

Immagini Biomediche

II

Nuclear Magnetic Resonance

Michela Canfora

Storia della NMR

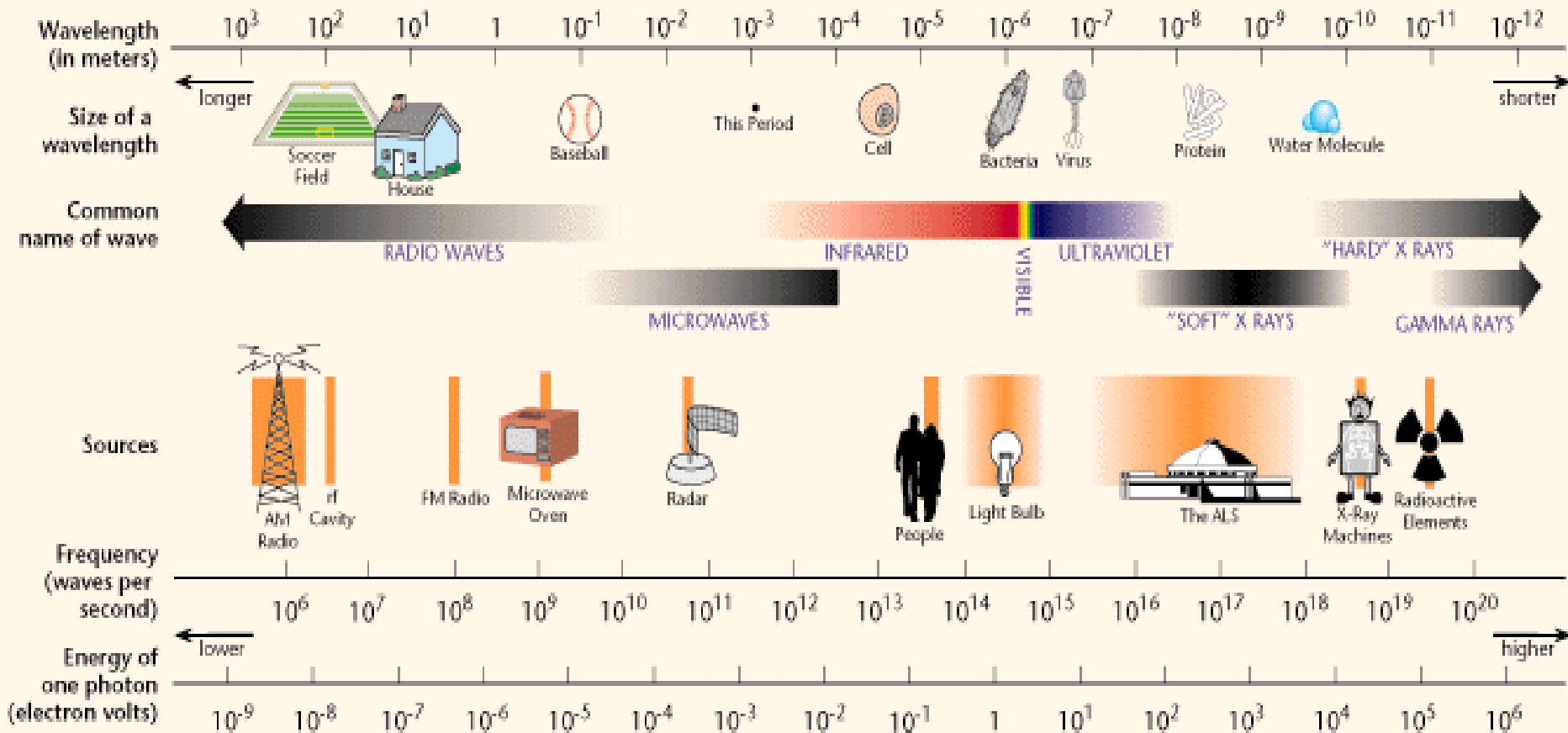
Nel 1946 Felix Bloch e Edward Purcell scoprono indipendentemente che una sostanza magnetizzata bombardata con radiofrequenze emette una "melodia" simile a quella emessa da un diapason, dimostrando che nuclei di atomi differenti assorbono le onde radio a frequenze differenti.

Nel 1970 Raymond Damadian scopre che la struttura e l'abbondanza di acqua nel corpo umano è la chiave dell'imaging MR e che l'acqua (idrogeno) emette un segnale percepibile e registrabile.

Nel 1973 Paul Lauterbur introduce il concetto dei gradienti nelle tre dimensioni per selezionare aree specifiche del corpo.

Spettro delle frequenze

THE ELECTROMAGNETIC SPECTRUM



Magneti e Magnetismo

Tre tipi di magneti nel medical imaging:

