de tensão no primeiro conjunto de resistores.

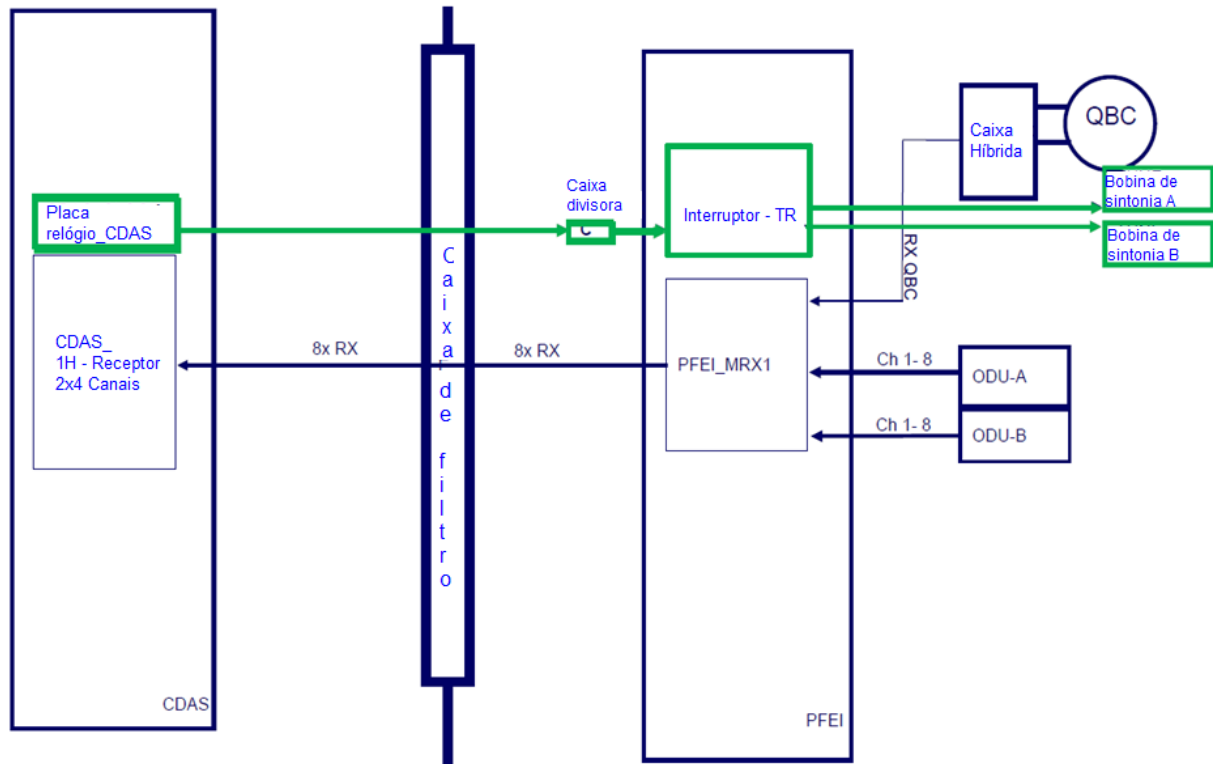
No próximo passo (varredura 2) o segundo conjunto de resistores de espirais é ligado em paralelo ao primeiro conjunto, então o resistor id total é diferente. E todo o processo é repetido mais uma vez, dando um segundo valor HEX.

Os dois valores hexadecimais levam a um código de espirais. Observando o código de espirais em uma tabela, o sistema sabe qual bobina de RF está conectada.

2.9.2 Corrente de sintonização rádio frequência

O circuito de sintonia da bobina de RF faz uso de um sinal (de baixa potência) gerado pela placa do relógio no rack CDAS, com isso através do SFB e de uma caixa divisora, o sinal de teste ou sintonia é enviado para a placa TRSW. Aqui o sistema pode mudar o sinal de entrada (após a amplificação) para uma sonda de fluxo: sintonize a bobina A ou a bobina de sintonia B. Depois de sintonizada o sinal de baixa potência é transmitido com bobina A ou bobina B.

