

UNE INTRODUCTION A LA RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE

Serge AKOKA

CHAPITRE 11 : IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE

Table des matières

Chapitre 11

Imagerie par Résonance Magnétique.....	1
11.1. Localisation.....	1
11.1.1. Les gradients de champs magnétiques.....	1
11.1.2. Sélection d'un plan de coupe	2
11.1.3. Codage en fréquence	3
11.1.4. Construction d'une image bidimensionnelle par rétroprojection	4
11.1.5. Codage par la phase	5
11.1.6. Construction d'une image bidimensionnelle par la méthode dite 2DFT.....	6
11.2. Contraste	7
11.2.1. Pondération en T_1 à partir d'une séquence d'écho de spin	7
11.2.2. Pondération en T_2 à partir d'une séquence d'écho de spin	8
11.2.3. Composition des contrastes	9
11.3. Imagerie Ultra-rapide	10
11.3.1. RF Echo Planar: Séquences RARE et FAISE	11
11.3.2. Gradient Echo Planar Imaging	13
11.3.3. Mélange d'échos de spin et d'échos de gradient.....	14
11.4. Pour aller plus loin	15

Chapitre 11

Imagerie par Résonance Magnétique

11.1. Localisation

La construction d'une image par résonance magnétique nucléaire peut être obtenue à partir de plusieurs méthodes. Les plus utilisées reposent sur la discrimination des éléments de volume par leur fréquence de résonance. Pour obtenir une variation linéaire de la fréquence avec la position, des gradients de champ magnétique sont utilisés.

11.1.1. Les gradients de champs magnétiques

Lors d'une séquence d'imagerie, des champs magnétiques additionnels se superposent au champ statique (B_0). Ces champs, dont l'intensité varie linéairement suivant l'une des directions de l'espace, ne sont activés que pendant quelques millisecondes.

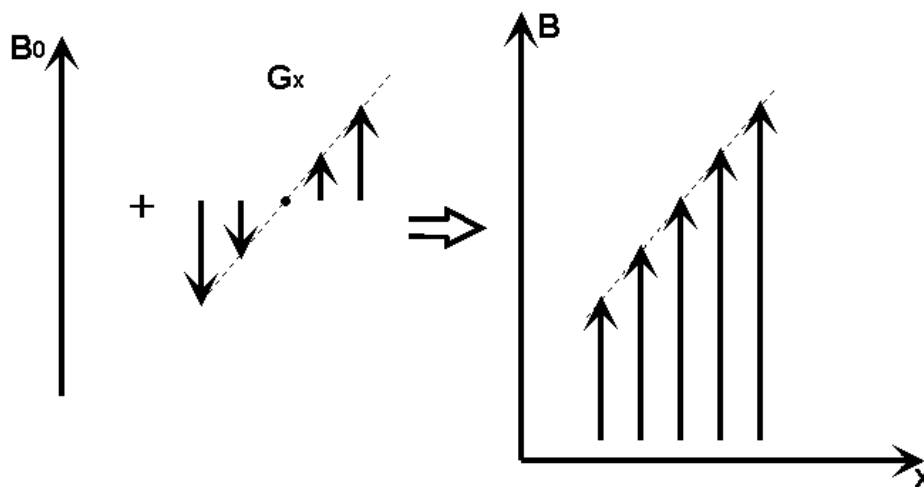


Figure 11-1 : Le gradient de champ magnétique s'ajoute au champ statique

B_0 a alors la même direction dans tout le volume d'imagerie mais son intensité dépend du point considéré (figure 11-1). Ainsi, pendant l'application d'un gradient G_x suivant la direction x , l'amplitude du champ magnétique B est donnée par $B(x) = B_0 + x \cdot G_x$ et la fréquence de résonance devient donc dépendante de la position : $\omega(x) = \omega_0 + x \cdot \gamma \cdot G_x$. Il est important de noter que tous les points ayant la même coordonnée x ont la même fréquence de résonance pendant l'application du gradient de champ magnétique G_x .

11.1.2. Sélection d'un plan de coupe

La sélection d'une coupe est obtenue par l'excitation sélective des noyaux contenus dans cette coupe, sans toucher les noyaux extérieurs. Pour cela, la méthode la plus utilisée est basée sur l'utilisation d'une impulsion de radiofréquence sélective et d'un gradient de champ magnétique appliqué dans la direction perpendiculaire au plan de coupe.

* Excitation sélective d'une coupe

Comme nous l'avons vu au paragraphe 7.3, une impulsion de radiofréquence provoque la résonance pour une gamme de fréquences dont la forme et la largeur est donnée (en première approximation) par la transformée de Fourier de l'enveloppe de l'impulsion.

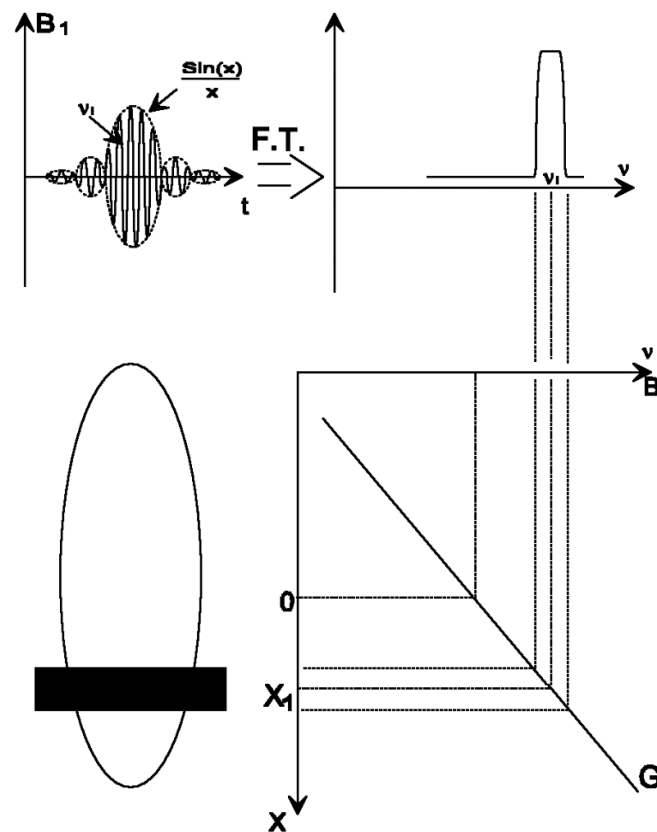


Figure 11-2 : Principe de la sélection de coupe par une impulsion RF sélective et une impulsion de gradient.

