

Principes physiques de l'imagerie par résonance magnétique (IRM)

La résonance magnétique nucléaire (RMN) est un phénomène physique qui présente des applications importantes dans le domaine biomédical, notamment en imagerie par résonance magnétique (IRM). Le principe physique sous-jacent repose sur l'existence d'un moment magnétique nucléaire non nul de certains noyaux atomiques. Nous insistons plus particulièrement sur le noyau de l'atome d'hydrogène, l'un des plus abondants dans le matériel organique et dans les organismes vivants.

CONCEPTS FONDAMENTAUX – PHÉNOMÈNE DE RÉSONANCE

- Les noyaux atomiques sont dotés d'un mouvement cinétique interne, appelé *spin*, qui leur confère sous certaines conditions (nombre impair de nucléons) un moment magnétique nucléaire ($\vec{\mu}$). À l'état naturel, la somme vectorielle des moments magnétiques individuels de tous les protons du système (appelée magnétisation macroscopique \vec{M}) est nulle, du fait de leur orientation aléatoire (cf. fig. 3.9a). En présence d'un champ magnétique extérieur \vec{B}_0 , les moments magnétiques individuels s'orientent par rapport à l'axe défini par \vec{B}_0 (cf. fig. 3.9b) de manière à former un angle constant avec celui-ci. Deux orientations dites « parallèle », ou « spin up », et « antiparallèle », ou « spin down », deviennent alors possibles et désignent respectivement les dispositions relatives des vecteurs \vec{B}_0 et $\vec{\mu}$ conduisant à un produit scalaire positif et négatif. Les noyaux ainsi orientés sont animés d'un mouvement de précession autour de l'axe défini par \vec{B}_0 , similaire à celui d'une toupie (cf. fig. 3.9b). La vitesse angulaire de précession (ω_0) est reliée au champ magnétique \vec{B}_0 et à la nature du noyau au travers de la constante gyromagnétique :

$$\gamma = \frac{\omega_0}{B_0} = \frac{2 \pi \nu_0}{B_0}$$

(ou ν_0 est la fréquence du mouvement).

- La présence du champ magnétique induit la séparation des noyaux en deux catégories associées aux niveaux énergétiques différents. L'énergie des protons « parallèles » est inférieure à celle des protons « antiparallèles ». La différence entre ces énergies vaut

$\Delta E = h\nu_0$ (avec ν_0 , fréquence de précession, ou de Larmor). La population de noyaux dans ces deux catégories est différente. Le niveau énergétiquement le plus favorable est celui le plus peuplé, d'après la loi de Boltzmann.

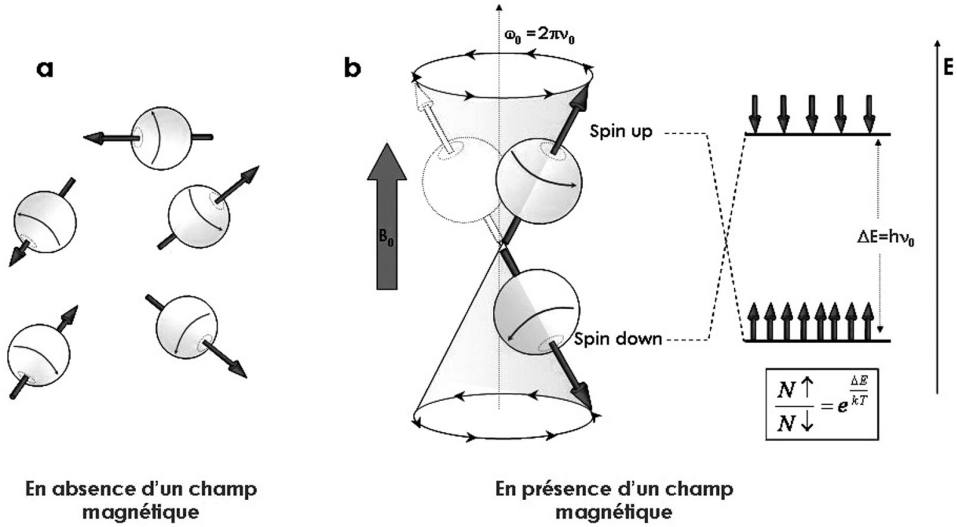


Fig. 3.9 – Orientations de spins en absence (a) et en présence (b) d'un champ magnétique.

