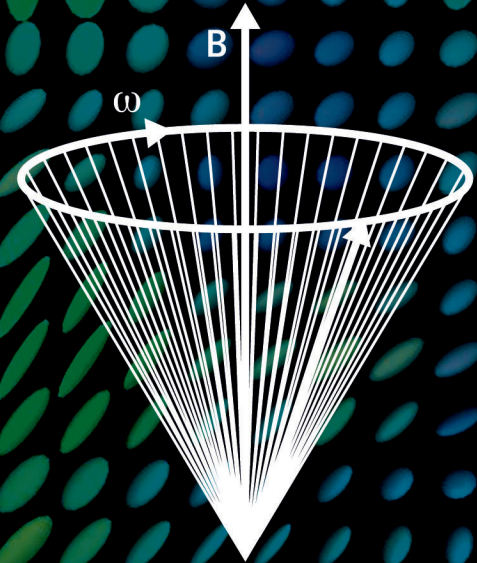


SIEMENS

Aimants, spins et résonances

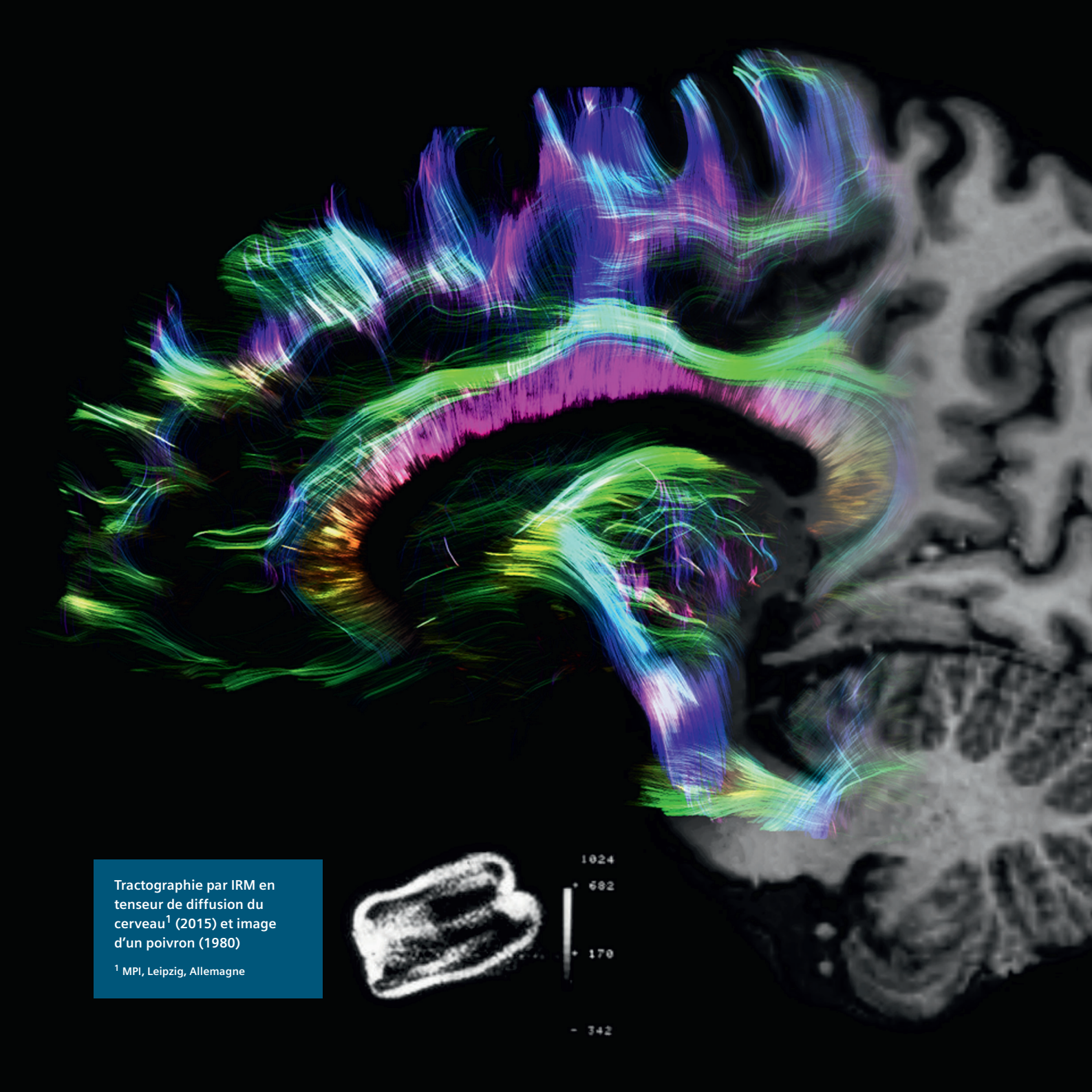
Introduction aux notions de base de la résonance magnétique