Pour une impulsion de forme gaussienne ou $\frac{\sin(x)}{x}$ (figure 7-8), la gamme de fréquences excitées est bien définie ; on parle alors d'impulsions sélectives.

Le principe de l'excitation sélective d'une coupe est schématisé sur la figure 11-2. Une impulsion RF sélective et une impulsion de gradient de champ magnétique sont appliquées simultanément. Le plan de la coupe sélectionnée est perpendiculaire à la direction du champ magnétique. La position de la coupe est déterminée par la fréquence de l'onde radio et son épaisseur est conditionnée par la durée de l'impulsion et la pente du gradient.

Ce qui conditionne l'épaisseur de coupe, c'est $\Delta\nu$ et G_x :

$$\nu(x) = \nu_0 + x \cdot \gamma \cdot G_x, \text{ donc : } \Delta\nu = \Delta x \cdot \gamma \cdot G_x$$

En pratique, $\Delta\nu$ est fixe et la valeur de G_x est ajustée pour obtenir l'épaisseur de coupe désirée.

11.1.3. Codage en fréquence

Après avoir excité sélectivement une coupe, il faut être capable de "résoudre" les signaux provenant de points différents du plan de coupe. Si l'échantillon est placé dans un champ homogène, le signal RMN enregistré se limite à une seule raie.

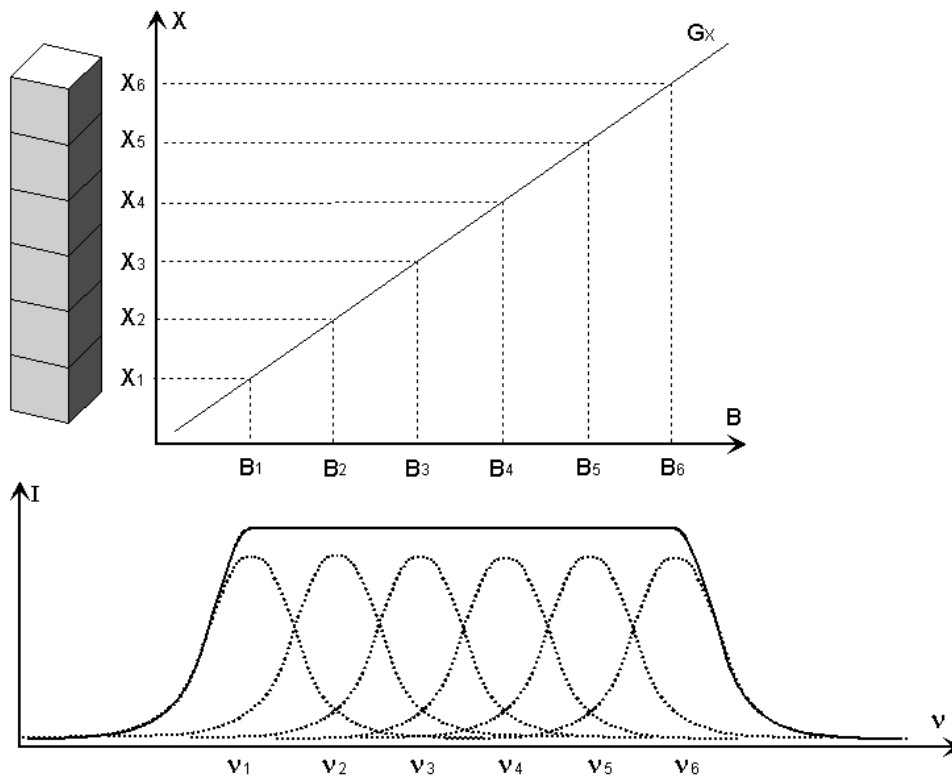


Figure 11-3 : Codage en fréquence ; en présence du gradient G_x , aux différentes positions de l'objet suivant x correspondent différentes fréquences.

En revanche, si un gradient de champ magnétique est appliqué pendant l'acquisition du signal, les noyaux qui se trouvent à une extrémité de l'échantillon ne subissent pas le même champ magnétique et n'ont donc pas la même fréquence de résonance que les noyaux situés à l'autre extrémité.

L'introduction de ce gradient de champ induit donc un codage spatial du signal en créant une dépendance linéaire de la fréquence de résonance par rapport à la position suivant la direction du gradient. La transformée de Fourier du signal est alors une distribution continue de fréquences dont l'amplitude correspond à la projection de l'échantillon dans la direction du plan de coupe perpendiculaire au gradient de champs (figure 11-3).

La taille L du champ de vision est conditionnée par la gamme de fréquences échantillonnées $\Delta\nu$ et la pente du gradient de codage en fréquence G_f .

$$\nu(x) = \nu_0 + x \cdot \gamma \cdot G_x, \text{ donc : } \Delta\nu = L \cdot \gamma \cdot G_f$$

Pour zoomer, on augmente G_f .

11.1.4. Construction d'une image bidimensionnelle par rétroprojection

La méthode dite de "rétroprojection" utilise une excitation sélective suivie d'une acquisition en présence d'un gradient de codage en fréquence. Une série d'acquisitions est réalisée en faisant tourner dans le plan de coupe la direction du gradient de codage en fréquence, ce qui permet l'obtention d'un grand nombre de projections de l'échantillon dans des directions différentes. Ce jeu de projections est alors analysé à l'aide d'un algorithme de rétroprojection qui permet de reconstruire l'image (figure 11-4).