- La magnétisation macroscopique $\vec{M} = \sum \vec{\mu}$ (en présence d'un champ magnétique \vec{B}_0) n'est pas nulle. Le vecteur \vec{M} est dirigé selon l'axe défini par le vecteur \vec{B}_0 (supposé en coïncidence avec l'axe Oz). De ce fait, \vec{M} a une seule composante non nulle (M_z sur la figure 3.10a). La composante transversale M_{xy} est nulle (les noyaux individuels sont déphasés et la somme de leurs composantes dans le plan XY devient nulle).
- Si, dans ces conditions, le système interagit avec une impulsion électromagnétique dont l'énergie correspond exactement à ΔE , c'est-à-dire une radiation de fréquence ν_0 , on constate que :
 - certains protons parallèles (cône supérieur) suite à l'absorption du rayonnement électromagnétique subissent une inversion de spin et passent dans le niveau d'énergie supérieur (cône de précession inférieur), cf. fig. 3.10b ;
 - les spins ainsi inversés et initialement déphasés effectuent une précession en phase (cf. fig. 3.10b).
- En conséquence, le vecteur de magnétisation macroscopique bascule, faisant un certain angle par rapport à cet axe (cf. fig. 3.10c). Il possède ainsi deux composantes : une composante longitudinale M_z et une composante transversale M_{xy} , non nulle.

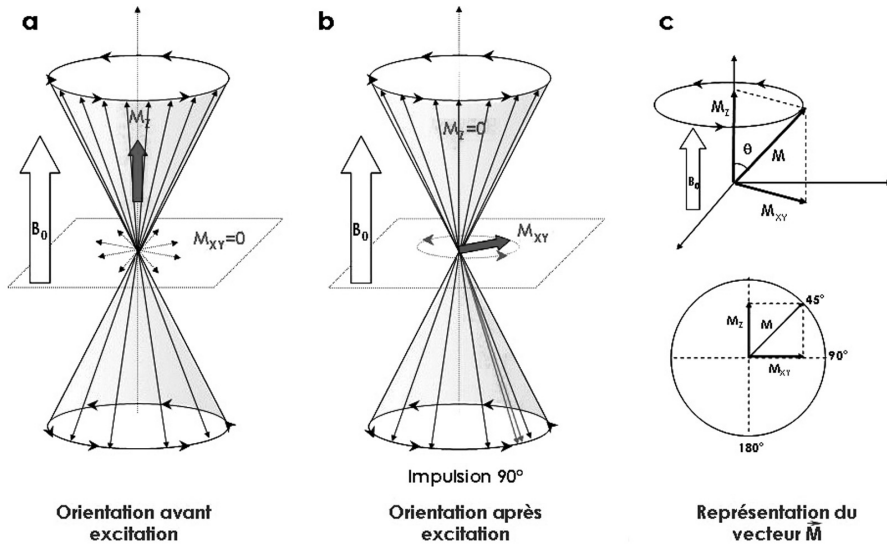
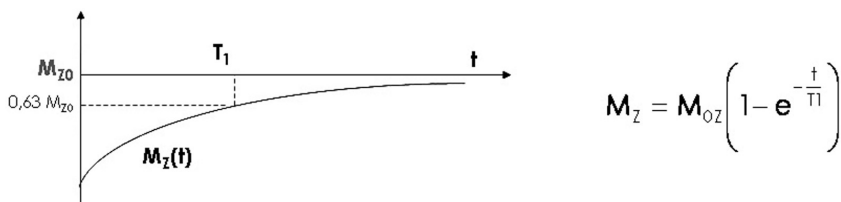


Fig. 3.10 – Orientation du vecteur magnétisation \vec{M} , avant (a) et après (b) excitation. Représentation du vecteur \vec{M} (c).