- ❖ *permanenti*
- ❖ *resistivi*
- ❖ *superconduttori*

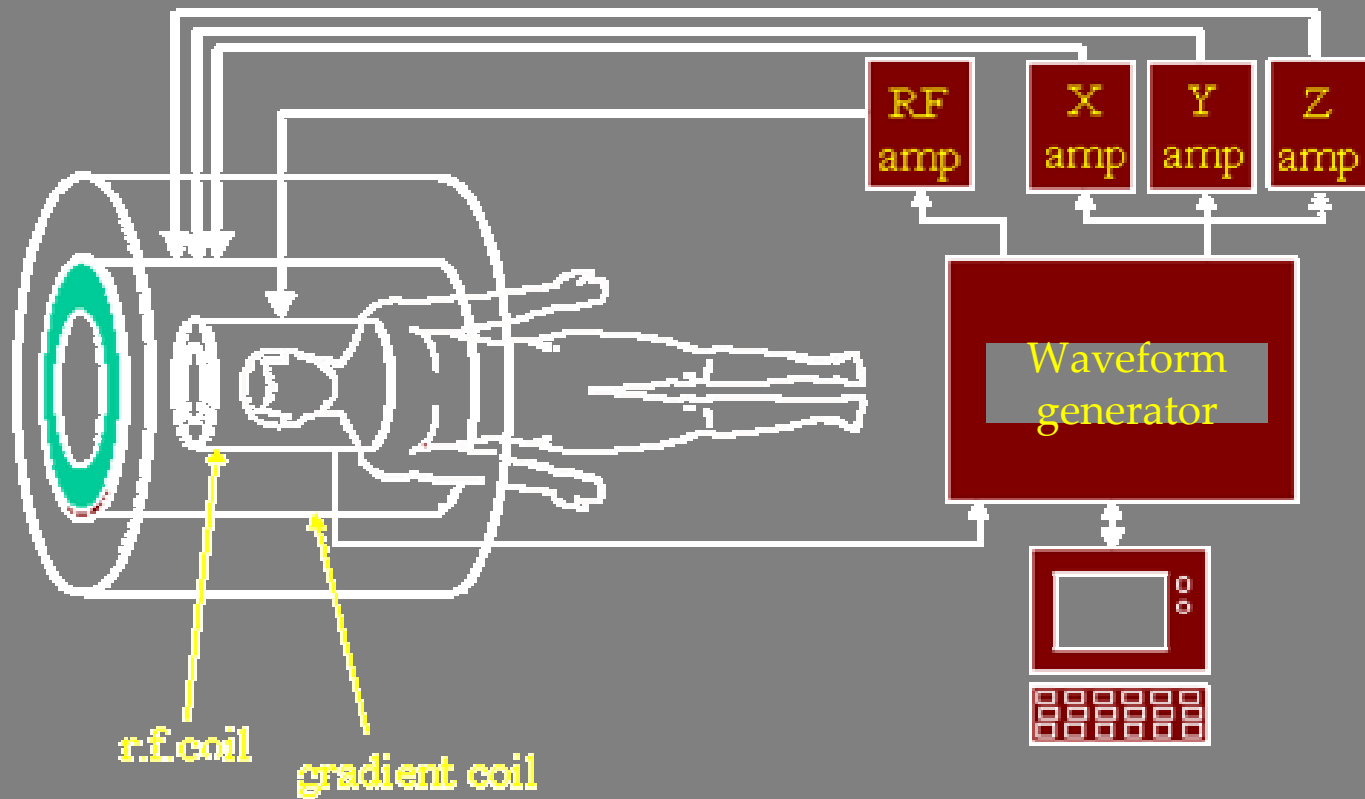
AFFINITÀ

*sono in grado di generare
grandi campi magnetici
omogenei*

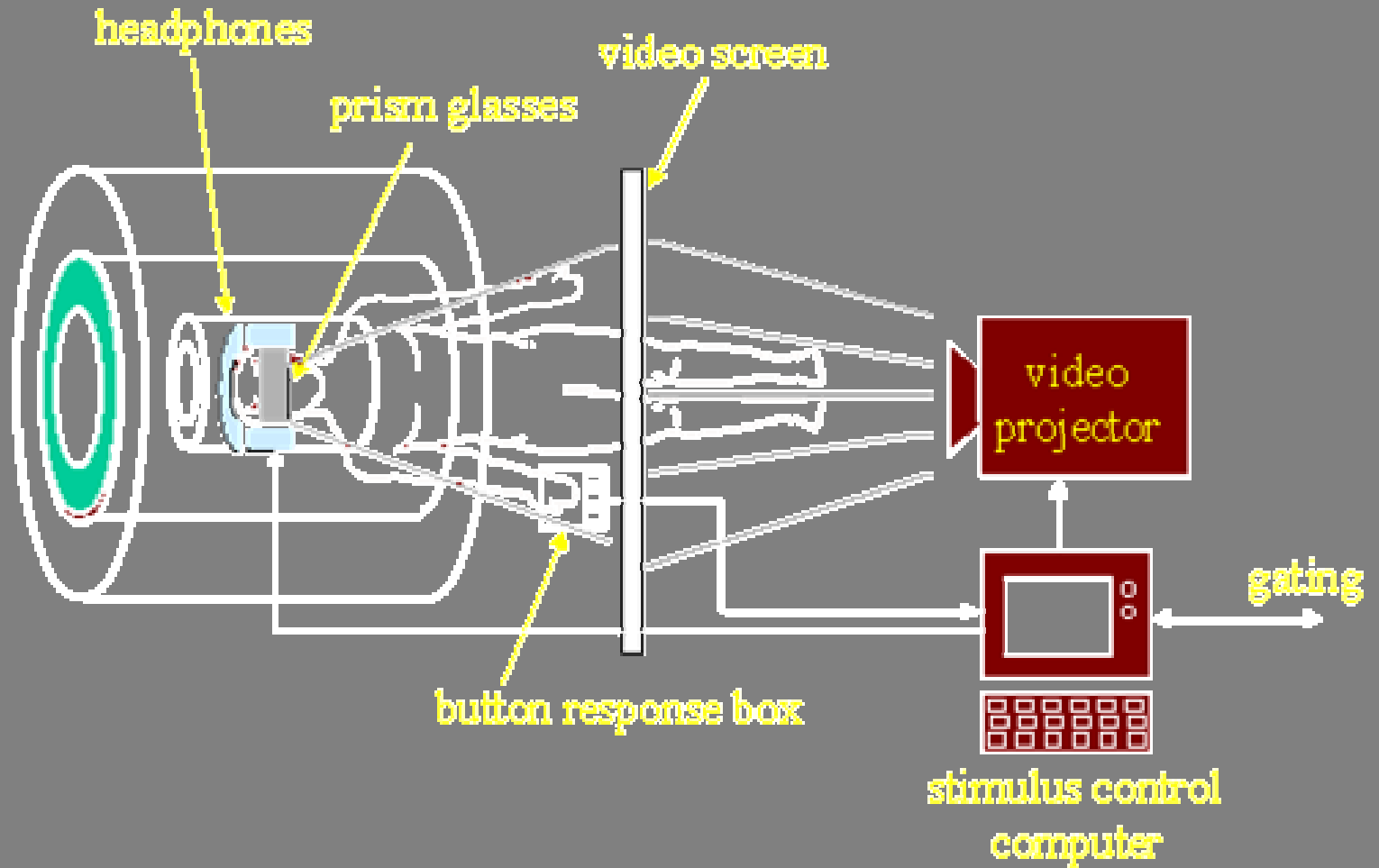
DIFFERENZE

- ❖ *energia richiesta*
- ❖ *costi di produzione*
- ❖ *direzione del campo*

MRI



fMRI



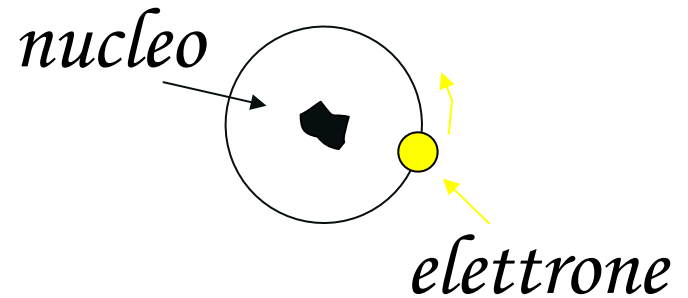
Dal segnale all'immagine

Gli steps principali per generare un'immagine sono:

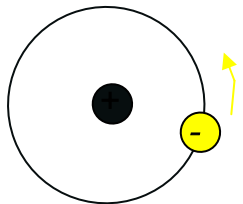
$$\begin{array}{llll} \underline{\mu} & \longrightarrow & \underline{\mathcal{M}} & (\underline{B_0}) \\ \underline{\mathcal{M}} & \longrightarrow & \underline{\mathcal{M}_{xy}} & (\underline{RF, Equazioni di Bloch}) \\ \underline{\mathcal{M}_{xy}} & \longrightarrow & S(t) & (\underline{Legge di Faraday}) \\ S(t) & \longrightarrow & S(\underline{k}) & (\underline{Gradienti}) \end{array}$$

L'atomo

Gli atomi consistono di un nucleo circondato da elettroni.



Le proprietà chimiche degli elementi variano in base alla carica elettrica degli atomi



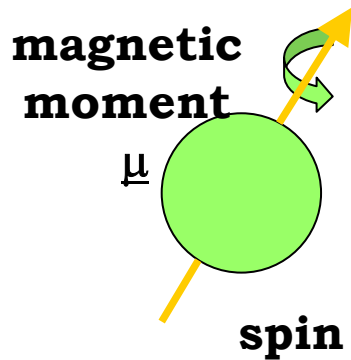
H ha carica +

I nuclei hanno raggio finito ($\sim 10^{-14}$ m), massa finita ($\sim 10^{-27}$ Kg) ed una carica elettrica ($\sim 10^{-19}$ C).

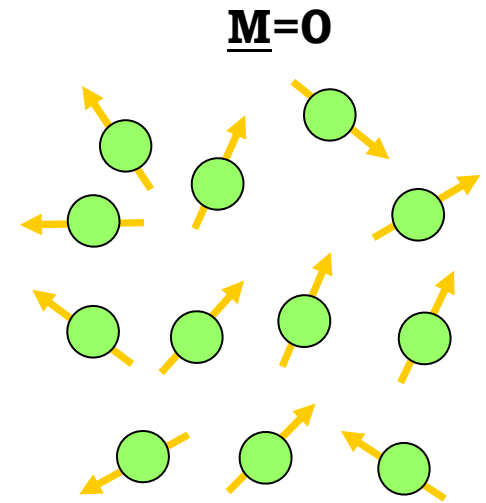
Peso atomico: neutroni + protoni

Lo spin

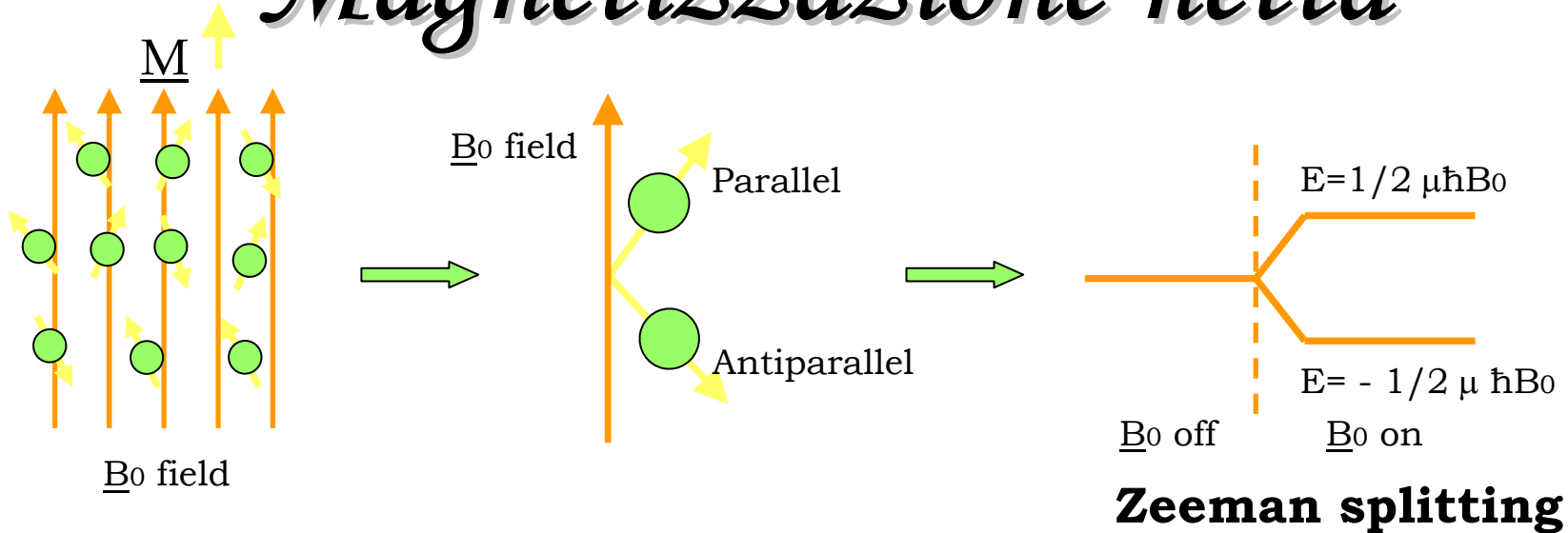
H ha numero atomico dispari \rightarrow possiede un momento angolare detto spin: il nucleo positivamente carico ruota attorno al proprio asse \rightarrow genera attorno a sé un campo magnetico detto momento magnetico.



