

Ressonância Magnética

História, Desenvolvimento, e Princípios Físicos



História

- Stern e Gerlach – 1920 – demonstram o “movimento angular intrínseco” (*spin*) em átomos de prata.
- Wolfgang Pauli – 1924 – núcleos se comportam como minúsculos ímãs.
- Rabi et al., 1939, observou pela primeira vez a influência da radiofrequência (RF) sobre um feixe molecular de hidrogênio e um campo magnético. Em certa frequência o feixe absorvia energia e sofria um pequeno desvio. Efeito de ressonância magnética.

História

- Félix Bloch – 1946 – uma partícula carregada girando em torno de seu próprio eixo tem um campo magnético conhecido como *momentum* magnético (Nobel Prime). Em 1950 verificou-se isso experimentalmente.
- Raymond Damadian – 1960 – tecidos malignos tinham parâmetros diferentes em RMN
- Damadian e Paul Lauterbur (1977) dividem os créditos das contribuições pela primeira imagem de RM

História

- Desde 1980 quase todos os fabricantes de equipamentos de imagem médica pesquisaram e produziram *scanners* de RM.
- Ainda continua em pleno desenvolvimento (fMR, angioplastia por RM, perfusão/infusão, etc.)

Por que utilizar RM?

- Baixa visibilidade e resolução do raio-X, necessidade de utilização de contraste para melhorias (bário ou iodo).
- TC produz imagens com maior contraste, o que ajuda na detecção de lesões em tecidos moles.
- A principal vantagem da RM é a excelente resolução de contraste. Maior do que na TC.

Por que utilizar RM?

- Manipulando parâmetros da RM é possível otimizar a sequência de pulso para determinada doença.
- Obtenção de imagens em qualquer plano imaginável.
- Raio-X e TC para estruturas ósseas e RM para lesões em tecidos moles

O Hardware

- Magnetos
 - permanentes, resistivos, supercondutores, abertos ou chatos.
 - Altos campos e baixos campos (0,064 – 0,3 tesla (T))
 - 1 T = 10.000 Gauss.
 - Compostos normalmente por nióbio (Brasil tem a maior reserva do mundo)
 - Mais usados são os supercondutores
 - Constituídos por seis bobinas de metal especial (nióbio + titânio), capa de cobre, resfriado por hélio líquido (criogênio), à temperatura de -269°C
- Bobinas de RF
 - Afetam diretamente a qualidade - Bobinas de volume e de superfície

Física da RM

- Magnetização

- *Núcleos magneticamente ativos* se refere àqueles núcleos com prótons ou nêutrons não pareados.
- O *alinhamento magnético* descreve a tendência do núcleo magneticamente ativo (ou “momento magnético” ou “spin”) — uma miniatura de ímã — para alinhar ao longo da orientação de um campo magnético externo (Fig. 1.1)