Figura 21 - Corrente de sintonização de RF.



Fonte: Técnico em radiologia. 2010.

Ambas as bobinas de ajuste são colocadas no QBC para 1.5T (na parte inferior frontal e inferior traseira) e colocadas na frente do QBC para um sistema 3T.

Com os sistemas 3T, existe apenas 1 circuito de bobina sintonizável, pelo que as bobinas de sintonização A e B não estão separadas mas são utilizadas como um par de bobinas de transmissão. Também com o 3T, não há diferença física entre as bobinas de afinação e as bobinas de captação.

As duas bobinas de coleta na frente do QBC são usadas como bobinas de ajuste também.

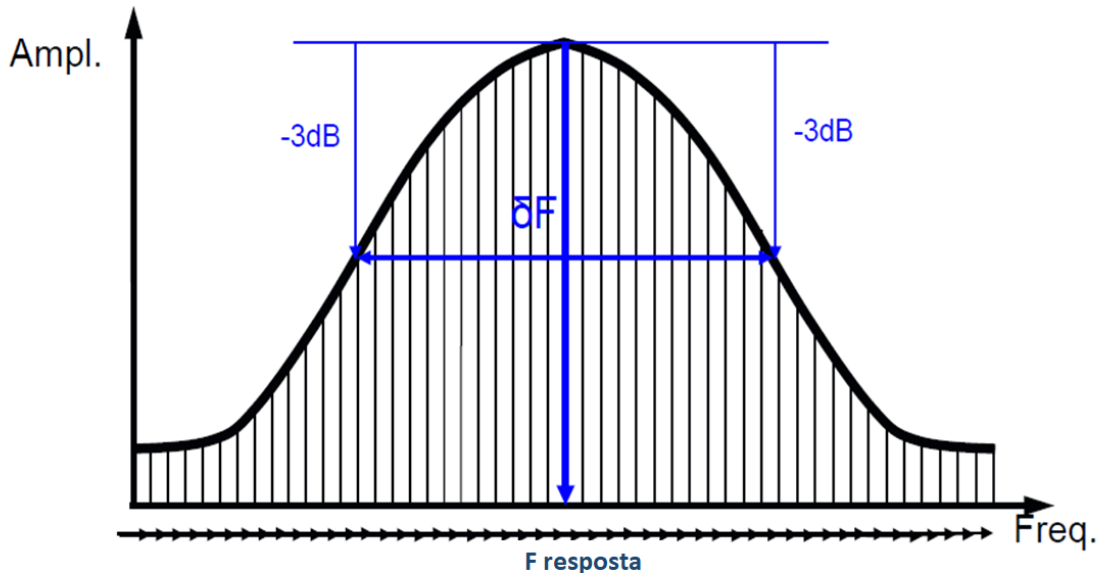
A comutação entre receber (usado como bobinas de *pickup*) ou transmitir (usado como bobinas de ajuste) é feita na caixa híbrida do 3T QBC (FERRARINI, 2009).

2.9.3 Sinal de sintonização captado pela bobina de rádio frequência

O sinal de varredura de frequência, transmitido via bobina A ou bobina B, é recebido pela bobina RF. Ao medir a resposta da bobina, a frequência de ressonância e o fator de qualidade da bobina de RF podem ser determinados e a curva de resposta de amplitude mais alta é usada para determinar os parâmetros da bobina de RF.

Às vezes o sinal é o mais alto quando transmitido com a bobina de ajuste A, às vezes com a bobina de ajuste B; tudo depende da posição da bobina RF no QBC e do acoplamento entre a bobina RF e a bobina de ajuste (A ou B) (MAZZOLA, 2005).

Figura 22 - Sinal de sintonização.