In assenza di un campo magnetico esterno, i momenti magnetici del nucleo di H sono orientati in modo random



Magnetizzazione netta



Se i protoni di H sono immersi in un campo magnetico esterno, essi si allineeranno in modo parallelo o antiparallelo al campo. Il campo esterno \underline{B}_0 e l'energia termica degli atomi sono i due fattori che influenzano la direzione di allineamento.

Più protoni allineati parallelamente a \underline{B}_0



Parallelo e antiparallelo si cancellano

Magnetizzazione netta

$$\vec{M} = \sum_{n=1}^N \vec{\mu}_n = \left(\sum_{n=1}^N \mu_{x,n} \right) \vec{i} + \left(\sum_{n=1}^N \mu_{y,n} \right) \vec{j} + \left(\sum_{n=1}^N \mu_{z,n} \right) \vec{k} =$$

$$= \left(\sum_{n=1}^N \mu_{z,n} \right) \vec{k} = \text{equaz. di Larmor} =$$

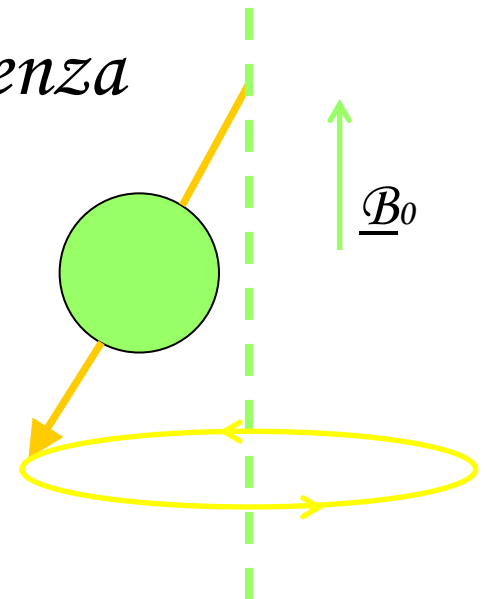
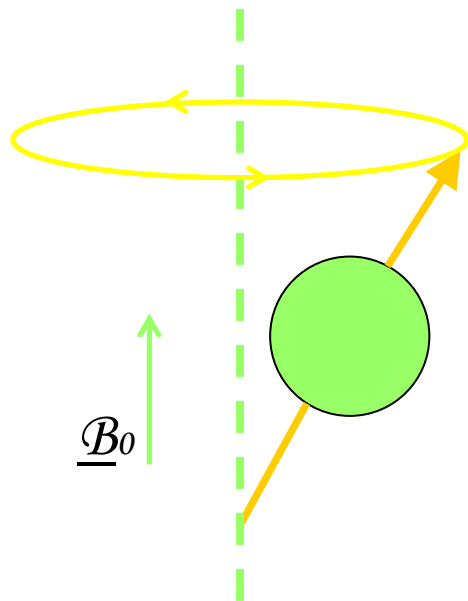
$$= \left(\sum_{n=1}^{N_{\uparrow}} \frac{1}{2} \gamma \hbar \right) \vec{k} - \left(\sum_{n=1}^{N_{\downarrow}} \frac{1}{2} \gamma \hbar \right) \vec{k} = \text{equaz. di Boltzmann} =$$

$$= \frac{1}{2} (N_{\uparrow} - N_{\downarrow}) \gamma \hbar \vec{k} = \frac{\gamma^2 \hbar^2 B_0 N}{4KT} \vec{k}$$

Precessione

Gli atomi di H in realtà non si allineano direttamente con la direzione del campo magnetico, ma piuttosto ruotano o oscillano attorno all'asse del campo magnetico. Tale movimento viene detto precessione.

La velocità con cui i protoni precessono viene detta frequenza di precessione (Mhz).



Risonanza

La frequenza di oscillazione è determinata dal fattore giromagnetico degli atomi e dall'intensità del campo magnetico. L'equazione di Larmor

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

è importante perché fornisce la frequenza a cui il nucleo assorbe energia, processo necessario per allinearsi al campo \underline{B}_0 . Tale energia rappresenta la forza esterna proveniente da un campo magnetico oscillante $\underline{B}_1(t)$ applicato perpendicolarmente al campo magnetico statico \underline{B}_0 .

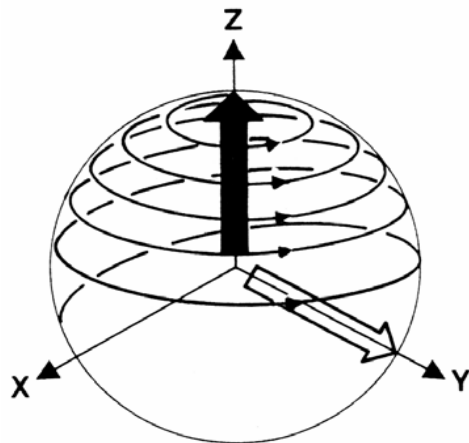
Risonanza

La condizione di risonanza in termini classici si basa sul fatto che il campo $\underline{B}_1(t)$ ruoti allo stesso modo degli spins che precedono \longrightarrow da una discussione più rigorosa basata sul modello quantistico si ricava la condizione di risonanza

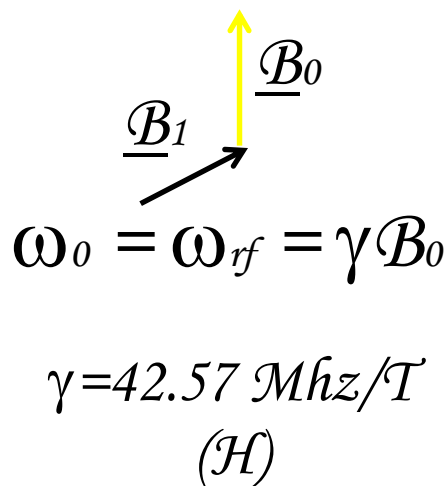
$$\omega_0 = \omega_{rf} = \gamma B_0$$

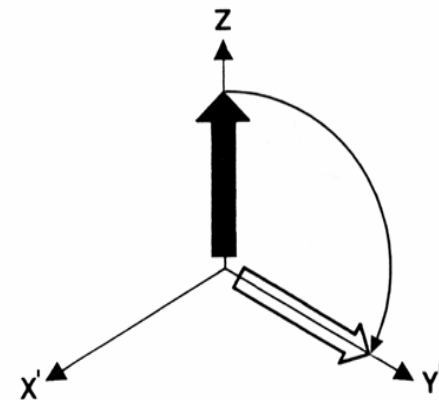
Eccitazione RF

Perché l'antenna ricevente possa rilevare il segnale, è necessario perturbare gli spins in modo che il vettore di magnetizzazione abbia una componente nel piano trasversale (x, y) → applichiamo un campo magnetico oscillante \underline{B}_1 , trasversale al campo magnetico esterno \underline{B}_0 e le cui oscillazioni avvengano alla frequenza di Larmor