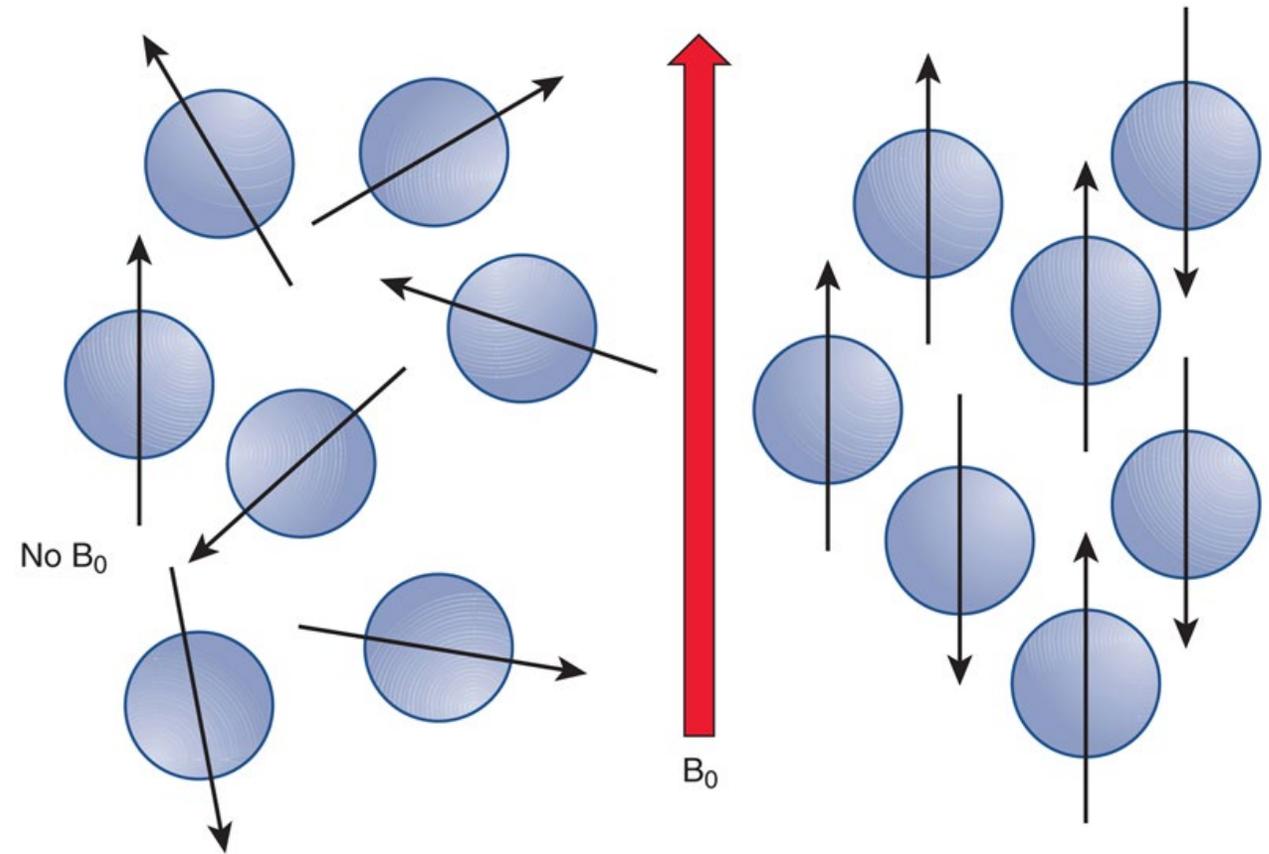
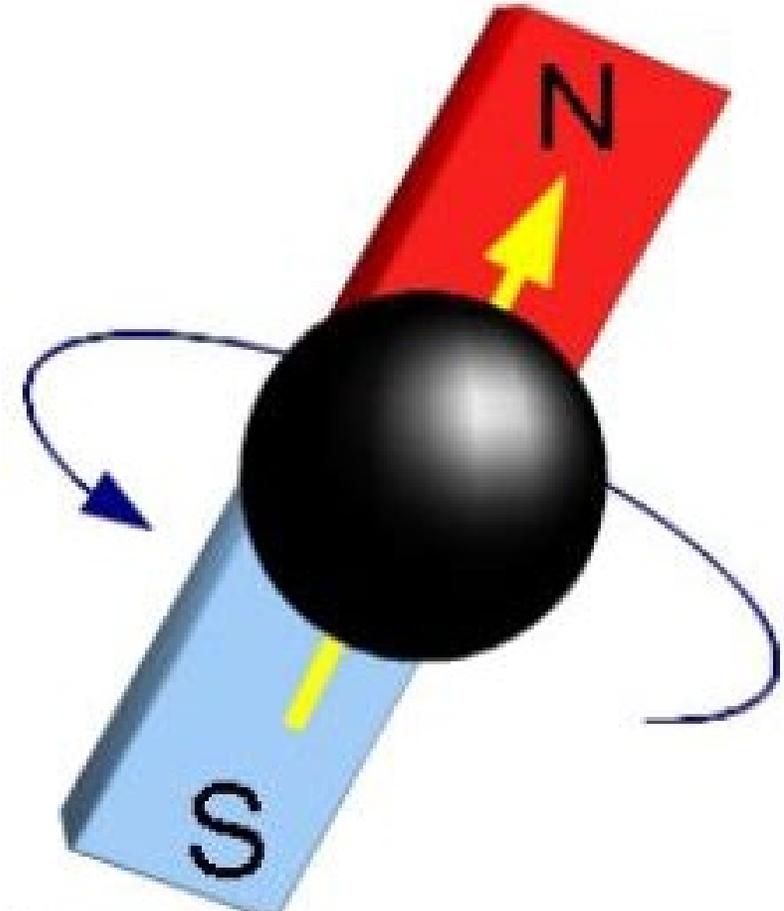


Fig. 1.1 Alinhamento dos prótons com e sem um campo magnético. Esquerda, prótons orientados aleatoriamente na ausência de um campo magnético. Direita, prótons orientados em paralelo e antiparalelo ao campo magnético.