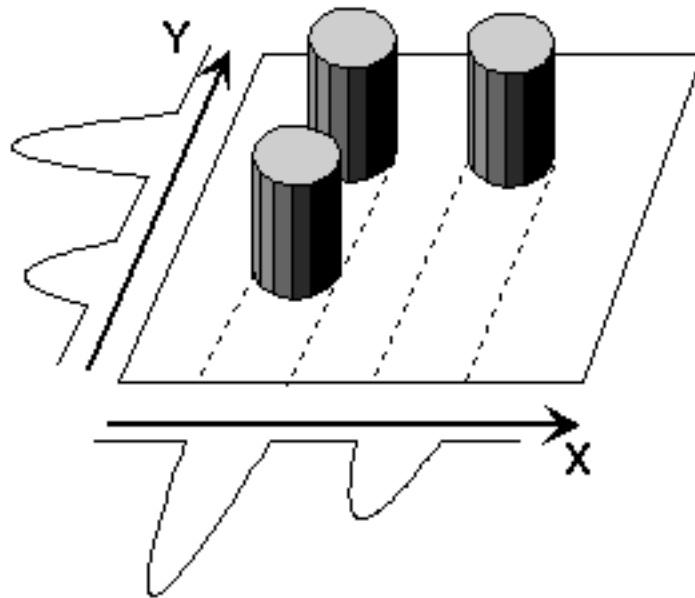


Figure 11-4 : Reconstruction d'une image par rétroprojection

Cette méthode d'imagerie dérivée des méthodes de reconstruction du scanner à rayon-X a été la première technique proposée. Actuellement, elle n'est pratiquement plus utilisée mais présente toutefois un intérêt certain dans le domaine de l'imagerie de matériaux.

11.1.5. Codage par la phase

Nous avons vu au paragraphe 11.1.3 comment le codage en fréquence pouvait permettre d'obtenir une projection de l'échantillon ; le codage en phase est un autre moyen d'obtenir le même résultat. Cette fois, une impulsion de gradient est appliquée avant l'acquisition du signal. Comme dans le cas du codage en fréquence, les noyaux ayant des positions différentes dans le sens du gradient évoluent pendant l'impulsion avec des vitesses différentes dans le référentiel tournant. Ceci induit au moment de l'observation du signal un déphasage qui est dépendant de la position (figure 11-5). Si le signal est acquis en absence de gradient, la transformation de Fourier fournira un pic unique dont l'amplitude aura été modifiée par la dispersion de phase provoquée par le gradient.

L'expérience est répétée plusieurs fois en augmentant progressivement la durée de l'impulsion de gradient précédant l'acquisition. Le signal observé garde la même fréquence pour toutes ces acquisitions mais son amplitude évolue régulièrement du fait de la dispersion de phase croissante.

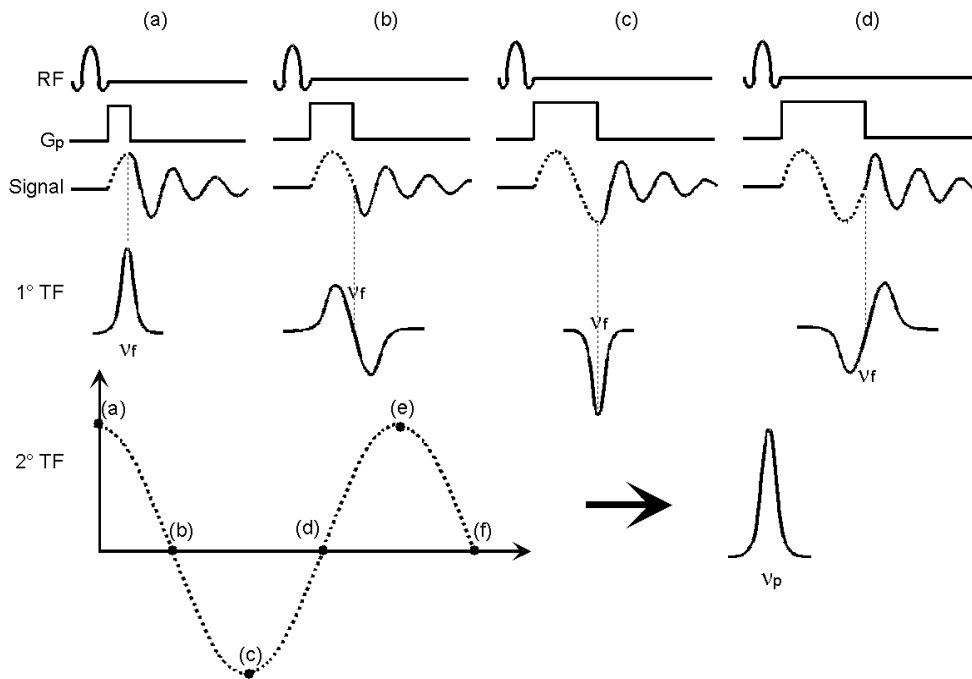


Figure 11-5 : Codage en phase ; une série d'expérience est réalisée ; la durée du gradient de codage en phase (G_p) est augmentée à chaque nouvelle expérience ce qui modifie la phase du signal obtenu après une première transformation de Fourier ; lors de la seconde transformation de Fourier le signal est positionné à la fréquence ν_p dans la direction de codage en phase.

Chacun de ces pics a donc une amplitude qui correspond à l'un des points du signal acquis pendant un gradient de codage en fréquence. Il est donc possible par une transformation de Fourier du signal reconstitué à partir de toutes ces amplitudes d'obtenir la projection de l'objet. Cette méthode est bien entendu beaucoup plus fastidieuse que le codage en fréquence, mais elle ne nécessite pas l'application d'un gradient pendant l'acquisition du signal.

11.1.6. Construction d'une image bidimensionnelle par la méthode dite 2DFT

La méthode 2DFT peut être décomposée en trois temps : excitation sélective d'une coupe, application d'une impulsion de gradient de codage en phase puis observation du signal pendant une impulsion de gradient de codage de fréquence. L'ensemble étant répété un grand nombre de fois en incrémentant l'impulsion de codage en phase.

Le codage en fréquence est appliqué dans l'une des directions du plan excité et permet d'obtenir une série de projections de l'objet dont l'amplitude est modulée par la dispersion de phase introduite par l'impulsion de gradient de codage en phase. La direction du gradient de codage en phase est perpendiculaire aux directions des gradients de sélection de coupe et de codage en fréquence. Il est ainsi possible de reconstruire l'image à l'aide d'une transformation de Fourier à deux dimensions.