Laboratorio


$$\omega_0 = \omega_{rf} = \gamma B_0$$
$$\gamma = 42.57 \text{ MHz/T} \quad (\text{H})$$



Ruotante *Michela Canfora*

Free Induction Decay

Il segnale che si registra dopo l'impulso $\underline{B}_1(t)$ è un segnale oscillante che decade seguendo un andamento di tipo esponenziale



Le equazioni di Bloch

La dipendenza dal tempo di \underline{M} in presenza di un impulso RF $\underline{B}_1(t)$ applicato, è descritta dalle equazioni di Bloch:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - \frac{M_x \vec{i} + M_y \vec{j}}{T_2} - \frac{(M_z - M^0_z) \vec{k}}{T_1}$$

M^0_z : valore di \underline{M} all'equilibrio termico in presenza del solo campo \underline{B}_0

T_1, T_2 : costanti temporali che caratterizzano i processi di rilassamento di un sistema di spins perturbato.

Le equazioni di Bloch

Dopo l'impulso RF, il sistema ritorna al proprio stato di equilibrio. Questo processo è caratterizzato da:

- *precessione di M attorno a B₀*

precessione libera

- *recupero della magnetizzazione longitudinale M_z*

rilassamento longitudinale

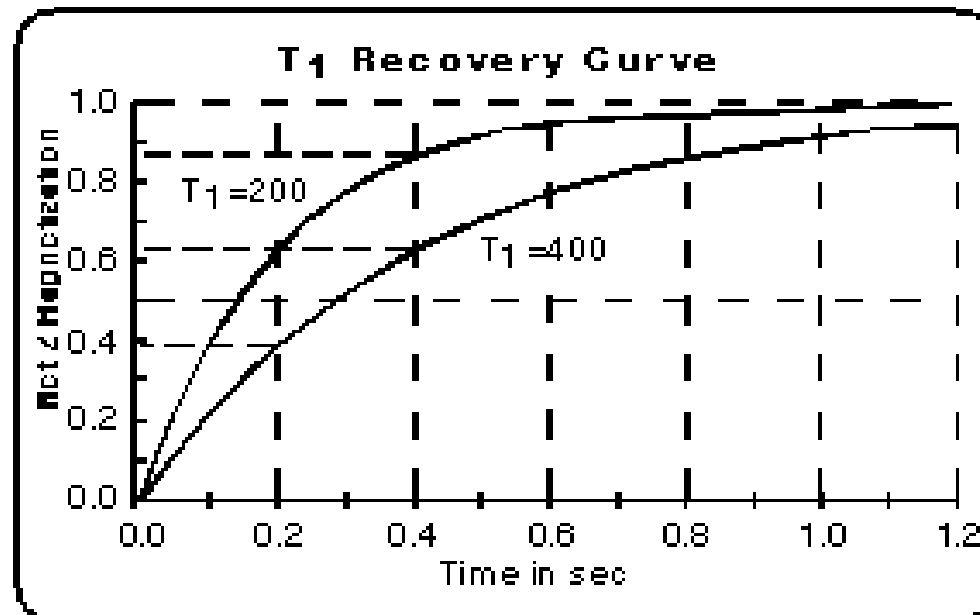
- *distruzione della magnetizzazione trasversale M_{xy}*

rilassamento trasversale

Rilassamento Longitudinale

Il rilassamento longitudinale è descritto nel sistema di riferimento ruotante alla frequenza di Larmor da:

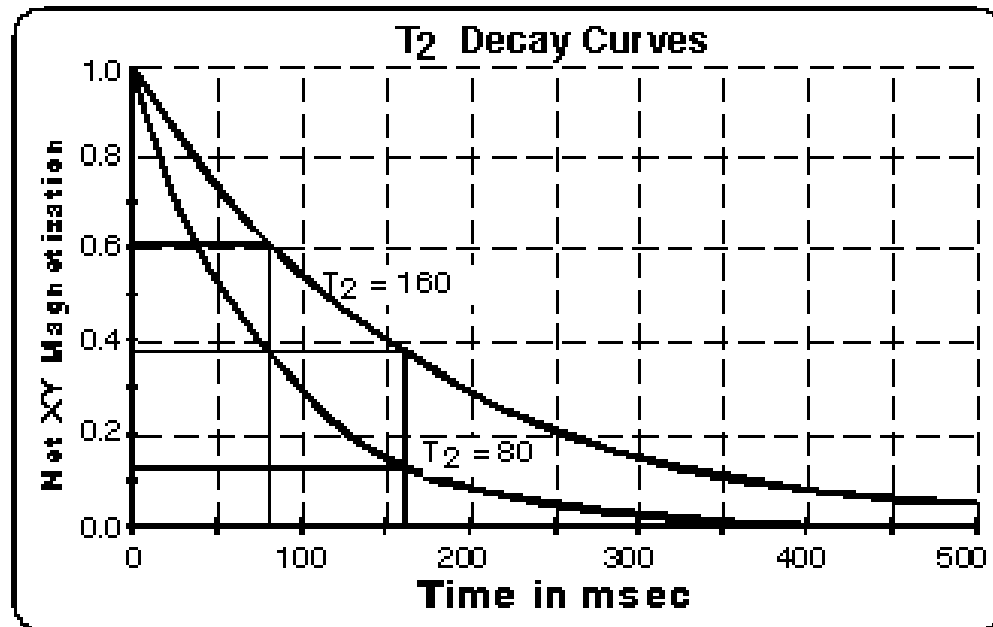
$$M_z(t) = M_z^0 \left(1 - e^{-t/T_1}\right) + M_z(0) e^{-t/T_1}$$