Física da RM

- Núcleo do H
 - Como partículas elétricas o H produz campo magnético quando se move.
 - Na natureza (campo magnético terrestre) o núcleo do H não tem orientação definida.
 - Sob campo magnético estático forte a maior parte desses núcleos se alinham na mesma direção (paralela) e uma pequena parte na direção oposta (antiparalela).



[Esta Foto](#) de Autor Desconhecido está licenciado em [CC BY-NC-ND](#)

Física da RM

- O alinhamento desses momentos magnéticos é quantificado em um de dois estados energéticos: 1) paralelo ao (ou “*spin up*”) ou 2) antiparalelo ao (ou “*spin down*”) campo magnético.

Física da RM

- *spin* ou momento angular — descreve a propensão de um núcleo com uma carga líquida para oscilar como um giroscópio (ou “precessão”) na presença de um campo magnético (Fig. 1.2).
- *Ressonância* - absorção de energia por um núcleo em precessão exposto à energia oscilante de igual frequência

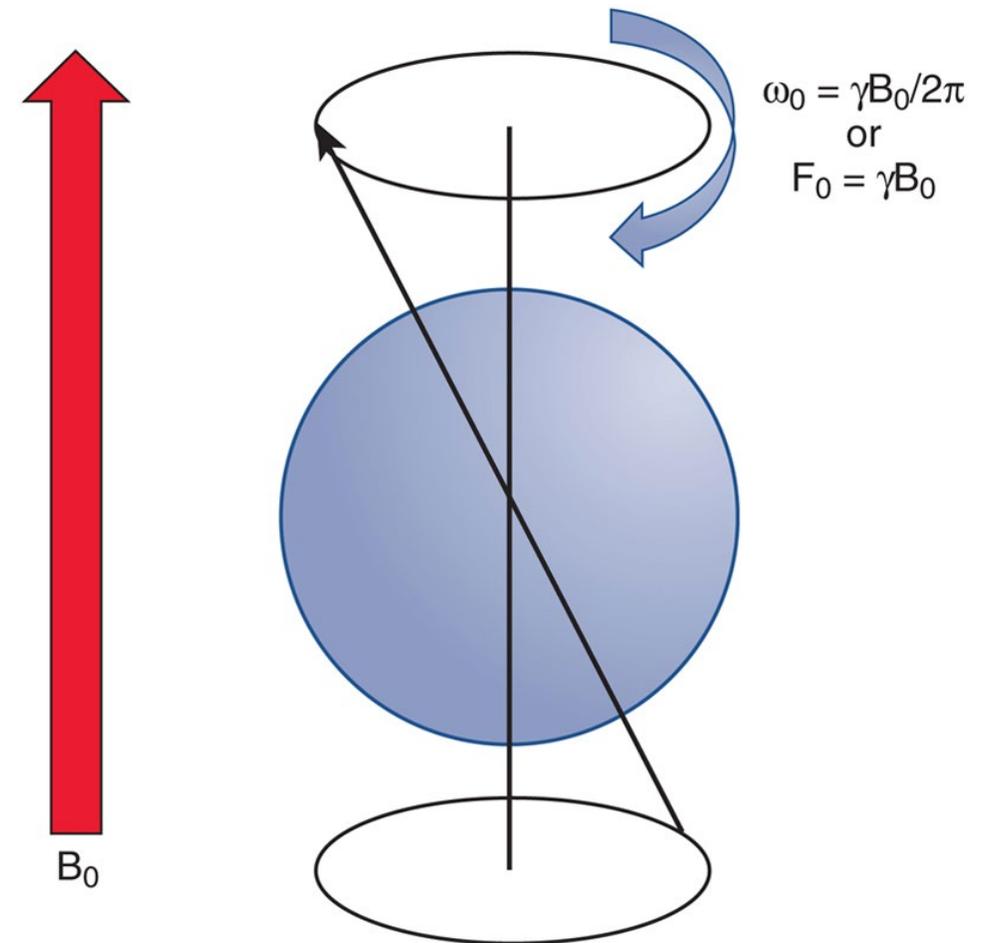


Fig. 1.2 O conceito de um *spin* nuclear.