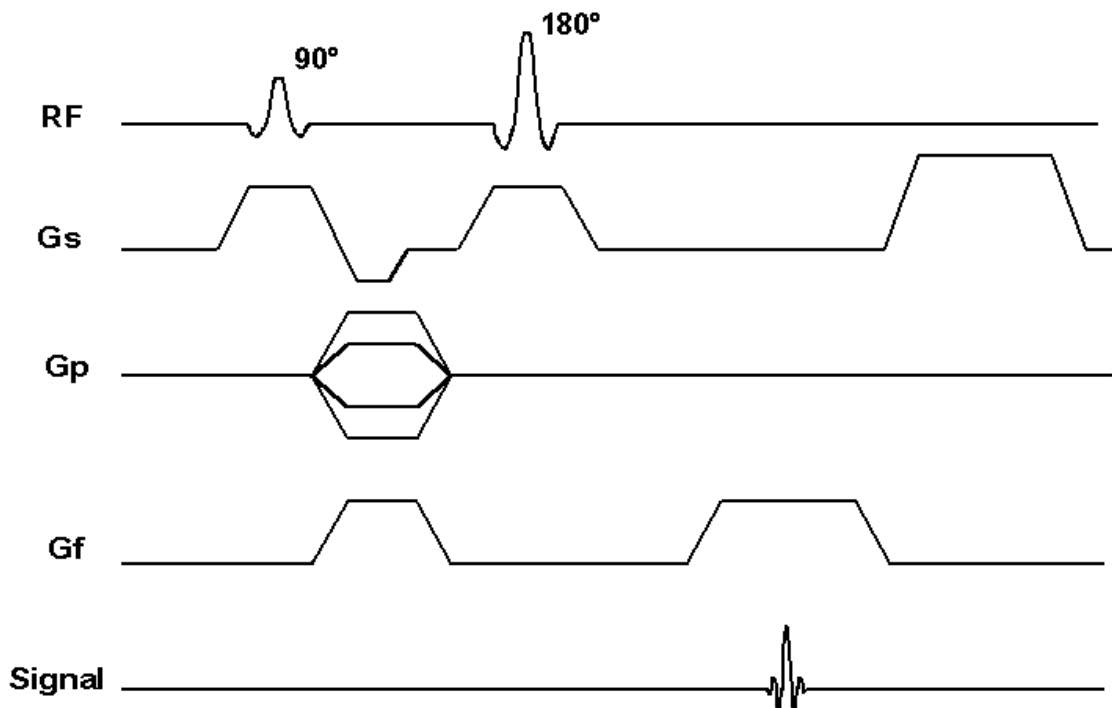


Figure 11-6 : Séquence d'impulsions utilisée dans la méthode 2DFT.

La construction de l'image par la méthode 2DFT implique donc l'application d'impulsions de gradients avant l'observation du signal. L'aimantation transversale subit alors une défocalisation importante, sous l'effet des gradients et des inhomogénéités, avant de pouvoir être observée.

La perte de sensibilité qu'induit cette défocalisation est évitée en utilisant un écho de spin. La séquence complète est représentée sur la figure 11-6.

11.2. Contraste

Les sources de contraste en IRM sont nombreuses, mais toutes n'ont pas la même importance. Les plus utilisées sont les temps de relaxation.

De même, une image d'IRM peut être obtenue à partir de nombreuses séquences d'impulsion mais la plus utilisée est encore l'écho de spin.

11.2.1. Pondération en T_1 à partir d'une séquence d'écho de spin

Pour obtenir toutes les données nécessaires à la construction d'une image, la séquence d'écho de spin doit être répétée un grand nombre de fois, avec un intervalle TR entre chaque motif de base.

En règle générale, le temps d'écho TE est très inférieur au temps de répétition, l'aimantation longitudinale avant chaque impulsion à 90° est alors donnée par :

$$M_{eq} = M_0 \cdot (1 - E_1)$$

avec : M_0 aimantation à l'équilibre et $E_1 = e^{-\frac{TR}{T_1}}$

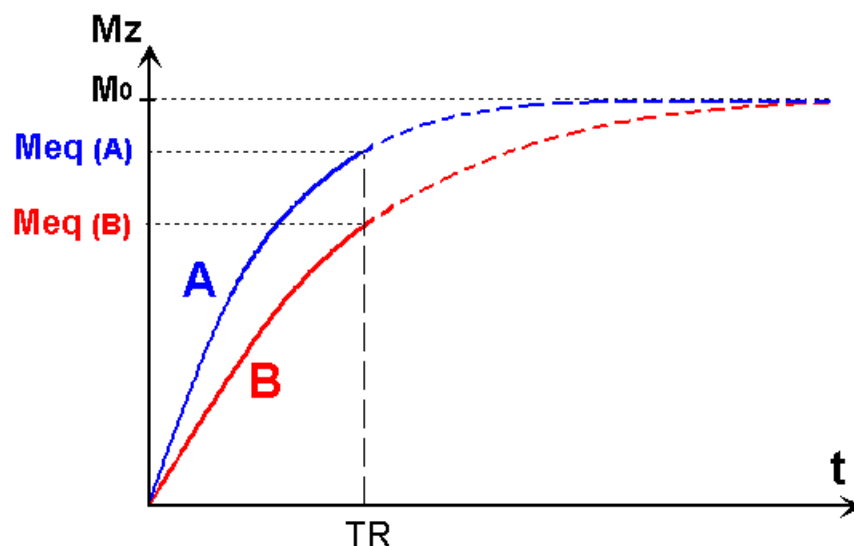


Figure 11-7 : Contraste T_1 ; les aimantations longitudinales A et B ont des T_1 différents et évoluent donc à des vitesses différentes pendant le temps TR .

L'aimantation basculée dans le plan transversal par le 90° est égale à M_{eq} , Le signal détecté dépend donc de T_1 .

Considérons deux zones (A et B) de l'objet ayant des T_1 différents et supposons que $T_{1(A)} = T_{1(B)}$, l'évolution des aimantations M_z de ces deux zones, pendant TR , est représentée sur la figure 11-7.

Pour $T_{1(A)} \gg T_1^{max}$, $M_{eq(A)} = M_{eq(B)} = M_0$, le signal détecté est donc identique pour les deux zones. Il n'y a pas de contraste en T_1 .

En revanche, lorsque TR est de l'ordre des T_1 :

$$M_{eq(A)} = M_0^A \cdot (1 - E_1^A)$$

$$M_{eq(B)} = M_0^B \cdot (1 - E_1^B)$$

La zone dont le T_1 est le plus petit donne donc plus de signal que la zone dont le T_1 est le plus long. Il y a un contraste induit par la différence des T_1 .