Rilassamento Trasversale

Il rilassamento trasversale è descritto nel sistema di riferimento ruotante alla frequenza di Larmor da:

$$M_{xy}'(t) = M_x'(t) + iM_y'(t) = M_{xy}'(0)e^{-t/T_2}$$

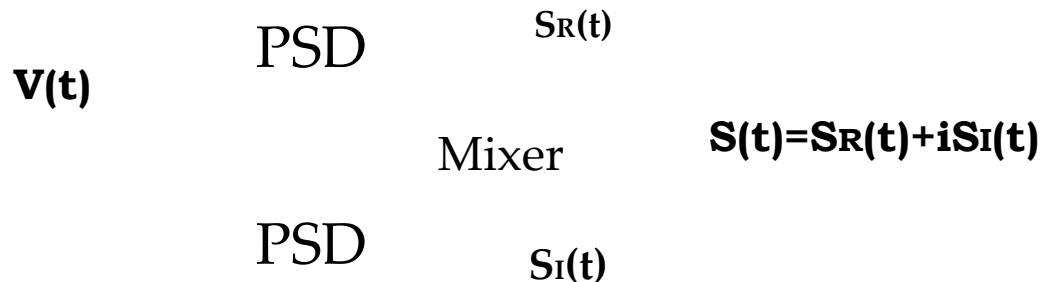


Registrazione del segnale

Per misurare M_{xy} lo si converte in un segnale elettrico per mezzo della legge di Faraday:

$$V(t) = -\frac{\partial\Phi(t)}{\partial t}$$

PSD (Phase-Sensitive Detection)



$$S(t) = S_R(t) + iS_I(t) = \int d^3r \rho(\vec{r}) e^{-i\omega(\vec{r})t}$$

dove $\rho(\underline{r})$ è il numero di spins per unità di volume.

Codifica Spaziale e \mathcal{K} -space

Il segnale misurato contiene informazioni provenienti dall'intero corpo esaminato → non possiamo determinare l'origine specifica di ogni componente del segnale. La frequenza di Larmor di uno spin sarà linearmente proporzionale alla propria posizione nello spazio (ad esempio z) se il campo magnetico statico viene aumentato con un campo variabile linearmente con z , ossia:

$$B_z(z, t) = B_0 + zG_z(t)$$

$$G_z(t) \equiv \partial B_z / \partial z$$



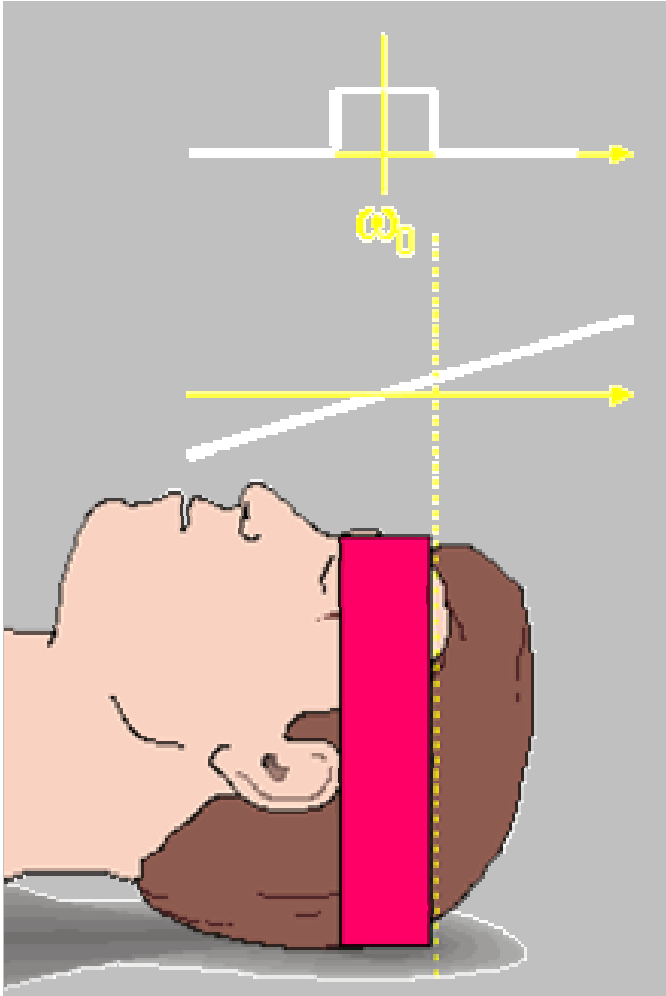
$$\omega(z, t) = \omega_0 + \gamma z G_z(t)$$

Codifica Spaziale e \mathcal{K} -space

Questo ruolo è svolto dai gradienti:

- ★ *gradiente slice-select* ▶
- ★ *gradiente read-out o frequency-encoding*
- ★ *gradiente phase-encoding* ▶

Il gradiente slice-select



Il gradiente slice-selective perturba dalla posizione di equilibrio solo gli spins che si trovano in un punto specifico dello spazio lasciando imperturbati gli altri.

K-space

Assumiamo di aver eccitato una fetta e consideriamone un volume elementare nel punto (x,y) . La frequenza di tale volume sarà:

$$\omega(x, y) = \gamma B_0 + \gamma G_x x + \gamma G_y y$$

Il contributo al segnale dalla posizione (x,y) può perciò essere scritta come:

$$dS(x, y, t) = \rho(x, y) e^{-i(\gamma G_x x + \gamma G_y y)}$$

\mathcal{K} -space

Introduciamo le variabili del k -space:

$$\begin{cases} k_x(t) = 2\pi\gamma G_x t \\ k_y(t) = 2\pi\gamma G_y t \end{cases}$$