Física da RM



Tabela 1.1

Núcleos Biologicamente Relevantes

Elemento	Prótons	Nêutrons	Spin Nuclear	Razão giromagnética (MHz/T)	Abundância natural (%)	Momento angular (MHz)
¹ H (Protium)	1	0	½	42,5774	99,985	63,8646
¹³ C	6	7	½	10,7084	1,10	16,0621
¹⁵ N	7	8	½	4,3173	0,366	6,4759
¹ O	8	9	5/2	5,7743	0,038	8,6614
¹⁹ F	9	10	½	40,052	100	60,078
²³ Na	11	12	3/2	11,2686	100	16,9029
³¹ P	15	16	½	17,2514	100	25,8771

- Sistema de Rf

- A precessão magnética do spin na frequência do pulso de Rf vai absorver a energia e passar para o estado de maior energia. A partir de então, os prótons excitados “relaxam”, emitindo a energia absorvida e voltando ao seu estado original de baixa energia. A energia de Rf emitida constitui o sinal que acaba gerando uma imagem de RM.

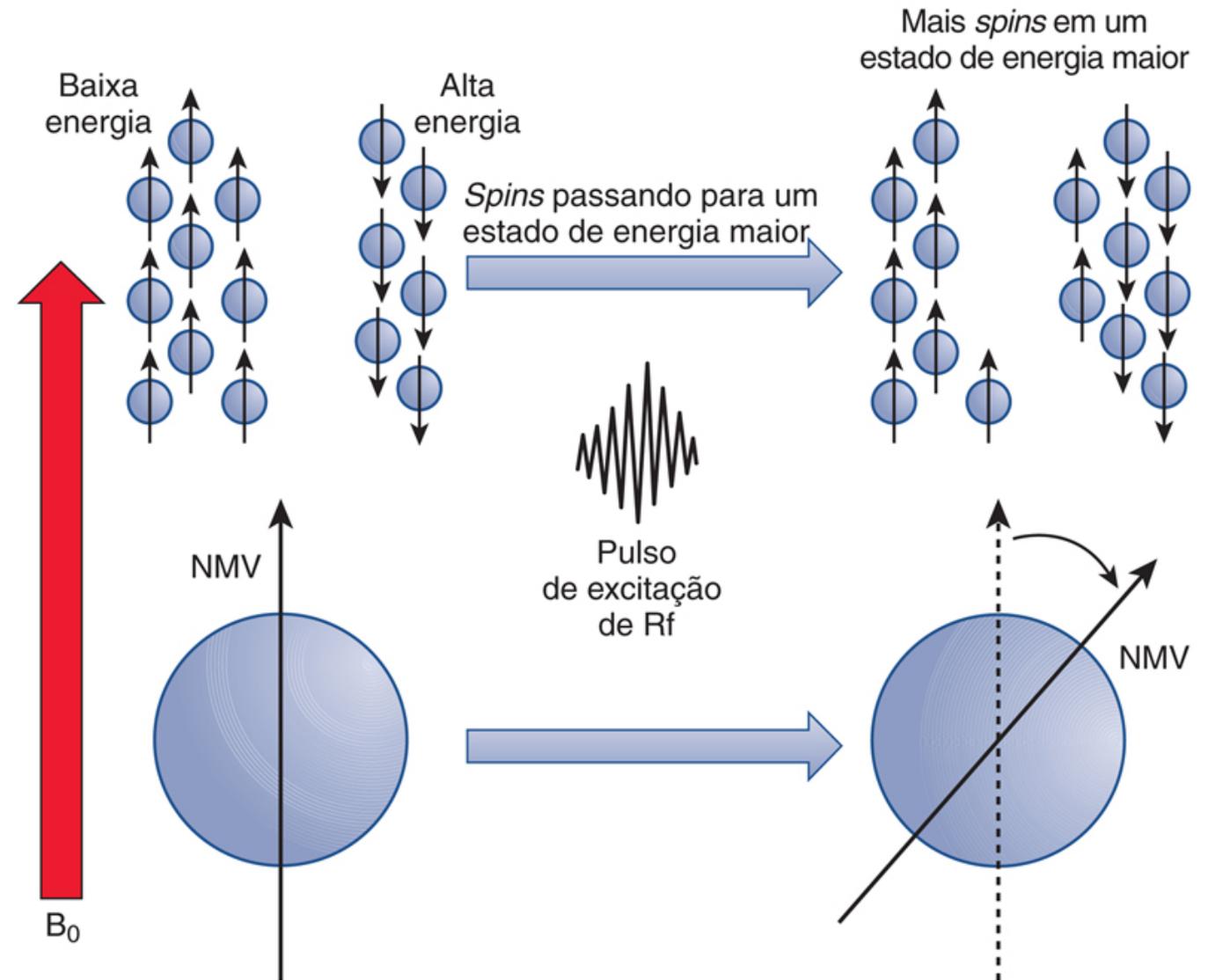


Fig. 1.5 Vetor magnético líquido (NMV) inclinado pelo pulso de excitação de radiofrequência (Rf).