11.2.2. Pondération en T_2 à partir d'une séquence d'écho de spin

Dans une séquence d'écho de spin, l'aimantation M_{xy} est mesurée un temps TE (temps d'écho) après avoir été basculée dans le plan transversal. M_{xy} diminue donc sous l'action de la relaxation transversale avant d'être mesurée. Au temps TE après l'impulsion à 90° , l'aimantation transversale est donc donnée par :

$$M_{xy} = M_{eq} \cdot E_2$$

avec : $E_2 = e^{-\frac{TE}{T_2}}$ et M_{eq} : aimantation longitudinale juste avant l'impulsion à 90° .

M_{xy} dépend donc de T_2 .

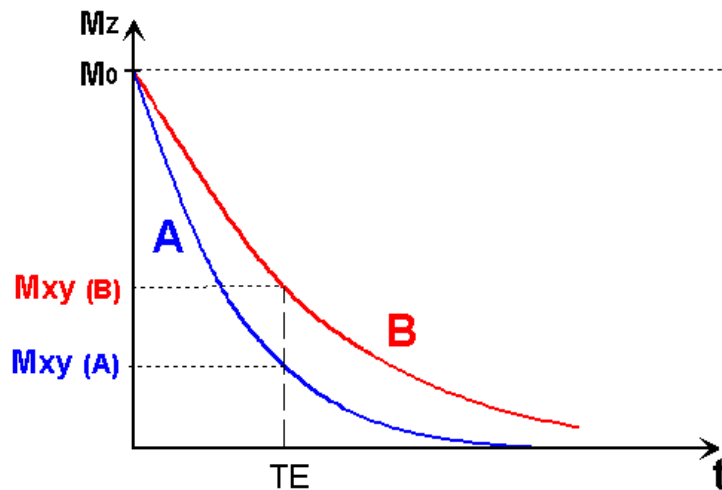


Figure 11-8 : Contraste T_2 ; les aimantations transversales A et B ont des T_2 différents et évoluent donc à des vitesses différentes pendant de temps TE .

Considérons deux zones (A et B) de l'objet ayant des T_2 différents et supposons que $T_{2(A)} < T_{2(B)}$, l'évolution des aimantations M_{xy} de ces deux zones, pendant TE , est représentée sur la figure 11-8 (dans un premier temps nous supposons que $M_{eq} = M_0$ et que M_0 est identique pour les deux zones).

Pour $TE \gg T_2^{max}$, $M_{xy(A)} = M_{xy(B)} \approx 0$; et, pour $TE \approx 0$, $M_{xy(A)} = M_{xy(B)} \approx M_0$. Le signal détecté est donc identique pour A et B. Il n'y a pas de contraste.

En revanche, lorsque TE est de l'ordre des T_2 :

$$M_{xy(A)} = M_0 \cdot E_2^A$$

$$M_{xy(B)} = M_0 \cdot E_2^B$$

La zone dont le T_2 est le plus court donne donc moins de signal que la zone dont le T_2 est le plus long. Il y a un contraste induit par la différence des T_2 .

11.2.3. Composition des contrastes

Dans le cas général, les zones ayant les T_1 les plus courts sont celles qui ont les T_2 les plus courts et inversement.

Or, dans le cas d'un contraste en T_1 , ce sont les zones à T_1 courts qui fournissent le plus de signal alors que dans le cas d'un contraste en T_2 , ce sont les zones à T_2 long qui fournissent le plus de signal. Les deux types de contraste sont donc antagonistes.

Pour bénéficier du contraste en T_1 , il faut donc annuler le contraste en T_2 en choisissant un TE très faible. Les conditions pour obtenir un bon contraste en T_1 sont :

- * Un TE le plus petit possible
- * Un TR de l'ordre des T_1 de la zone à explorer

De même, pour bénéficier du contraste en T_2 , il faut donc annuler le contraste en T_1 en choisissant un TR grand devant les T_1 ($TR > 3 \text{ à } 5 T_1^{max}$). Les conditions pour obtenir un bon contraste en T_2 sont :

- * $TR > 3 \text{ à } 5 T_1^{max}$
- * Un TE de l'ordre des T_2 de la zone à explorer

Il est également possible d'éliminer simultanément les contrastes en T_1 et en T_2 en choisissant un TE très faible et un TR grand devant les T_1 . Dans ce cas la seule source de contraste sera la différence en densité protonique (qui conditionne M_0). Toutefois les densités protoniques sont très souvent très proches les unes des autres et ne constituent donc pas une source de contraste très important.

Le choix du TR et du TE en écho de spin est résumé sur la figure 11-9 :

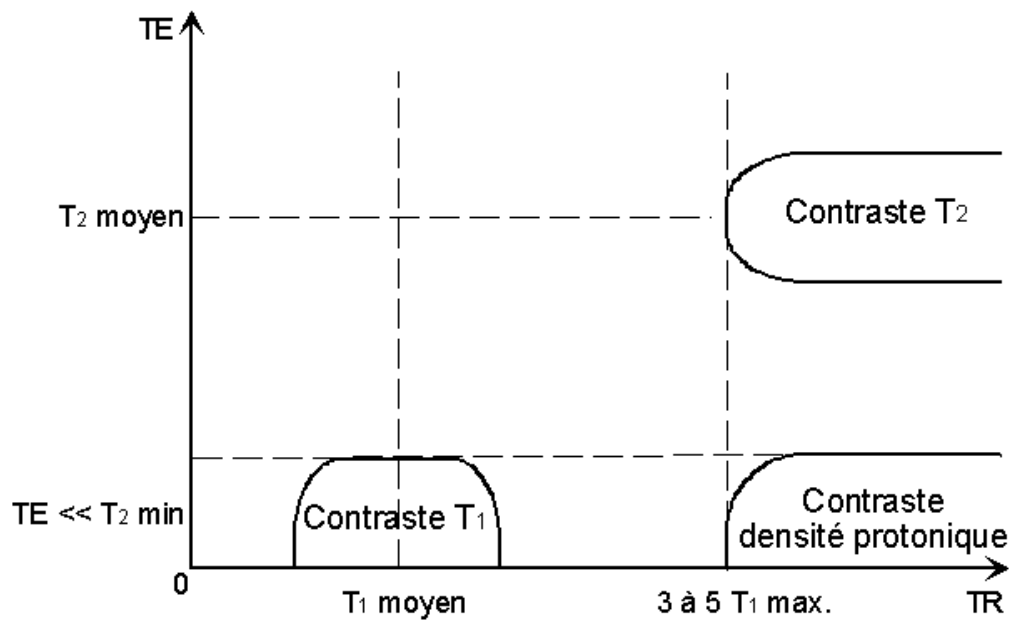


Figure 11-9 : Zones du plan TR/TE pour les différents contrastes.