Aimants, spins et résonances

Aimants, spins et résonances

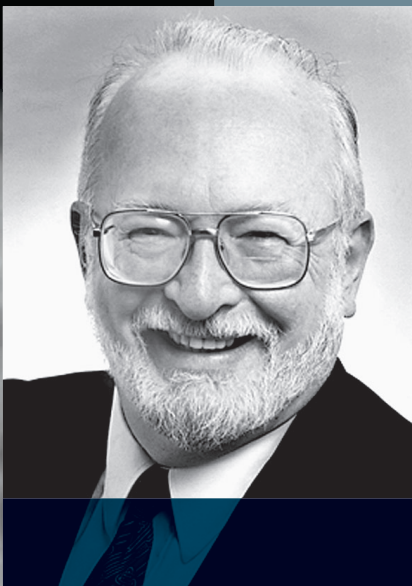
Introduction aux notions de base de la résonance magnétique



Tractographie par IRM en
tenseur de diffusion du
cerveau¹ (2015) et image
d'un poivron (1980)

¹ MPI, Leipzig, Allemagne





« Il n'est guère de grande découverte qui n'ait été précédée d'une idée folle. »

Paul C. Lauterbur,
prix Nobel de médecine 2003



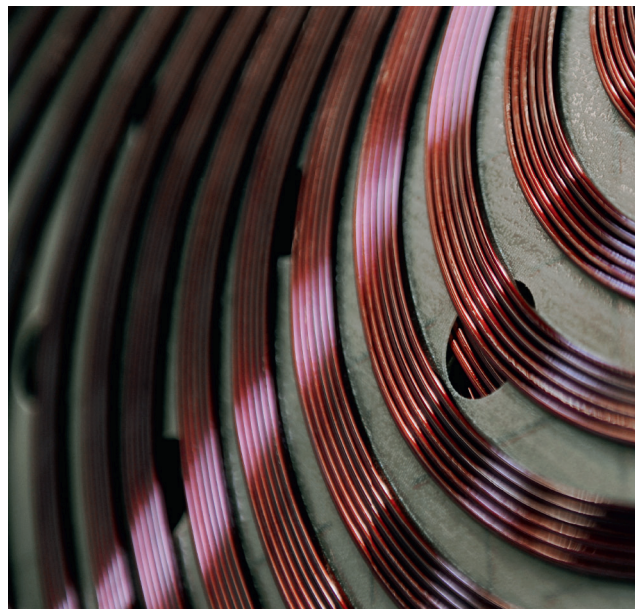
« C'est un type d'image porteur de beaucoup plus d'informations sur le processus pathologique. »

Sir Peter Mansfield,
prix Nobel de médecine 2003

L'IRM : une longue histoire en version courte

Pour un lauréat du prix Nobel, la route jusqu'à Stockholm n'est pas chose aisée. Depuis l'examen des gouttelettes d'eau et de blocs de paraffine jusqu'aux techniques d'imagerie permettant d'explorer le corps humain en passant par l'imagerie d'un poivron, la résonance magnétique a fait un long chemin, ponctué par l'attribution de sept prix Nobel. Le but de cette brochure est de vous expliquer les principes de base de l'IRM en allant à l'essentiel.

Table des matières



221	Références
225	Index alphabétique

1	Sur les traces du signal d'IRM
2	L'IRM en bref
8	Aimantation du corps
24	La beauté du spin
38	La création de la résonance
54	Les aspects techniques

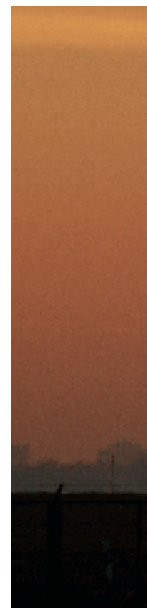


2 Échos, décroissance et relaxation

- 66 Une première esquisse de la relaxation
- 74 La récupération longitudinale
- 80 La décroissance transversale
- 86 L'écho de spin