Sistema gradiente

- Um sistema de gradiente (um campo magnético que varia espacialmente, superposto em B_0 espacialmente uniforme) distorce o ambiente magnético para excitar seletivamente uma região — ou fatia — de tecido de cada vez para facilitar a geração da imagem e enviar informações espaciais para o volume de prótons excitados. O sistema de gradiente inclui três gradientes diferentes, cada um concebido para o seu plano ortogonal designado: x, y e z (Fig. 1.6).

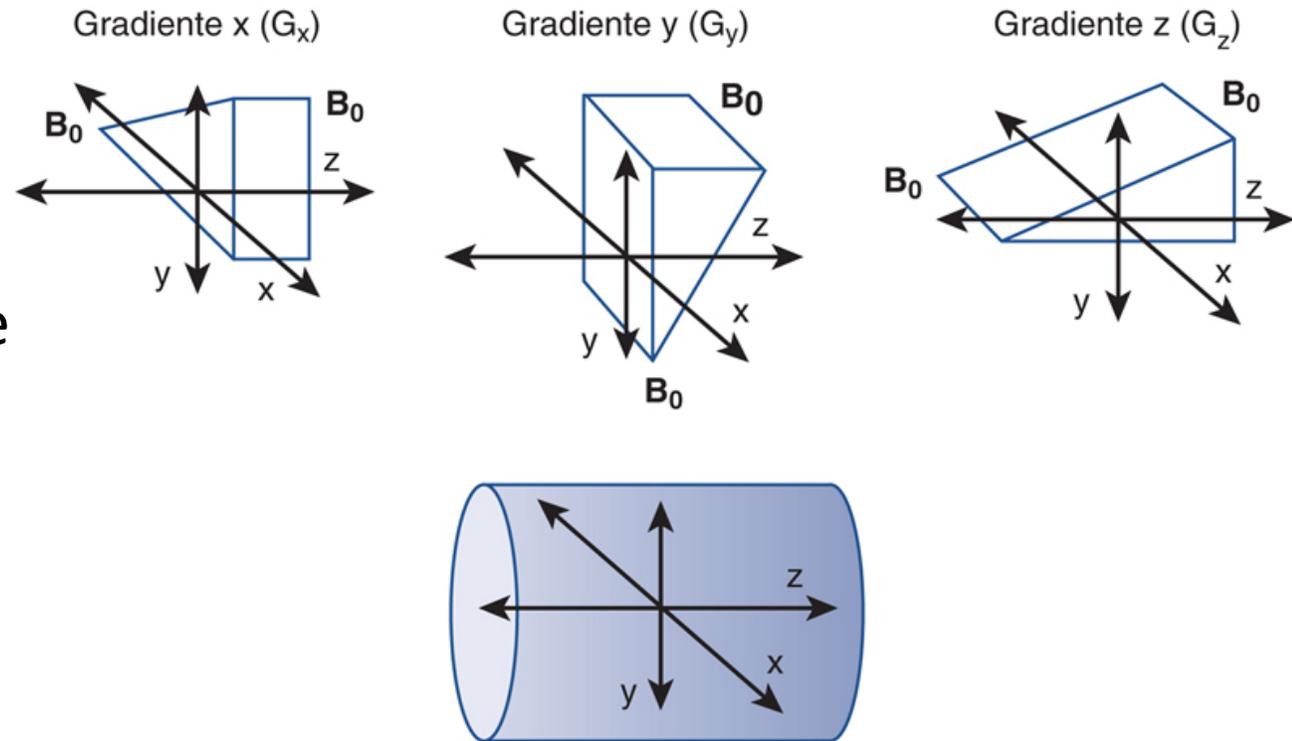


Fig. 1.6 Esquema de um gradiente de campo magnético.

Sistema gradiente

O estreito intervalo de frequências incluídas no pulso de Rf — a largura de banda de transmissão — determina, assim, a espessura da fatia de prótons excitados.

A fatia de prótons excitados constitui, no final das contas, a imagem de RM.