Fonte: Técnico em radiologia. 2010.

$$Q = \frac{F_{res}}{\delta F} \quad \text{Equação (3)}$$

2.9.4 Controle da bobina de rádio frequência

Na fase de transmissão ou recepção da varredura, apenas uma bobina RF está ativa (chamada sintonizada); todas as outras bobinas são desintegradas (desativadas).

Exceção: com conexão dupla (suportada desde o release 2; duas bobinas RF podem ser usadas simultaneamente), mais de uma bobina RF pode estar ativa no mesmo momento.

Como elementos de comutação, pindíodes são usados um pindíode e um comutador de RF. O interruptor RF pode ser aberto (pindíode bloqueado) com 300 Volts ou -5 Volts, logo o interruptor de RF pode ser fechado (condutor de pindíode) com uma corrente direta. A amplitude da corrente usada depende do tipo de pindíode usado.

Por exemplo: os pindíodes no QBC usam 150 mA por pindíode.

Usado como um conjunto de 4 pindíodes em paralelo, a corrente necessária é de 600mA por circuito de detecção.

2.9.5 Bobinas de recebimento

Uma bobina de recebimento pode ser uma bobina RF de recepção flexível ou não flexível. As bobinas de recebimento proporcionarão uma alta relação S / N porque estão posicionadas mais próximas da região de interesse e seu reduzido volume de imagem diminuirá o conteúdo do ruído, onde sua profundidade de penetração é proporcional ao seu tamanho ou raio. Como regra geral, você pode obter $\frac{3}{4}$ do diâmetro total como profundidade de penetração (no caso de uma bobina Circular) (FERRARINI, 2009).

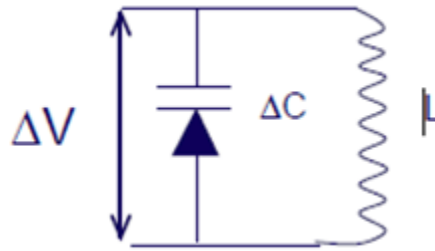
Quando a bobina RF está conectada é uma bobina sintonizável, a CFINT fornece a tensão de ajuste para o circuito varicap (diodo de capacitância variável), ao alterar a voltagem do varicap muda-se a frequência da bobina.

Veja a fórmula de ressonância: alterando a tensão de ajuste, a capacidade está mudando e assim também a frequência da bobina.

Nem todas as bobinas de RF exigem uma tensão de sintonia. A maioria das bobinas de RF possui uma frequência fixa. As bobinas de RF flexíveis de canal único (como C1, C3, C4, R1...etc) são bobinas sintonizáveis ao varicap que precisam de uma tensão de sintonização.

- A) Flexível ou não flexível recebe apenas bobinas de RF
- B) Alta relação S / N:
- C) Está posicionada mais perto da parte que está sendo fotografada
- D) O volume de imagem reduzido diminui o conteúdo de ruído
- E) A profundidade de penetração é proporcional ao tamanho (\approx radius).
- F) As bobinas de superfície flexíveis de canal único requerem uma tensão de ajuste (para varicap); entregue pela placa CFINT.

Figura 23 - Formula de ressonância.



Fonte: O Autor

$$2\pi f = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad \text{Equação (4)}$$

2.9.6 Bobinas de sinergia

Segundo Mazzola (2005), bobinas de matriz de fase ou sinergia têm uma configuração de multi-receptor, eles contêm um número de pequenas bobinas de recepção adjacentes (ou elementos de bobina) e essas pequenas bobinas adquirem os sinais de RM sequencialmente.

O princípio de bobina de sinergia faz uso da relação S / N de cada elemento de bobina adjacente, mas em um campo de visão grande (FOV) porque a reconstrução combinará cada imagem de elemento de bobina. As bobinas de sinergia que podem ser usadas para SENSE (*Sensitivity Encoding*) são chamadas de bobinas SENSE.