- La durée du pulse de radiofréquence (de l'ordre de la milliseconde) détermine le nombre de spins qui basculent. On parlera d'une impulsion de 90° si les populations de spins parallèles et antiparallèles s'égalisent ($M_z = 0, M_{xy} \neq 0$, conséquence de la mise en phase des protons, cf. fig. 3.10b) et d'un pulse de 180° lorsqu'il conduit à l'inversion de populations (M_z dirigé selon le sens négatif de l'axe Oz, $M_{xy} \neq 0$, à cause de la mise en phase des spins). La composante transversale génère un courant induit mesurable grâce à une bobine placée dans le plan perpendiculaire à B_0 .

PHÉNOMÈNES DE RELAXATION – TEMPS DE RELAXATION

- Lorsque le pulse d'excitation cesse, les protons retournent à l'état initial avec réémission d'une radiation électromagnétique (dans la gamme de radiofréquence) mesurable qui constitue le signal RMN. Le retour à l'état initial est appelé **relaxation** :
 - la relaxation longitudinale, ou spin-réseau, est la conséquence du transfert d'énergie vers le milieu qui accompagne le phénomène de « désexcitation ». Elle est caractérisée par le temps de relaxation T_1 , qui mesure le retour à la valeur initiale de M_z suivant une loi exponentielle :



$$M_z = M_{Oz} \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right)$$

Fig. 3.11 – Temps de relaxation T_1 .

- T1 est de l'ordre de la seconde dans les tissus biologiques et représente le temps nécessaire pour que M_z retrouve une valeur correspondant à 63 % de sa valeur initiale M_{z0} ;
- la relaxation transversale, ou spin-spin, est liée au transfert d'énergie entre spins voisins, qui se traduit par un déphasage progressif des spins, mis en phase par le pulse d'excitation. Ce processus s'accompagne de la diminution de la composante M_{xy} qui tend vers zéro selon la loi :

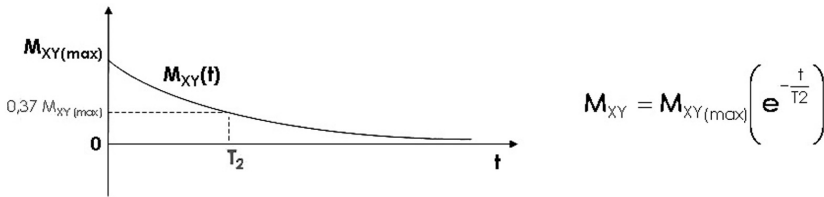


Fig. 3.12 – Temps de relaxation T2.

- T2 est appelé temps de relaxation spin-spin. Il est de l'ordre de la milliseconde dans les tissus. Il représente le temps nécessaire pour que M_{xy} voie diminuer sa valeur à 37 % de sa valeur maximale après le pulse. Les temps de relaxation sont caractéristiques d'un milieu donné et apportent des renseignements sur la composition et la structure du système étudié.

SÉQUENCES DE PULSES

- La formation des images est basée sur l'analyse des temps de relaxations des différents tissus explorés. Un examen par IRM comporte deux étapes : une phase d'excitation et une phase de réception et d'analyse du signal. Pour former une image, il faut répéter plusieurs fois ces deux étapes. On appelle temps de répétition TR le temps écoulé entre deux séquences de pulses d'excitation successives, et temps d'écho TE le temps qui sépare le moment de l'excitation et celui du recueil du signal. En faisant varier ces deux temps, on peut privilégier un contraste en T1 ou en T2.
- On appelle les séquences de pulses par la manière dont l'onde excitatrice est envoyée sur le système (sa durée et sa cadence). En voici quelques exemples :
 - la séquence la plus simple (saturation-récupération) consiste à appliquer une impulsion de 90° (M bascule alors dans le plan XY). La mesure de l'évolution temporelle du courant induit sur la bobine perpendiculaire à B_0 , reliée à M_{xy} , permet en conséquence d'estimer T2 ;
 - la séquence la plus utilisée est celle appelée écho de spin. Elle est composée d'une impulsion initiale de 90° suivie d'une ou plusieurs impulsions de rephasage de 180° (appliquées au bout d'un temps TE/2, cf. fig. 3.13) servant à resynchroniser les spins. Le recueil du signal se fait au temps TE. La séquence complète est répétée après un temps TR.