11.3. Imagerie Ultra-rapide

Il est possible d'obtenir des images en un temps total d'acquisition de quelques centaines de millisecondes. Ces images sont dépourvues d'artéfacts de mouvement et permettent des applications telles que : l'imagerie de patients agités, les études dynamiques (perfusion tissulaire), la mesure rapide des temps de relaxation ou l'imagerie d'activation cérébrale.

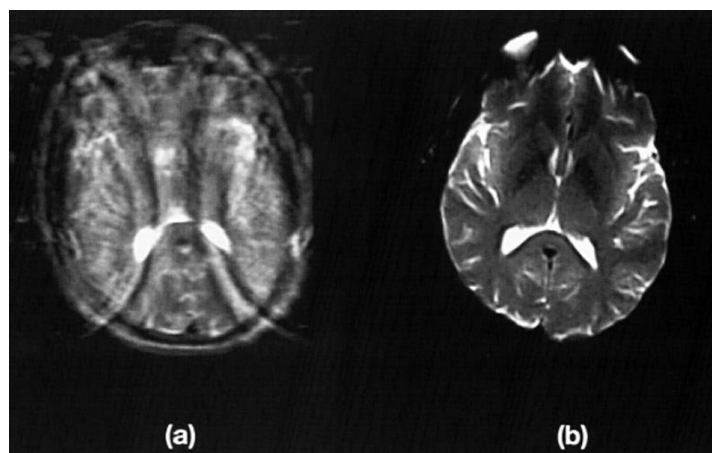


Figure 11-10 : Images d'un patient agité obtenues à partir: (a) d'une séquence d'écho de spin (temps de mesure 6 minutes), (b) d'une séquence d' Echo Planar (temps de mesure 200 ms).

Ces techniques peuvent être classées en deux catégories : celles qui utilisent un écho de gradient avec un TE et un TR extrêmement courts (Snapshot-Flash ou Turbo-Flash) et celles qui obtiennent plusieurs lignes de l'espace des k en un seul TR (l'imagerie Echo Planar ou EPI).

Le principe de base de l'EPI a été proposé par Mansfield et Maudsley dès 1977 mais n'a pu être appliqué à l'imagerie médicale qu'à partir de 1984.

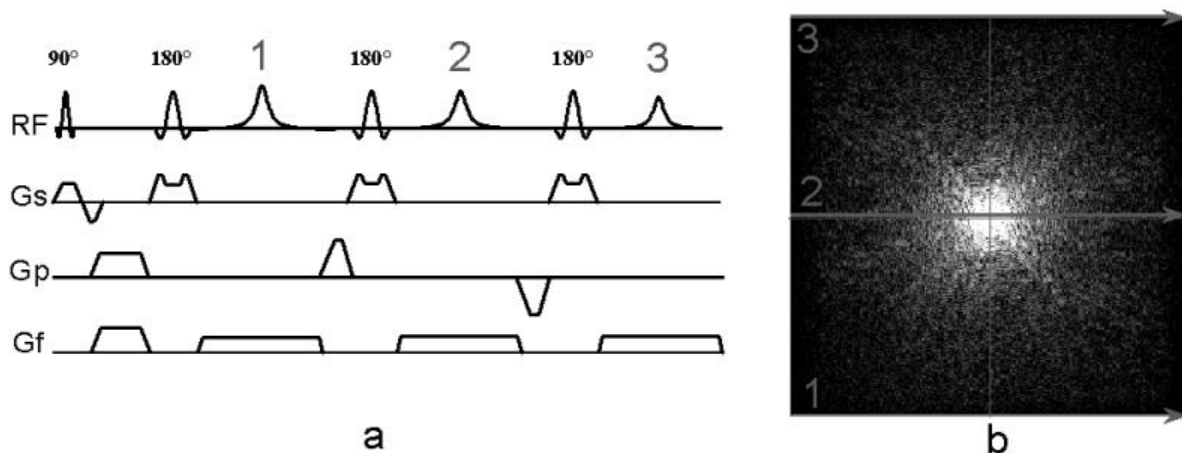
Les séquences d'EPI permettent l'échantillonnage de plusieurs lignes de l'espace des k après chaque impulsion d'excitation. Le nombre de répétitions nécessaires à l'obtention de toutes les données est donc réduit.

Deux types de méthodes écho Planar sont actuellement utilisées: les "Gradient Echo Planar" (GREPI) où un écho de spin ou un FID est subdivisé par un gradient de lecture oscillant en une série de sous-échos pour acquérir plusieurs lignes de l'espace des k ; et les RF Echo Planar (Turbo-Spin-Echo ou Fast-Spin-Echo) dans lesquelles un train d'échos de spin est utilisé.

11.3.1. RF Echo Planar: Séquences RARE et FAISE

Une séquence d'écho de spin est utilisée pour produire un train de n échos de spin. Un codage de phase différent est appliqué à chaque écho et donc, n lignes de l'espace des k sont acquises. Une image peut donc être reconstruite avec une matrice $n \times n$ à partir d'une seule bascule de l'aimantation dans le plan transversal (Figure 11-11).

Le codage de phase est réalisé entre le 180° et le gradient de lecture. Une autre impulsion de gradient dans la direction de codage de phase est appliquée avant le 180° suivant afin d'annuler partiellement le déphasage et l'écho suivant peut alors être utilisé pour coder une autre ligne de l'espace des k .



Les images obtenues avec la séquence RARE présentent des artéfacts dus à la décroissance transversale tout au long du train d'échos. Ces artéfacts rendent impossible l'imagerie des tissus à T_2 courts. Cependant, ce problème peut être limité par l'utilisation de plusieurs trains d'échos pour acquérir la totalité de l'image. Une telle acquisition est qualifiée d' Echo Planar partiel. Dans ce cas, le temps d'acquisition n'est plus aussi court qu'avec une séquence « single shot » et on retombe dans le domaine de temps de l'imagerie rapide.

Le contraste induit par ce type de séquence dépend de l'ordre dans lequel les données sont enregistrées. Les lignes centrales de l'espace des k déterminent le contraste alors que les lignes périphériques n'influent que sur la résolution spatiale. Il est donc possible de contrôler le contraste en choisissant les échos utilisés pour encoder les lignes centrales de l'espace des k.