3 Du signal à l'image

- 96 Gradients de sélection des coupes
- 108 La matrice : résolution
- 120 Présentation de la séquence d'impulsions
- 126 L'écho de gradient



4 Une étude des contrastes

- 132 Échos de spin et pondération du contraste
- 142 Contraste avec inversion récupération
- 148 Contraste avec échos de gradient

5 La qualité d'image, tactique ultime

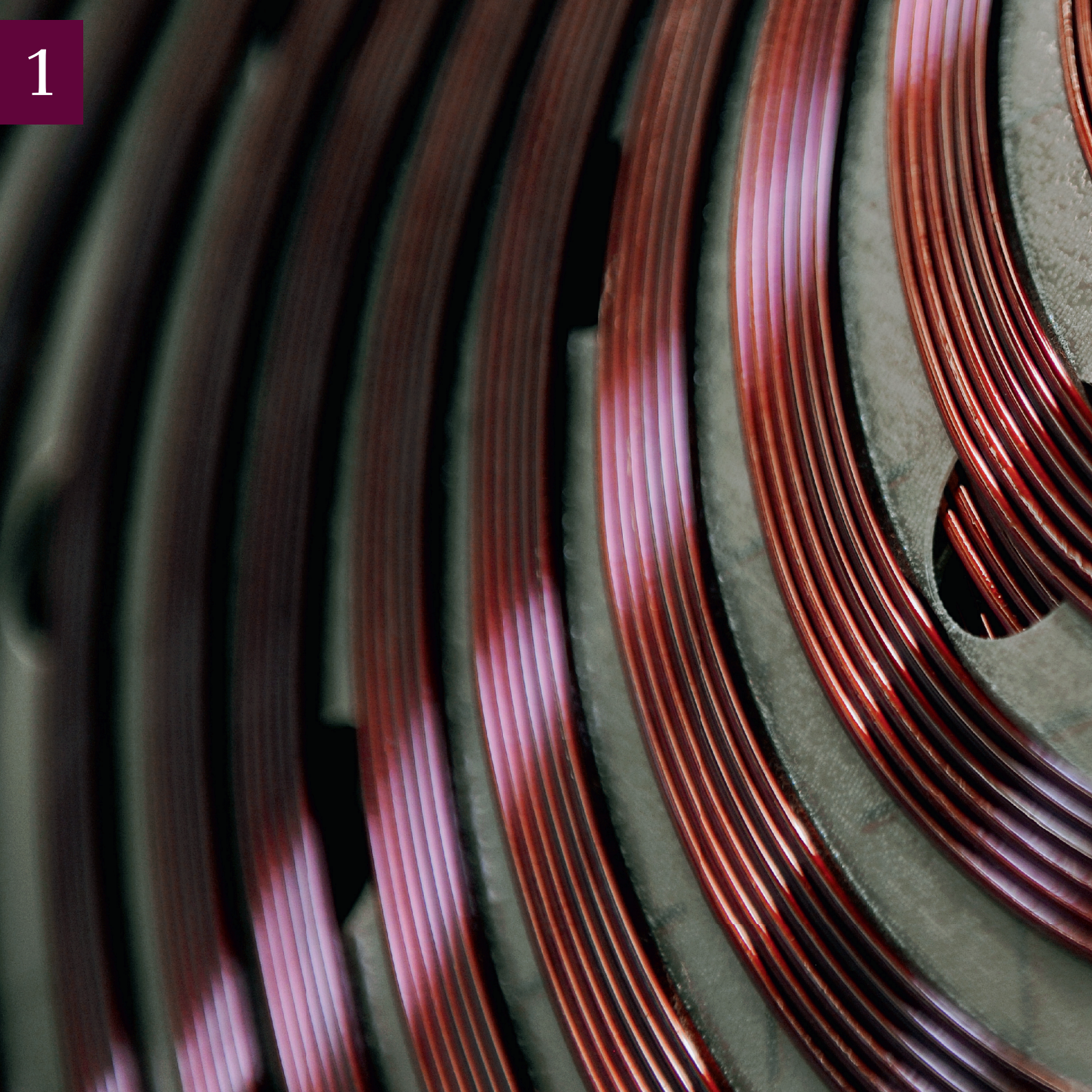
- 158 Contraste, signal et bruit
- 170 À propos de la taille d'image et de la résolution
- 176 Accélération de la mesure



MAGNETOM
World

6 Amélioration de la valeur diagnostique

- 186 Échos et coupes multiples
- 194 Train d'échos : écho de spin rapide
- 200 Imagerie écho-planaire (EPI)
- 206 Acquisition parallèle
- 210 Champs plus élevés
- 216 Imagerie hybride



A close-up photograph of MRI coils, showing multiple layers of copper tubing arranged in concentric, overlapping loops. The coils are set against a light-colored, textured background. A dark, semi-transparent rectangular box is overlaid on the right side of the image, containing white text.