A filosofia da bobina de sinergia:

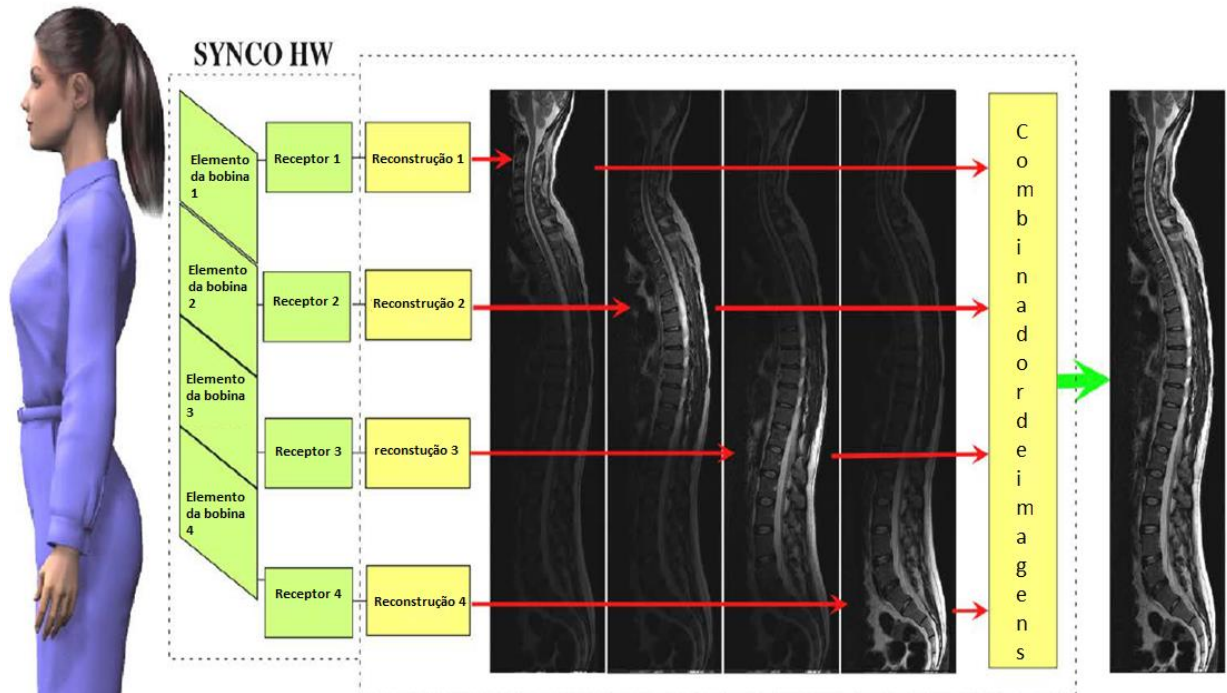
Exemplo: bobina de espinha sinérgica

Neste quadro é explicada a filosofia da bobina de sinergia (da bobina sinérgica da coluna).

Pequenos elementos de bobina adjacentes são colocados próximos ao paciente e recebem o sinal de RM simultaneamente.

Cada elemento da bobina é conectado ao seu próprio receptor. Após a digitalização do sinal de RM, os dados são enviados para o reconstrutor, onde as (sub) imagens são reconstruídas. Agora a dificuldade é combinar todas as imagens em um grande FOV por um somatório ponderado de todas as sub imagens.

Figura 24 - Processo de construção de imagem.



Fonte: Philips.

Cada bobina contém um número de elementos que, onde cada elemento capta um sinal de RF que o corpo reflete, no final todos os elementos mandam um sinal reconstrutor que irá gerar uma imagem nítida.