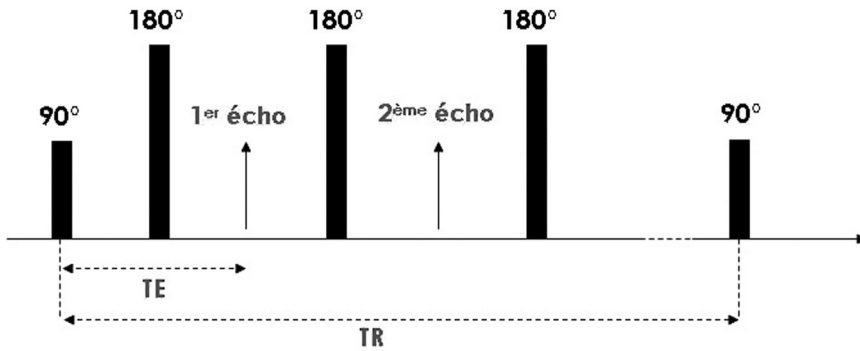


Fig. 3.13 – Séquence « écho de spin ».

- Si TR est long (de l'ordre de la seconde) devant T1 et T2, et que TE est court devant T2, le signal mesuré dépend principalement des valeurs de ρ (densité de protons) ; on obtient donc une pondération en ρ . Si, par contre, TE est long, le signal reflète surtout T2 (pondération en T2). Si TR est court (jusqu'à 500 ms) et que TE a aussi une valeur courte (≤ 30 ms), on obtient une pondération en T1.
- La séquence d'*inversion-récupération* permet d'obtenir un signal lié à T1. Elle est composée d'une impulsion à 180° suivie, au bout d'un temps τ , d'une impulsion de 90° .

OBTENTION D'IMAGES

Pour obtenir une image, il faut d'abord sélectionner une coupe de l'organisme à étudier, ainsi que son épaisseur, et localiser exactement l'origine spatiale du signal recueilli. La sélection de la coupe se fait par superposition avec \vec{B}_0 d'un champ magnétique variable dans l'espace. Ce champ variable, appelé également *gradient de champ*, est défini par le vecteur de composantes (G_x, G_y, G_z). Dans le cas particulier où ce champ est uniaxial, par exemple suivant l'axe Oz, le champ devient $\vec{G} = (0, 0, G_z)$. Si le champ varie linéairement avec la coordonnée z, \vec{G} a alors pour composantes $(0, 0, k z)$, où k est une constante, et son gradient vaut $\nabla \vec{G} = (0, 0, k)$.

• L'application d'un tel gradient de champ selon l'axe Oz (désigné par \vec{G}_z), superposé au champ principal, permet de faire résonner uniquement, sous l'effet de l'onde de radiofréquence, les protons se trouvant dans un même plan (plus précisément une coupe d'une certaine épaisseur), soumis à un champ magnétique total $\vec{B} = \vec{B}_0 + k z$. L'intensité du champ total B vérifie la relation suivante (cf. QCM n° 75 et 76) :

$$\|\vec{B}\| = \frac{2 \pi \nu}{\gamma}$$

- La localisation (coordonnées x et y) du signal émis par la coupe sélectionnée se fait par le codage en abscisse de la fréquence du signal, ainsi que par le codage en ordonnée de la phase du signal.
- Ces deux opérations s'effectuent par l'application de deux gradients de champ appliqués après la phase d'excitation et l'arrêt de \vec{G}_z . Le codage en abscisse se fait par

application d'un gradient de champ $\vec{G}_x = (i x, 0, 0)$ variant linéairement avec x , ce qui a pour conséquence d'obtenir un champ local \vec{B} dépendant de l'abscisse : $B = \sqrt{B_0^2 + (i x)^2}$. Ainsi, la vitesse de précession (*cf.* ci-avant) varie également avec l'abscisse (*cf.* QCM n° 77). Le codage en ordonnée s'obtient par application, pendant un temps T compris entre l'arrêt de \vec{G}_z et l'application de \vec{G}_x , d'un gradient du champ dirigé selon l'axe Oy , de la forme $\vec{G}_y = (0, j y, 0)$, induisant ainsi un déphasage de spins selon la valeur de l'ordonnée.