La séquence FAISE, connue sous le nom de Fast-Spin-Echo ou Turbo-Spin-Echo, dérive de la séquence RARE. L'espace des k est rempli à partir d'un algorithme qui permet un contrôle du contraste. La trajectoire à travers l'espace des k est calculée afin de réduire les discontinuités au cours du codage de phase. Toutefois, les images obtenues à partir de cette séquence peuvent présenter différents artéfacts : des images fantômes périodiques dans la direction de codage en phase, du flou, des distorsions de signal au voisinage des interfaces entre tissus. Tous ces artéfacts proviennent de la relaxation transversale au cours du train d'écho et des instabilités de l'appareillage.

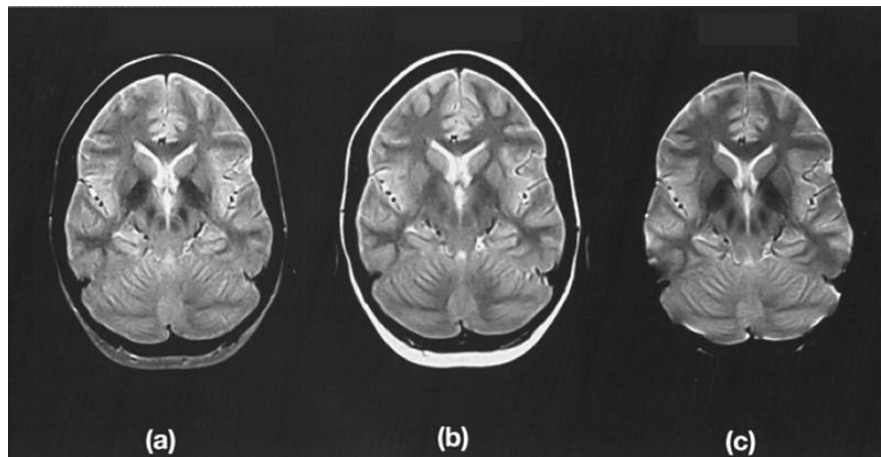


Figure 11-12 : Comparaison de coupes axiales obliques obtenues à partir de : (a) echo de spin, (b) RF Echo Planar et (c) Gradient Echo Planar.

Une séquence RARE ou FAISE « single shot » est souvent proche des limites recommandées pour la puissance dissipée dans les tissus biologiques (2 W/Kg). Cela provient du grand nombre d'impulsions à 180° . Une manière d'éviter cet inconvénient est

de remplacer les échos de spin par des échos de gradient afin d'éliminer la plupart des impulsions RF.

11.3.2. Gradient Echo Planar Imaging

Depuis les travaux initiaux de Mansfield, de nombreuses séquences d'Echo Planar ont été proposées à partir d'un train d'échos de gradient. L'une des plus utilisées est la séquence BEST (Figure 11-13). Après une impulsion RF, l'espace des k est entièrement parcouru en suivant une trajectoire continue. Les échos de gradient sont produits en commutant rapidement le gradient de codage en fréquence au cours du même FID. Chaque écho correspond à un pas du codage de phase grâce à une série d'impulsions de gradient dans la direction de codage en phase. Ces impulsions ont une amplitude constante et sont appliquées entre chaque écho de gradient.

L'acquisition de toutes les données doit être réalisée en un temps de l'ordre du T_2^* . Le gradient de codage en fréquence doit donc être commuté très rapidement. De plus, la fréquence d'échantillonnage doit être très élevée compte tenu de la faible durée de collecte des données. Ces séquences sont donc très exigeantes vis à vis des performances de l'appareillage et c'est la raison pour laquelle elles n'ont été applicables en routine que dans les années 90.

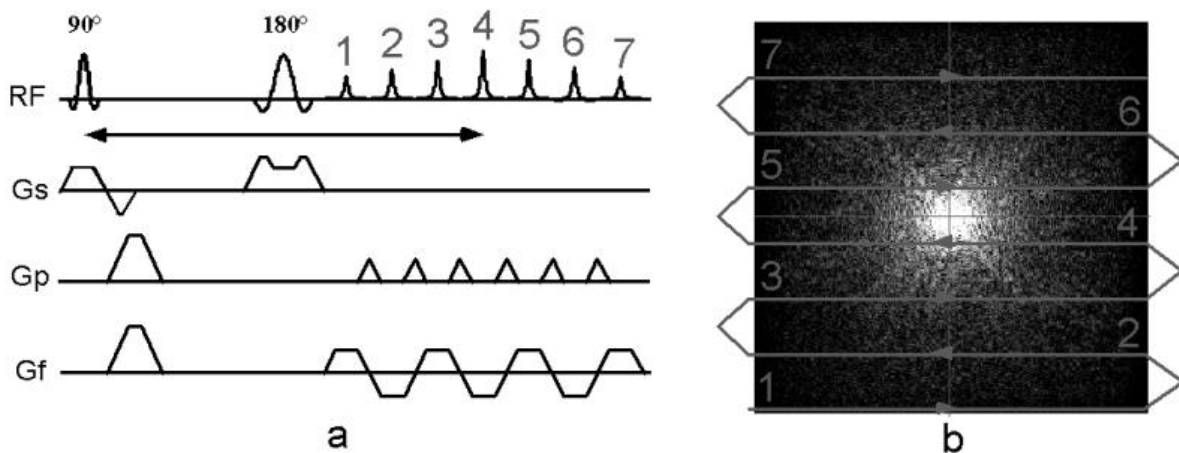


Figure 11-13 : La séquence BEST ; (a) chronogramme, (b) trajectoire dans l'espace des k

Compte tenu de l'absence d'impulsion de refocalisation et de la durée totale de la période d'échantillonnage les séquences de gradient Echo Planar sont particulièrement sensibles aux inhomogénéités de champ magnétique, aux variations de susceptibilité magnétique et aux artéfacts de déplacement chimique. En pratique, une bonne qualité d'image peut cependant être obtenue en réglant l'homogénéité du champ magnétique, en utilisant des gradients importants et en incorporant à la séquence un motif de saturation du signal de la graisse (Figure 11-14)