Sur les traces du signal d'IRM

Comment fonctionne l'imagerie par résonance magnétique ? Examinons pas à pas les principes de base. L'image IRM est créée par des réactions magnétiques qui, dans le corps du patient, génèrent un signal mesurable.

L'IRM en bref

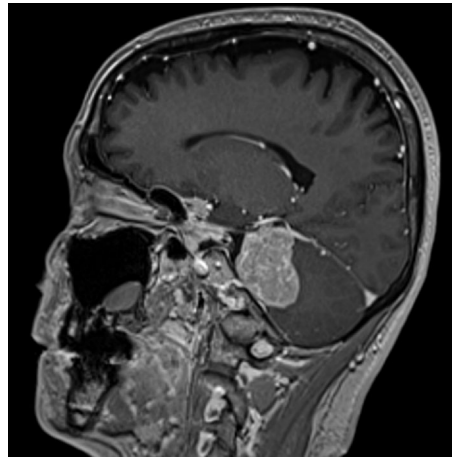
Une question clinique pour commencer

Comment détecter une lésion dans une image ?

L'imagerie médicale est la capacité à visualiser des structures anatomiques en exploitant certaines propriétés physiques dans le corps humain. Pour effectuer des diagnostics, il est essentiel de pouvoir faire la distinction entre tissus normaux et tissus pathologiques.

La résonance magnétique est une technique d'imagerie non-invasive qui produit des séries d'images de coupes selon des angles choisis de façon arbitraire, affichant les structures et/ou les fonctions du cerveau, de l'organisme ou des extrémités. Les systèmes d'imagerie par résonance magnétique peuvent aussi être mis en œuvre pour acquérir des images au cours de procédures interventionnelles.

Comment et pourquoi fonctionne l'IRM ?

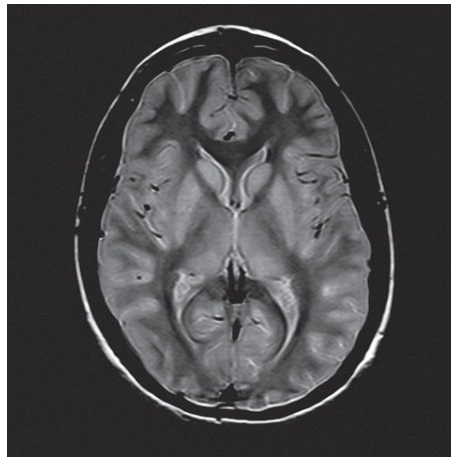


Tout est question de contraste

Une bonne résolution du contraste dans les images de RM est d'une importance fondamentale pour établir un diagnostic précis.

L'imagerie par RM offre un excellent contraste des tissus mous en raison de l'interaction de plusieurs paramètres. Où se trouve l'origine de ce contraste dans le corps humain ?

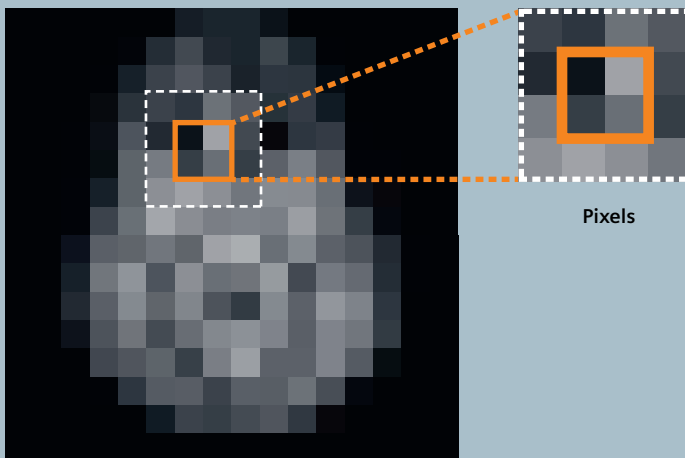
Commençons par examiner une coupe axiale réalisée sur un crâne humain et essayons de faire le chemin inverse pour revenir à l'origine du contraste de l'image.