2.10 Bobina de gradiente

Gradientes são alterações do campo magnético principal e são gerados por bobinas localizadas no corpo do magneto, através do qual passou a corrente. A passagem de uma corrente por um a bobina gradiente induz um campo (magnético) gradiente em torno dele, que é subtraído da potenciado campo magnético principal B_0 ou acrescentado a esta. A magnitude de B_0 é alterada de forma linear pelas bobinas gradientes, de modo que se pode prever a potência do campo magnético, portanto a frequência de precessão experimentada por núcleos ao longo do eixo do gradiente. Isto é denominado codificação espacial, (PHILIPS, 2018).

Figura 25 - Bobina de gradiente.



Fonte: O Autor.

Núcleos que experimentam um campo magnético de maior potência devido ao gradiente se aceleram, ou seja, sua frequência de precessão aumenta, enquanto que os núcleos que experimentam um campo magnético de menor potência devido ao gradiente tornam-se mais lentos, ou seja, sua frequência de precessão diminui. Em consequência disso, a posição de um núcleo ao longo de um gradiente pode ser identificada de acordo com a frequência de precessão.

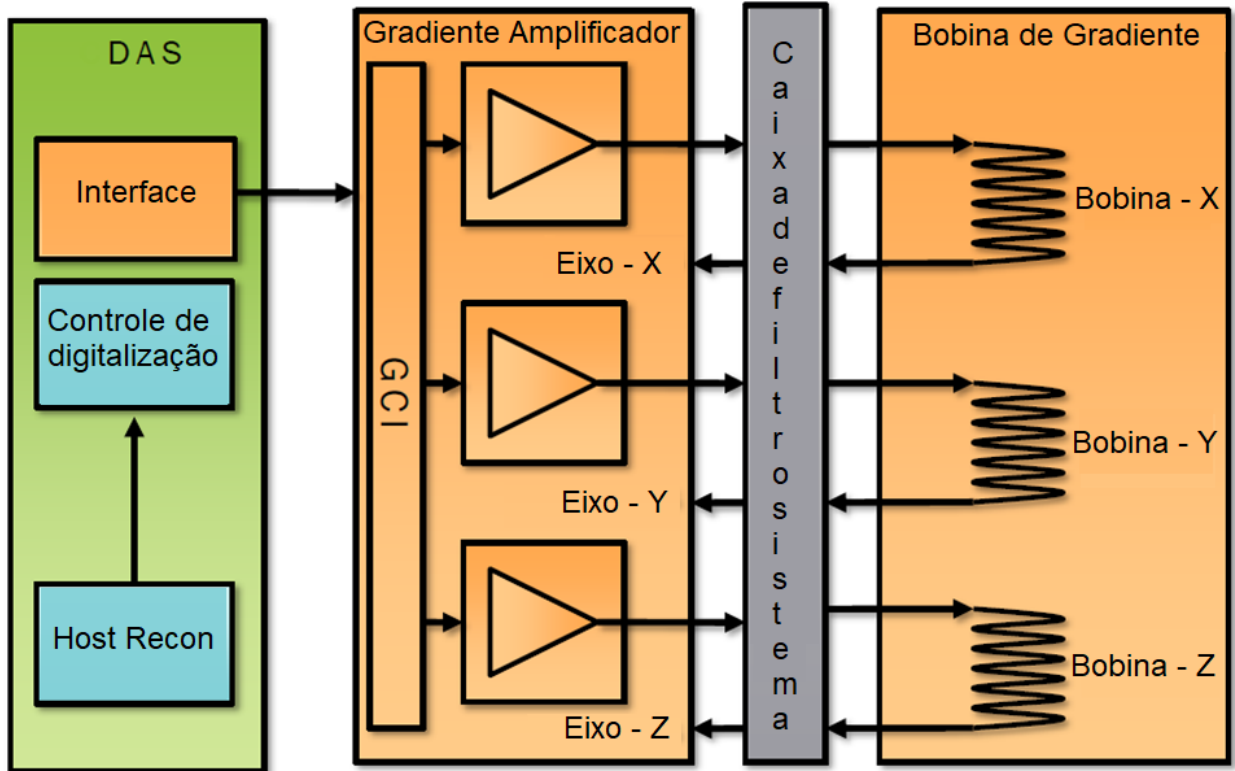
Há três enrolamentos em uma bobina de gradiente situadas no corpo do magneto, sendo elas designadas de acordo como eixo segundo o qual agem ao serem colocadas em ação.