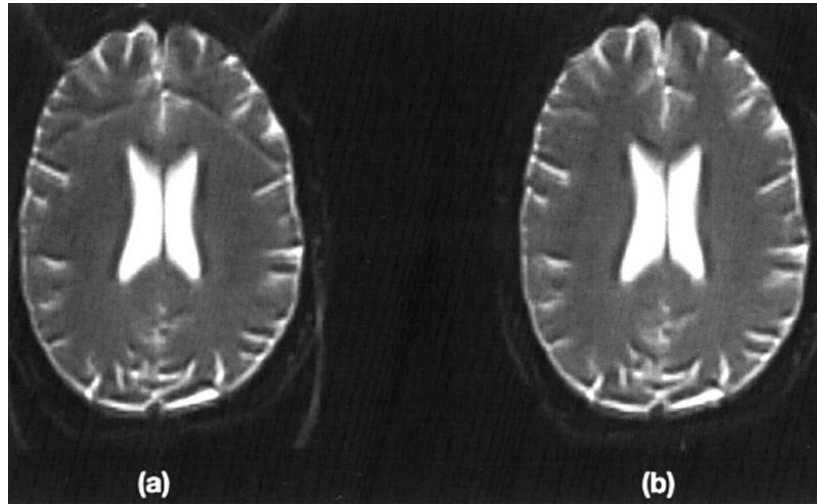


Figure 11-14 : Coupes axiales obtenues à partir d'une séquence de gradient Echo Planar (a) avec et (b) sans présaturation du signal de la graisse.

Les durées relativement longues de lecture du signal utilisées dans ce type de séquences induisent une décroissance en T_2^* significative au cours de l'enregistrement des données. Ce type d'imagerie peut donc facilement fournir la forte pondération en T_2^* nécessaire à l'imagerie d'activation cérébrale. Mais cette influence du T_2^* peut également être réduite si l'excitation RF est une séquence d'écho de spin (Figure 11-15).

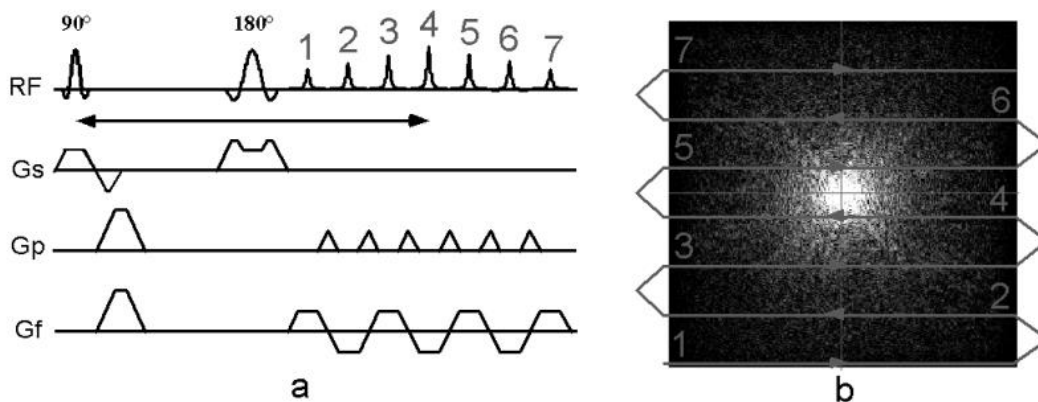


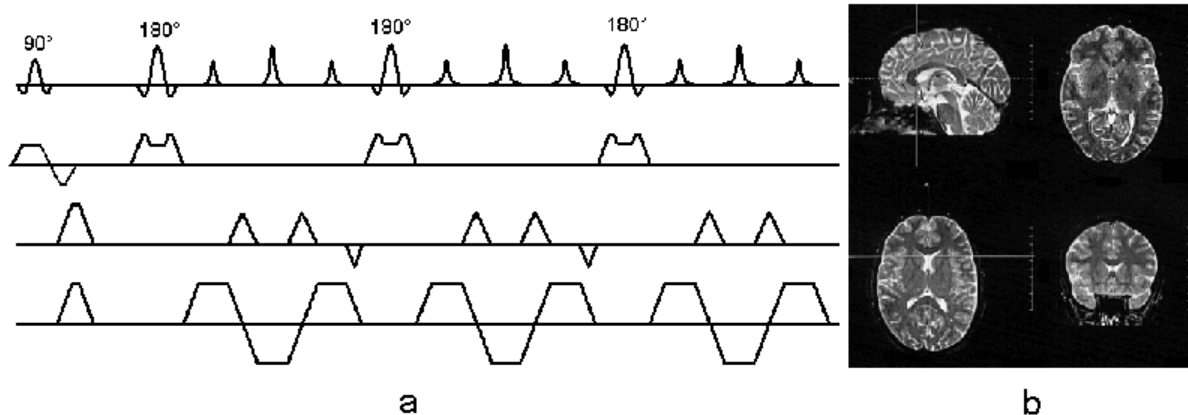
Figure 11-15 : Séquence de « gradient Echo Planar » utilisant une séquence d'écho de spin comme excitation ; (a) chronogramme, (b) trajectoire dans l'espace des k.

11.3.3. Mélange d'échos de spin et d'échos de gradient

La séquence GRASE (GRAdient and Spin Echo) combine des échos de gradient et de spin dans le même train d'échos. Comme le montre la figure 11-16a, il s'agit d'une acquisition multi-écho de spin dans laquelle chaque écho de spin est remplacé par un train d'échos de gradient. Sur cette figure, 9 échos sont générés (3 échos de spin et 6

échos de gradient). Les échos de spin sont utilisés pour coder les lignes centrales de l'espace des k et les artefacts dus à la susceptibilité ou aux inhomogénéités de champ magnétique sont alors considérablement réduits.

Un autre avantage de cette méthode réside dans le fait que le nombre d'impulsions à 180° est significativement diminué par rapport à une séquence telle que RARE ce qui limite considérablement l'énergie RF dissipée dans les tissus.



11.4. Pour aller plus loin

- La RMN : Concepts et méthodes. *Daniel Canet, Jean-Claude Boudel et Emmanuelle Canet Soulas*. Dunod, Paris, 2002. Chapitres 5.4.
- Comprendre l'IRM. Manuel d'auto-apprentissage. *Bruno Kastler, Daniel Vetter, Collectif*. Masson, Paris, 2003.
- Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and séquence design. E Mark Haacke, Robert W. Brown, Michael R. Thompson, Ramesh Venkatesan. Wiley-Liss, New York, 1999.