« Les mesures de résonance magnétique peuvent être utilisées pour faire la distinction entre des tumeurs malignes et des tissus sains. »
(Raymond Damadian, 1971)

Retour à l'origine du contraste d'image

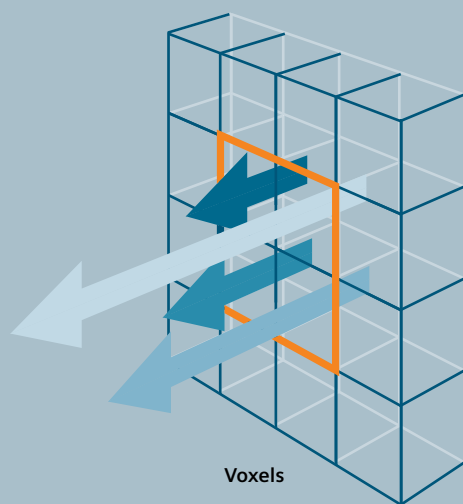
Une image simplifiée de la « chaîne de valeur » de l'IRM



Une coupe d'imagerie est un ensemble d'éléments d'image (*pixels*). Chaque pixel a une certaine valeur de gris. Plus le nombre de pixels est élevé dans l'image, meilleure est la résolution.

Pour simplifier les choses, nous commençons par une résolution très faible et nous nous concentrons sur la mise en contraste de quatre pixels dans l'image du cerveau (graphique à gauche).

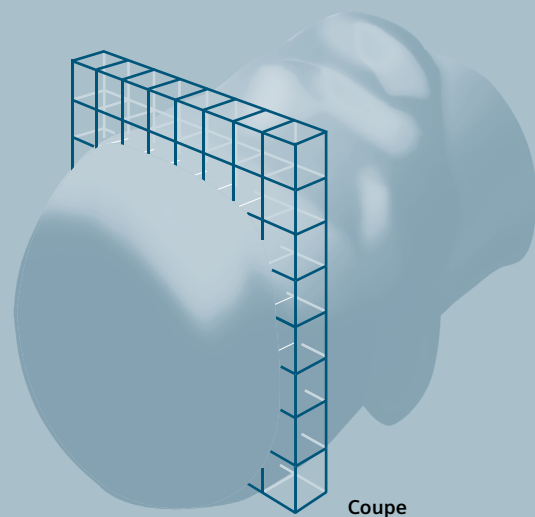
Une notion fondamentale : les pixels dans l'image correspondent aux éléments de volume (*voxels*) dans la *coupe* mesurée (graphique à droite).



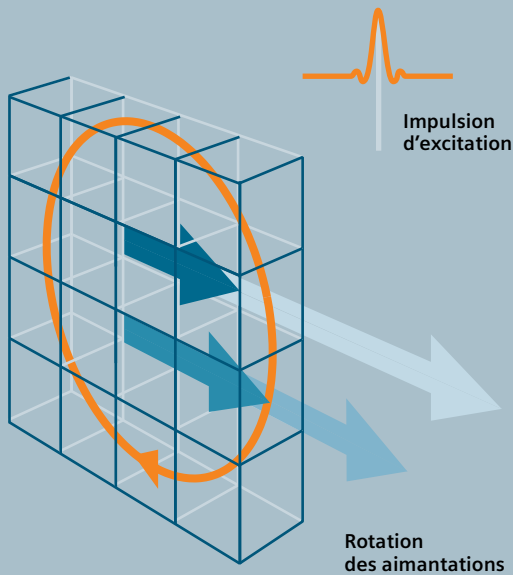
Voxels

Le patient est placé dans un champ magnétique puissant. Des « forces magnétiques » vont se manifester dans l'organisme (flèches à gauche), visualisées dans seulement quatre voxels d'intérêt.

Cette distribution du magnétisme, connue sous le nom d'*aimantation* n'est pas uniforme, mais dépend des propriétés des tissus. Une flèche plus longue (à gauche) représente une aimantation plus forte dans un voxel.