75. Parmi les propositions suivantes concernant les gradients de champ utilisés pour obtenir de l'image par IRM, la(les)quelle(s) est(sont) correcte(s) ?

- A. Les bobines de gradient servent à homogénéiser le champ B_0
- B. Les bobines de gradient servent à localiser l'élément de volume ou « voxel » émetteur
- C. Les gradients G_x , G_y et G_z sont constants tout au long du temps d'acquisition de l'image
- D. L'activation d'une coupe selon l'axe Oz se fait en utilisant le gradient G_z
- E. Plus le gradient est grand, plus la coupe sélectionnée est mince

76. Afin de sélectionner une coupe au cours de l'obtention d'une image par IRM du cerveau d'un patient, on applique un gradient G_z , simultanément à l'émission d'un pulse de radiofréquence de 90° . En supposant que la largeur de la bande de fréquence soit $\Delta\nu = 500$ Hz, l'intensité du gradient selon l'axe Oz à appliquer pour que la coupe sélectionnée ait une épaisseur de 2 mm est :

On donne : $\gamma_H = 42,58$ MHz/T

- A. 17,6 mT/m
- B. 4,7 mT/m
- C. 11,7 mT/m
- D. 2,1 mT/m
- E. 32 mT/m

77. On se propose de réaliser une image par RMN du thorax d'un patient. Le champ \vec{B}_0 , considéré homogène, vaut 2 T. On crée des gradients selon Ox, Oy et Oz. La fréquence de précession des protons au centre de l'aimant vaut 85,169 MHz. Les coordonnées x, y et z (en cm) de l'élément du volume qui donne un signal de fréquence $\nu' = 85,179$ MHz sont :

Les gradients de champ selon les axes Ox, Oy et Oz valent respectivement 1 mT/m, 2 mT/ et 3 mT/m.

- A. (23,48 ; 11,74 ; 7,83)
- B. (3,74 ; 8,45 ; 7,83)
- C. (2,34 ; 11,74 ; 7,83)
- D. (23,48 ; 1,74 ; 7,83)
- E. (7,83 ; 2,34 ; 10,83)

72. Un tissu donné possède un temps de relaxation $T_1 = 1500$ ms. On applique une impulsion de 90° qui fait basculer le vecteur aimantation (\vec{M}) sur le plan XY. On peut donc affirmer que :

C est vrai.

$$M_Z(t) = M_{Z0} \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right).$$

$$\text{Pour } t = T_1, M_Z(T_1) = M_{0Z} (1 - e^{-1}) = M_{0Z} (1 - 0,37) = 0,63M_0$$

E est vrai.

$$M_{XY}(t) = M_{XY}(\text{max}) \left(e^{-\frac{t}{T_2}}\right).$$

$$\text{Pour } t = T_2, M_{XY}(T_2) = M_{XY}(\text{max}) (e^{-1}) = 0,37M_{XY}(\text{max})$$

73. Le graphique ci-dessous montre les variations d'un paramètre RMN mesuré sur des tissus humains en fonction du temps.

A et E sont vrais.

C est faux.

- Le tissu (1) contient plus d'eau que (2). La valeur de M_0 (reportée sur l'axe des ordonnées) est directement proportionnelle à ρ , nombre de noyaux d'hydrogène par unité de volume.
- Concernant la discrimination de ces deux tissus sur une image générée sur la base de ces courbes, le contraste obtenu serait maximal si la mesure s'effectue à l'instant (b). Une mesure trop précoce (a) ou trop tardive (c) conduirait à la dégradation du contraste, du fait que dans les deux cas les signaux ont des intensités voisines.

74. Quelles sont les propositions correctes ou fausses ? Pourquoi ?

B et D sont vrais.

- La séquence écho de spin se compose d'un pulse initial de 90° suivi d'un (ou plusieurs) pulse(s) de 180° (pulse[s] de réphasage). L'intervalle de temps entre le pulse de 90° et celui de 180° est $TE/2$. La mesure s'effectue à l'instant TE ($TE, 2TE, 3TE, \text{etc.}$). TR est le temps de répétition, intervalle de temps entre les pulses successifs de 90° (répétition du cycle complet).
- Le choix des valeurs de TE et de TR permet de privilégier un contraste en T_1 (si TR est court par rapport à T_1) ou en T_2 (TR long par rapport à T_1 et T_2 , et TE long devant T_2).