Quadro 1 – Ângulos x, y e z.

Gradiente Z	Gradiente Y	Gradiente X
Altera a potência do campo magnético ao longo do eixo Z (longo) do magneto.	Altera a potência do campo magnético ao longo do eixo Y (vertical) do magneto.	Altera a potência do campo magnético ao longo do eixo X (horizontal) do magneto.

Fonte: O Autor

Figura 26 - Isocentro magnético.



Fonte: Técnico em radiologia. 2010.

O isocentro magnético é o ponto central do eixo de todos os três gradientes e do corpo do magneto. A potência do campo magnético permanece inalterada neste ponto mesmo ao serem aplicados gradientes.

Os gradientes executam muitas tarefas importantes durante uma sequência de pulsos. Os gradientes podem ser usados para tirar de fase ou recolocar em fase os momentos magnéticos dos núcleos. Os gradientes também executam as três tarefas principais que se seguem na codificação:

- A) Seleção de cortes – localizar um corte no plano de exame selecionado.
- B) Localização espacial (codificação) de um sinal ao longo do eixo longo da anatomia – isto é denominado codificação de frequência.
- C) Localização espacial (codificação) de um sinal ao longo do eixo curto da anatomia – isto é denominado codificação de fase.

2.10.1 Funcionamento da Imagem de Ressonância Magnética Funcional

Segundo Mazzola (2005), um scanner de ressonância magnética consiste em uma caixa cilíndrica envolvendo um eletroímã muito potente. Um *scanner* de pesquisa típico tem uma força de campo de 1,5 ou 3 tesla (T), mais de 30.000 vezes maior do que o campo magnético natural da Terra (BUXTON, 2009).

O campo magnético dentro do scanner afeta a orientação da rotação magnética dos átomos, particularmente de átomos de hidrogênio em água. Sob condições normais, os núcleos atômicos estão orientados aleatoriamente, mas sob a influência de um campo magnético os núcleos ficam alinhados com a direção do campo. Quanto maior o campo magnético maior o grau de alinhamento dos átomos. Quando todos os átomos estão apontando na mesma direção, os minúsculos sinais magnéticos de núcleos individuais se somam de forma coerente resultando em um sinal grande o suficiente para ser medido. Ressonância magnética estrutural funciona devido aos sinais dos núcleos de hidrogênio variar em força dependendo do que está ao seu redor.

- A) Os pulsos de gradiente são criados no sistema de aquisição de dados.
- B) Um cabo de fibra ótica se conecta à interface de controle de gradiente (GCI).
- C) O GCI controla os módulos amplificadores gradientes que estão conectados às bobinas.
- D) O design do DAS e do GCI é tal que o GCI é considerado parte do DAS.
- E) Quando ligado, o DAS tenta criar uma conexão com o GCI. Após uma conexão bem-sucedida, o LED GCI OK acende (verde)
- F) Em caso de um problema (fibra ruim, transdutor, conexão, placa) o DAS irá redefinir e tentar novamente, e novamente, etc.

3 METODOLOGIA

O tema foi elaborado a partir de pesquisas bibliográficas em artigos científicos sobre uma análise de um equipamento de ressonância magnética, onde os dados foram coletados e especificados, exemplificando a física aplicada, funções mecânicas da ressonância magnética, apresentar seus princípios básicos e o *design* do magneto.

Os princípios mecânicos e seus conceitos básicos consistem em partes mecânicas e elétricas conectadas ao magneto que é de extrema importância para geração de imagens, por isso é preciso que os seus princípios básicos de *design* sejam entendidos. Onde as propriedades mais importantes estão relacionadas a alta intensidade do campo magnético, homogeneidade, campo magnético estável e o campo magnético seja disperso e limitado.