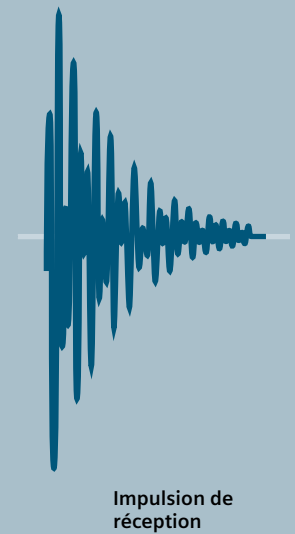


Coupe



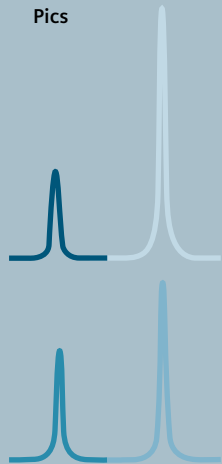
Pour rendre visible la distribution magnétique dans le corps humain, nous basculons les aimantations à l'aide d'une *impulsion* électromagnétique (à gauche). C'est ce comportement qui est la marque du processus de résonance magnétique.

Les aimantations commencent à *tourner* et à générer un courant électrique alternatif dans une antenne réceptrice. Ce courant est le *signal IRM* (à droite), un mélange des aimantations de tous les voxels ayant contribué à cet effet.



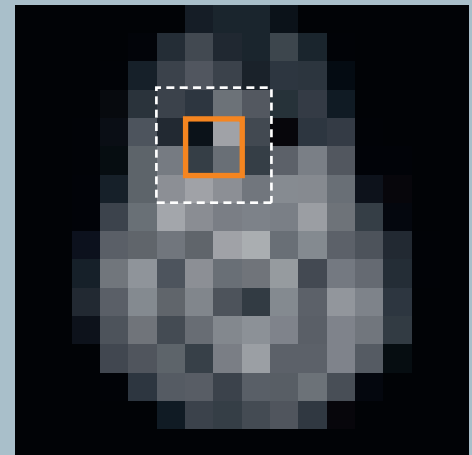
Dans un champ magnétique, le corps humain génère une distribution spatiale de l'aimantation. Une fois basculée, l'aimantation tourne et génère un signal de résonance magnétique. Avec une série de signaux, il est possible de calculer une image de résonance magnétique.

Pics



Les aimantations locales sont faites pour tourner à des vitesses différentes (fréquences) et à des moments différents (phases). Par conséquent, nous pouvons filtrer leurs contributions individuelles dans le signal RM pour obtenir des *pics* distincts (à gauche).

La méthode d'imagerie par résonance magnétique conserve les informations sur les emplacements d'origine des voxels. C'est ce qui nous permet de faire la corrélation entre des pics individuels et les pixels correspondants dans l'image. Chaque intensité de pic est affectée à une valeur de gris (à droite).



Image

Aimantation du corps

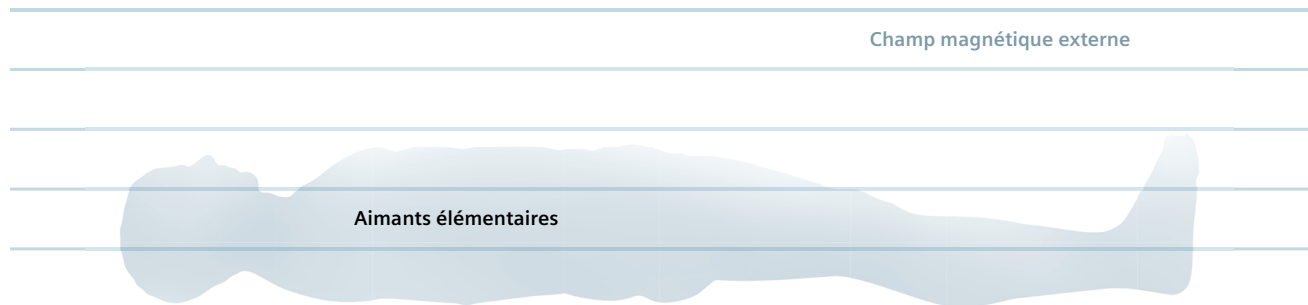
Préparation du patient pour l'imagerie du corps humain

Sensibilité aux champs magnétiques

Une condition préalable à l'IRM est le positionnement du patient dans le champ magnétique puissant d'un scanner. Pourquoi ?

Le corps humain est *sensible* aux champs magnétiques : le fort champ magnétique externe *intensifie* l'aimantation déjà présente dans les tissus.

Examinons l'origine des champs magnétiques dans le corps humain. Les tissus humains ne sont pas seulement composés d'atomes et de molécules, il contiennent également des aimants **élémentaires**. À quel type de particules faisons-nous référence ?