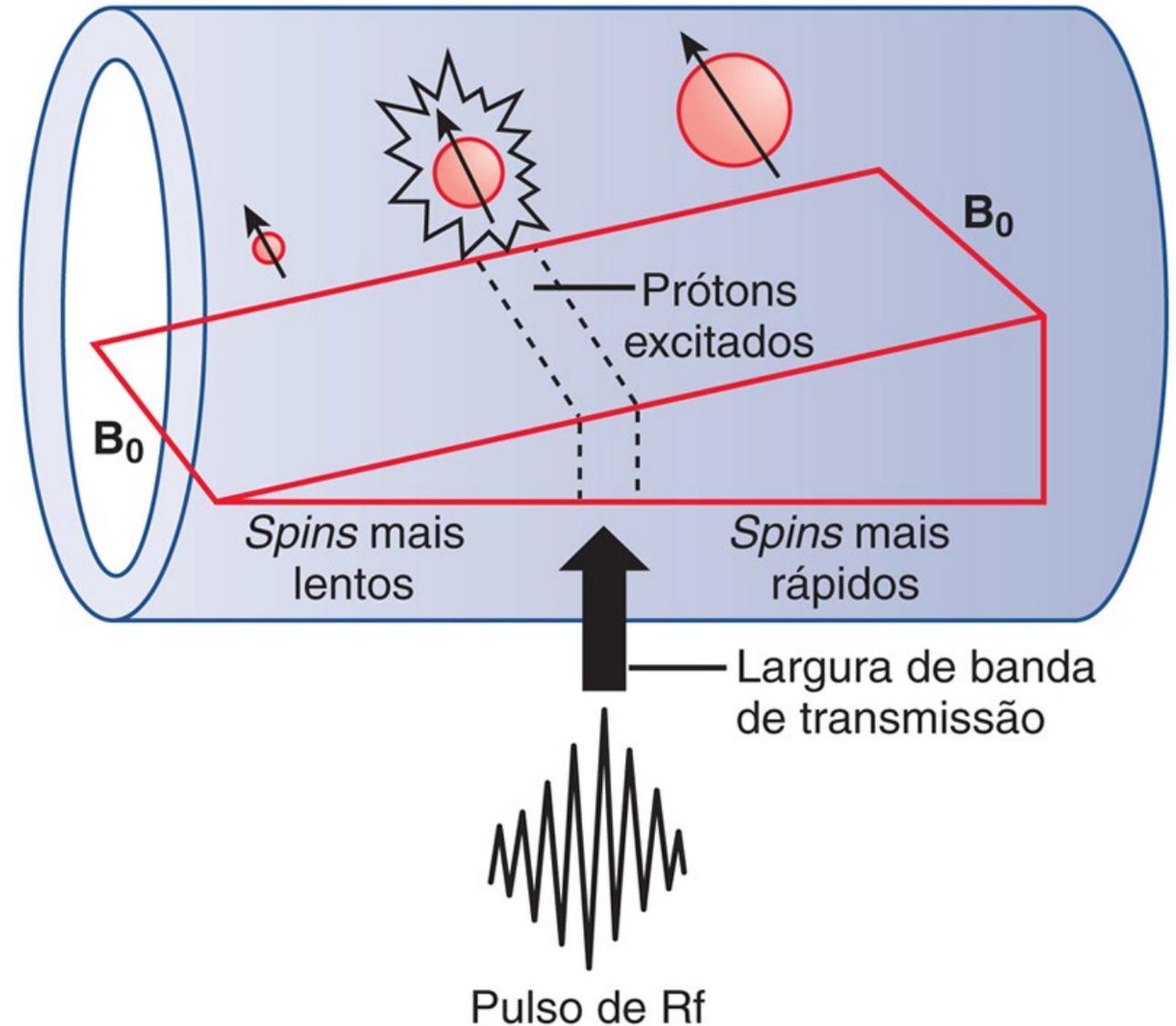


Fig. 1.7 Gradiente seletor de fatia e o pulso de radiofrequência (Rf)

A título de revisão, os componentes discutidos até esse ponto incluem o campo magnético principal (B_0), o sistema transmissor de Rf e o sistema de gradiente de campo magnético.



[Esta Foto](#) de Autor Desconhecido está licenciado em [CC BY-NC-ND](#)

O sistema receptor

- O sistema receptor inclui uma bobina receptora, um amplificador receptor e um conversor analógico-digital (CAD).
- A bobina de transmissão, muitas vezes, funciona como bobina receptora.
- Como a amplitude do sinal recebido é tão minúscula (da ordem de nanovolts ou microvolts), um amplificador de sinal é um componente essencial do sistema receptor. O CAD converte para dados digitais o sinal analógico recebido a fim de ser processado para dados de imagem.

Fim da fase de entendimento básico da
formação de imagem por RM