75. Parmi les propositions suivantes concernant les gradients de champ utilisés pour obtenir de l'image par IRM, la(les)quelle(s) est(sont) correcte(s) ?

B, D et E sont vrais.

- Les bobines de gradient servent à créer un champ magnétique variable dans l'espace (appelé *gradient de champ*) selon les axes Oz (sélection de coupe), Oy

et Ox (localisation du signal, gradients de lecture). Par exemple, selon l'axe Oz, le gradient de champ appliqué pendant la phase d'excitation est $\vec{G}_z = (0, 0, k z)$, où k est constante. Ce champ a une intensité nulle selon Ox et Oy, mais variant linéairement avec la coordonnée z . Le champ magnétique résultant de la superposition du champ principal \vec{B}_0 et du gradient de champ \vec{G}_z dépend de la localisation exacte de l'élément de volume. Seuls les noyaux soumis à un champ magnétique « total » qui vérifie la relation de Lamor, $B = \frac{2\pi \nu}{\gamma}$, résonnent lorsque l'onde de radiofréquence est envoyée.

$$B = B_0 + k z, \text{ d'où } z = \frac{1}{k} (B - B_0) = \frac{1}{k} \left(\frac{2\pi \nu}{\gamma} - B_0 \right)$$

- En conséquence, les noyaux entrant en résonance appartiennent théoriquement au même plan (sélection de la coupe). L'impulsion de radiofréquence a, en réalité, une largeur de bande non nulle. L'onde excitatrice contient une gamme étroite de fréquences dans l'intervalle $[\nu_1, \nu_2]$. Il en résulte que la coupe sélectionnée n'est pas un plan mais un volume étroit délimité par deux plans, dont l'épaisseur vaut : $z_1 - z_2 = \frac{2\pi}{k\gamma} (\nu_2 - \nu_1)$. La coupe est donc d'autant plus mince que \vec{G}_z et son gradient $\vec{\nabla}G = (0, 0, k)$ sont importants.

C est faux.

Après la phase d'excitation, \vec{G}_z devient nul. Deux gradients de localisation, \vec{G}_y (codage de l'ordonnée) et \vec{G}_x (codage de l'abscisse), sont appliqués, permettant enfin de localiser les coordonnées x et y des points appartenant à la coupe (z) sélectionnée.

Remarque : on utilise souvent la notation « gradient de champ » pour faire allusion aux champs magnétiques variables dans l'espace \vec{G}_x , \vec{G}_y et \vec{G}_z . En pratique, prenant l'exemple du champ variable selon l'axe Oz, G_z est la seule composante non nulle. \vec{G} (G_z) est un champ magnétique (unité Tesla, T). Son gradient vaut $\vec{\nabla}G = (0, 0, k)$, k et $\vec{\nabla}G$ s'expriment en T/m. La même considération est valable pour les gradients de champs \vec{G}_x et \vec{G}_y .

76. Afin de sélectionner une coupe au cours de l'obtention d'une image par IRM du cerveau d'un patient, on applique un gradient G_z , simultanément à l'émission d'un pulse de radiofréquence de 90° . En supposant que la largeur de la bande de fréquence soit $\Delta\nu = 500$ Hz, l'intensité du gradient selon l'axe Oz à appliquer pour que la coupe sélectionnée ait une épaisseur de 2 mm est :

Réponse : E

Pour $\nu_1 - \nu_2 = 500$ Hz, et sachant que $\vec{G} = (0, 0, G_z) = (0, 0, k z)$ et que son gradient $\vec{\nabla}G = (0, 0, k)$.

$$z_1 - z_2 = \frac{2\pi}{k\gamma} (\nu_2 - \nu_1)$$

$$k = \frac{2\pi}{\gamma} \frac{\nu_2 - \nu_1}{z_1 - z_2} = \frac{2 \times 3,14}{42,58 \cdot 10^6} \times \frac{500}{0,002} = 0,032 \text{ T/m}$$