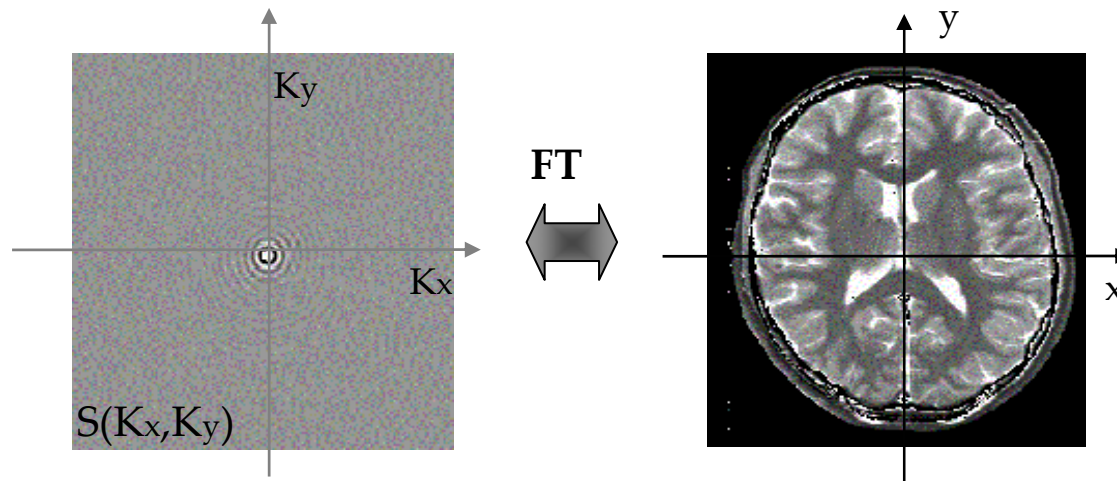
Il segnale totale potrà essere scritto allora come

$$S(t) = S(k_x, k_y) = \iint (\int \rho(x, y, z) dz) e^{-i2\pi(K_x x + K_y y)} dx dy$$

$$S(t) = \iint I(x, y) e^{-i2\pi(K_x x + K_y y)} dx dy$$

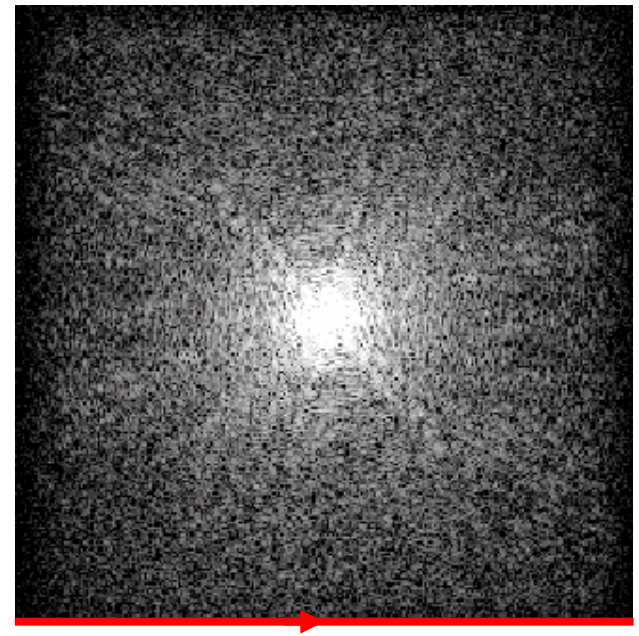
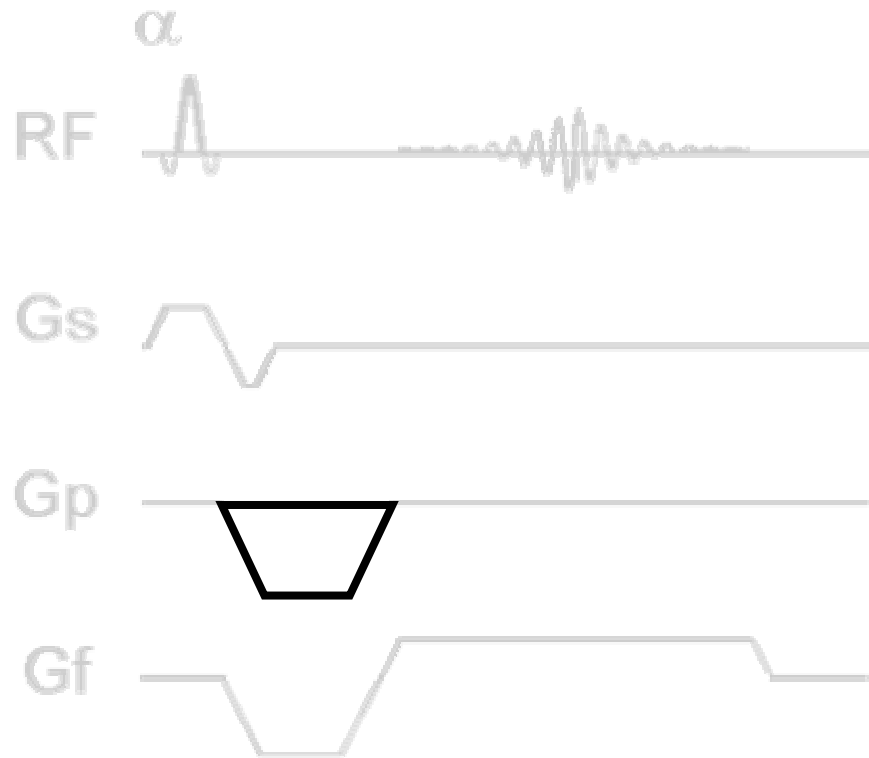
\mathcal{K} -space e traiettoria

L'imaging fatto utilizzando la trasformata di Fourier necessita di raccogliere i dati per riempire la matrice $S(\mathcal{K}_x, \mathcal{K}_y)$.