O assunto tratado reflete a física aplicada do campo magnético e eletroímã exemplificando suas funções e a estrutura mecânica do magneto para desenvolver imagens agitando os prótons do corpo humano através de pulsos de energia por ondas de rádio frequência. Onde a ressonância magnética tem a função de encontrar lesões corporais ou doenças mais específicas, através de um sistema avançado de alta tecnologia. Além de ser um sistema que não utiliza radiação e não apresentarem incidência de efeitos colaterais, gerando conforto e tranquilidade para os pacientes.

Exemplificando as funções do magneto onde o campo magnético através de pulsos de energia por ondas de rádio frequência que agitam os prótons do corpo humano se alinhando em direção do campo magnético no plano definido (X,Y,Z), assim os prótons de átomos do corpo humano ao retornarem ao seu momento de equilíbrio geram energia para gerar a imagem mais específica e detalhada em 2D ou 3D para análise, através de um sistema avançado de alta tecnologia.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O futuro da ressonância magnética na medicina pode avançar por três vias. Para conseguir aplicações gerais é preciso que a tecnologia e os equipamentos utilizados estejam mais amplamente disseminados, pois assim será prático estudar populações maiores. Essas populações mais diversas deverão incluir um grupo até agora muito pouco estudado em estudos qual seja o dos adolescentes, uma vez que a ressonância magnética não envolve radioatividade, o que aumenta consideravelmente a possível utilidade da ressonância magnética para esse grupo.

A segunda via será o desenvolvimento técnico continuado dos aparelhos de ressonância magnética, com maior resolução e possibilidades para novas aplicações. Isso já está acontecendo com rapidez, com novos métodos de imagens de ressonância magnética, provendo as concentrações não somente num único volume parcial, mas em várias regiões corporais. Além das imagens convencionais de ressonância magnética que são estáticas, estão se desenvolvendo agora também imagens de ressonância magnética que sejam cinéticas. Um outro aspecto de importância crescente é que se considere nesses estudos a influência de variações em componentes corporais específicos, pois tecidos diferentes frequentemente contém concentrações químicas diferentes.

A terceira via será o aumento dos campos magnéticos utilizados na clínica, de 1,5 Tesla para até 3 Tesla ou 4 Tesla. A amplitude do sinal e a resolução espectral aumentam de acordo com a amplitude do campo magnético, facilitando especialmente a mensuração do ácido glutâmico e da glutamina.

Em conclusão, é preciso que novos métodos e novos equipamentos sejam desenvolvidos, e que os métodos já desenvolvidos e testados sejam utilizados de maneira robusta e prática para pesquisas clínicas que envolvam populações maiores.

CONCLUSÃO

Com a utilização da metodologia proposta, foi possível aprimorar nossos conhecimentos sobre a ressonância magnética, sua origem e evolução: desde os seus princípios básicos, físicos e mecânicos do magneto, evidenciando toda estrutura para gerar imagens.

Ressonância Magnética é um dos mais significativos avanços do século no que diz respeito a diagnósticos médicos por imagem. Permite imagens em duas ou três dimensões, de qualquer parte do corpo, uma vez que os princípios físicos de uma ressonância magnética é complexo e abrangente e está ligado diretamente à tópicos como eletromagnetismo, supercondutividade e processamento de sinais do campo magnético e eletroímã, que em conjunto com o pulsos de energia das ondas de rádio frequência, deve ser abordado para entendimento deste método.

Sob efeito de um potente campo magnético, onde corpo humano é composto por bilhões de átomos, o núcleo de um átomo gira em torno de um eixo. O alto momento magnético gerado pelo magneto o átomo de hidrogênio tem uma forte tendência de se alinhar com a direção do campo, gerando imagens específicas do corpo humano.

A imagem por ressonância magnética devido a sua alta tecnologia promoveu um grande avanço na medicina no que diz respeito a imagens devido ao alto contraste de tecidos moles e à possibilidade de cortes em qualquer plano escolhido, gerando imagem mais específicas e detalhadas em duas dimensões ou três dimensões. Além de ser um sistema que não utiliza radiação ionizante e não apresentarem incidência de efeitos colaterais, gerando conforto e tranquilidade para os pacientes.

REFERÊNCIAS

BLOG HIPERMIDÍA. **Sistemas de imagem por RM.**

Disponível em: <<http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/ressonancia-magnetica/sistemas-de-imagem-por-rm/>>. Acesso em: 22 fev. 2018

FERRARINI, Maria Cristina.; Iwasaki, Hagel. **Imagem por ressonância magnética: princípios básicos.** 2009

Disponível <<http://www.scielo.br/pdf/cr/v39n4/a147cr1097.pdf>>. Acesso em 15 Jul. 2018

GOULD, Todd. **Como funciona a geração de imagens por ressonância magnética.**

Disponível em: <<http://ebm.ufabc.edu.br/wp-content/uploads/2011/10/Como-funciona-a-gera%C3%A7%C3%A3o-de-imagens-por-resson%C3%A2ncia-magn%C3%A9tica.pdf>>. Acesso em: 20 fev. 2018

GUERRA, Liana. **Ressonância magnética do brasil.**

Disponível em: <<https://ressonanciamagneticadobrasil.wordpress.com/>>. Acesso em: 27 fev. 2018

HASHEMI, Ray H. **MRI: Basics:** 04 ed. Editora: Lippincott/ Wolters kluwer health, 2018.

Acesso em 15 Nov. 2018

KONINKLIJKE, **Philips. Sistema de RM para diagnóstico. N.V.** 2004

Disponível: <<https://www.philips.com.br/healthcare>> . Acesso em 20 Set. 2018

KONINKLIJKE, **Philips Eletronics N.V.** 2018

Disponível: <<https://www.philips.com.br>> . Acesso em 24 Set. 2018

MAZZOLA, Alessandro. **Princípios físicos da ressonância magnética.**

Disponível em: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Principios_fisicos_da_ressonancia_magnetica.pdf>. Acesso em: 22 fev. 2018

MAZZOLA, Alessandro.; HERDADE, Silvio.; KOCH, Hilton. A.; CARVALHO, Antonio Carlos. P. **Protocolo de testes de aceitação em equipamentos de imagem por ressonância magnética.** 2005.

Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842005000300008/>. Acesso em: 25 fev. 2018

NASCIMENTO, Jorge. **Ressonância magnética para técnicos**. 2007.

Disponível

em:

<http://www.radiology.com.br/materias/rad_materias.asp?flag=1&id_materia=141/>.

Acesso em: 22 fev. 2018

PEREIRA, Bruno Raphael. M. **Ressonância magnética**.

Disponível em: <<http://www2.ic.uff.br/~aconci/ResonanciaMagneticaNuclear.pdf/>>. Acesso

em: 27 fev. 2018

PINHEIRO, Chloé. **Ressonância magnética: o que é e para que serve**. 2018.

Disponível em: <<https://saude.abril.com.br/medicina/ressonancia-magnetica-o-que-e-e-para-que-serve/>>. Acesso em: 20 fev. 2018

PORTAL SÃO FRANCISCO. **Ressonância magnética**.

Disponível em: <<http://www.portalsaofrancisco.com.br/fisica/ressonancia-magnetica/>>.

Acesso em: 26 fev. 2018

RIOS, Eduardo. D. **Técnica de diagnóstico por imagens: ressonância magnética nuclear**. 1998.

Disponível em: <http://www.ufrgs.br/fismed/pps_pdf/IRMN_manuscrito.pdf/>.

Acesso em: 26 fev. 2018