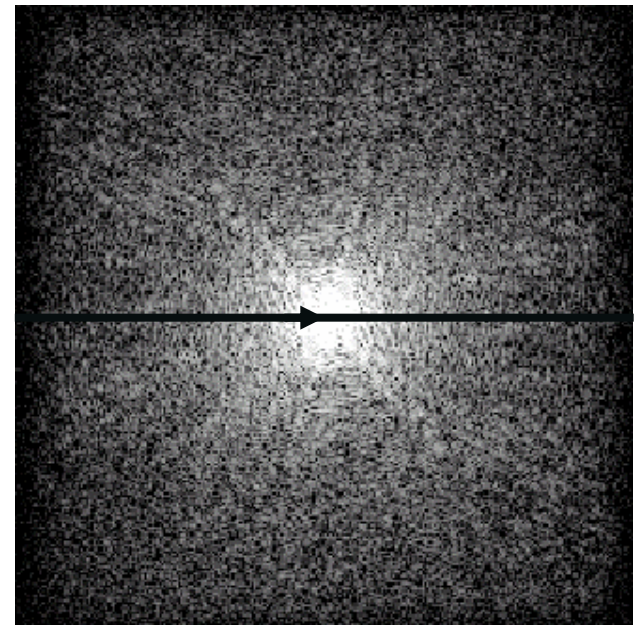
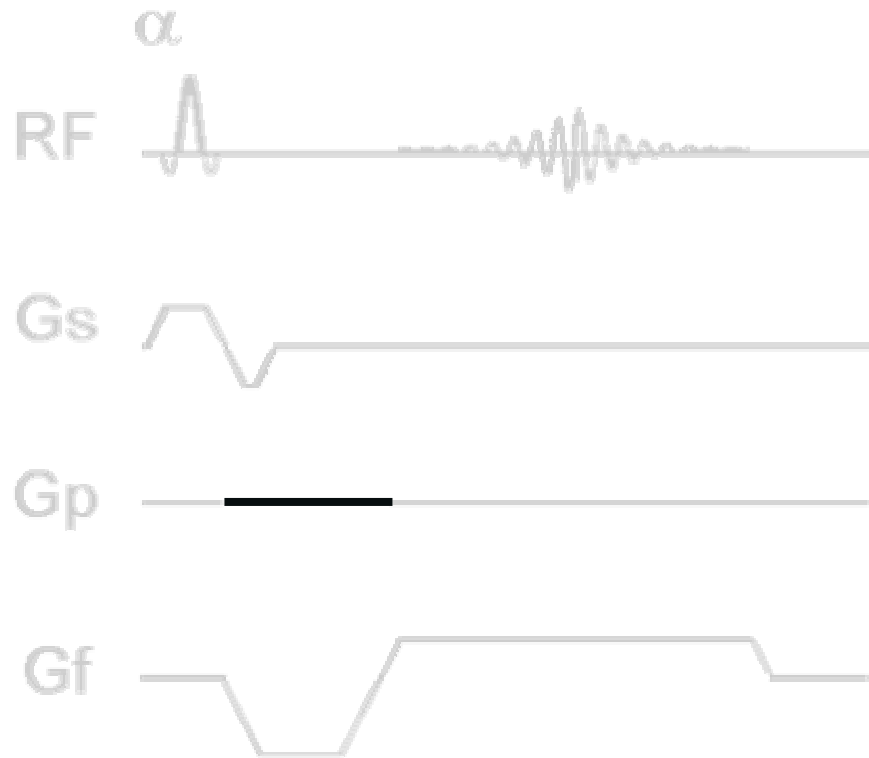


Il compito di una particolare sequenza di impulsi è quello di navigare attraverso le coordinate $(\mathcal{K}_x, \mathcal{K}_y)$ in modo che il segnale possa essere campionato in ogni punto del k -space.

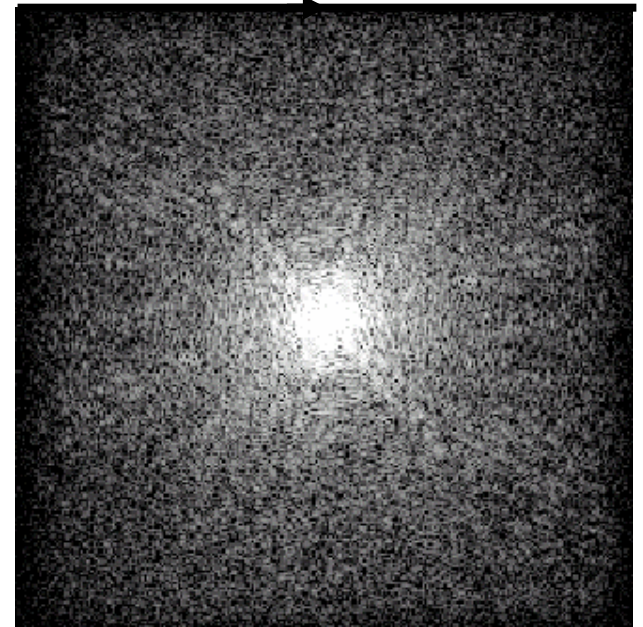
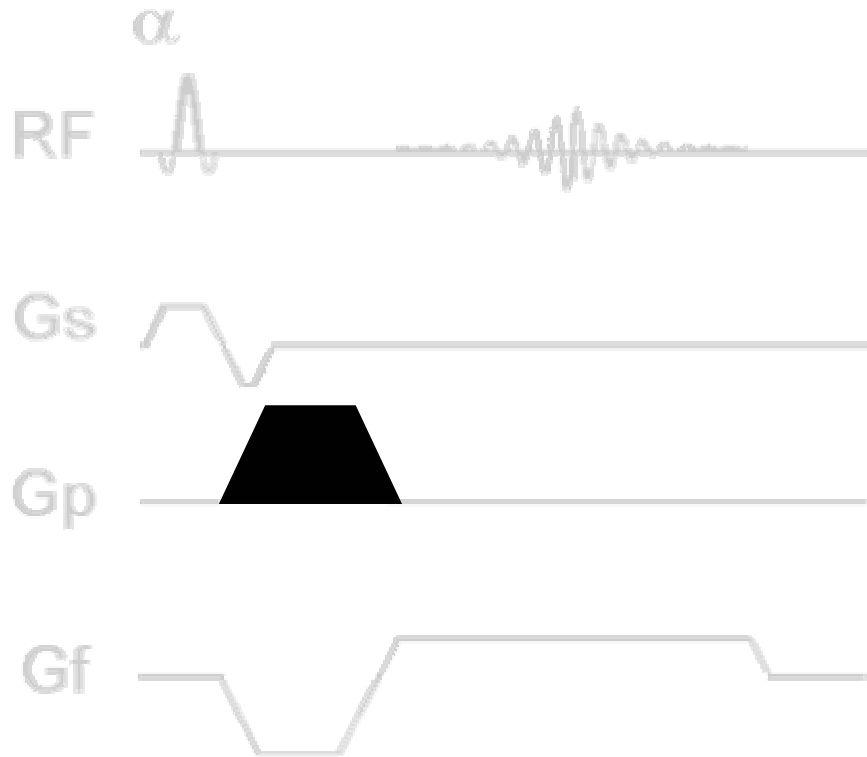
Gradient-Echo



Gradient-Echo



Gradient-Echo



....*e infine*