Les protons d'hydrogène abondent dans le corps humain

Un atome est constitué d'un noyau et d'un nuage d'électrons. L'hydrogène possède le noyau le plus simple : un seul *proton*.

La tomographie par RM exploite les caractéristiques d'aimantation des protons d'hydrogène pour générer des images.

1. L'hydrogène est une partie constituante élémentaire de l'eau et de la graisse, ce qui en fait l'élément prédominant dans le corps humain.
2. De tous les éléments, les noyaux d'hydrogène produisent le signal de résonance magnétique le plus intense.

Le corps humain renferme des *aimants élémentaires* et par conséquent, il est *susceptible* aux champs magnétiques.

Examinons cela plus en détail :

dès le 19^e siècle, des physiciens ont émis la théorie que des « aimants élémentaires » pouvaient être responsables de l'aimantation. Aujourd'hui, nous savons qu'il s'agit des électrons dans le ferromagnétisme et des noyaux atomiques dans la résonance magnétique.

Les protons (noyaux d'hydrogène) ne sont pas les seuls à pouvoir être utilisés pour la résonance magnétique. L'imagerie et la spectroscopie par RM sont également réalisables avec des noyaux plus lourds.

La faculté d'un matériau à s'aimanter est désignée par la *susceptibilité magnétique*.

À propos des aimants

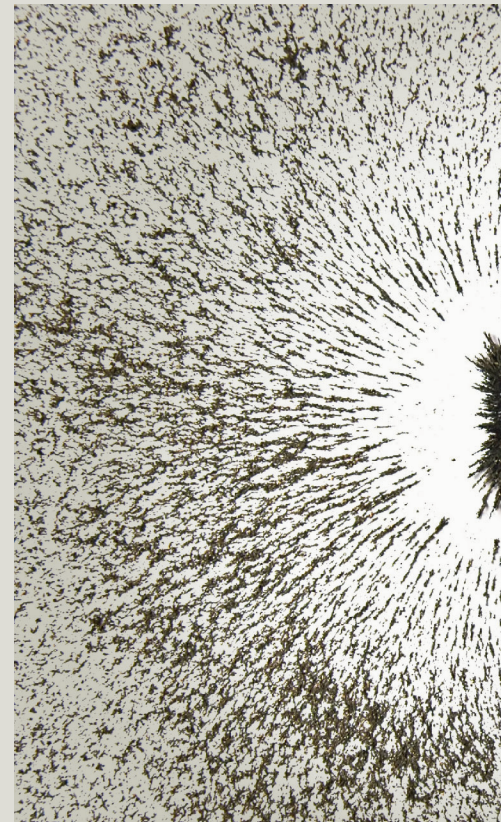
Le magnétisme est une propriété fondamentale de la nature qui s'observe aussi bien dans les très grandes que dans les très petites structures.

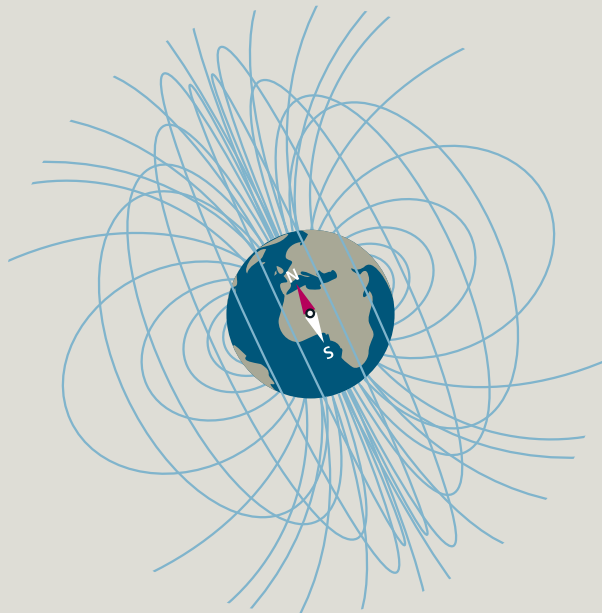
Un aimant crée un **champ magnétique** environnant. Un champ magnétique peut aussi être créé par des courants électriques et par des électroaimants.

Chaque champ magnétique exerce une force sur les particules magnétiques et magnétisables. L'intensité et la direction d'un champ magnétique peuvent être visualisés par des **lignes de champ** magnétiques.

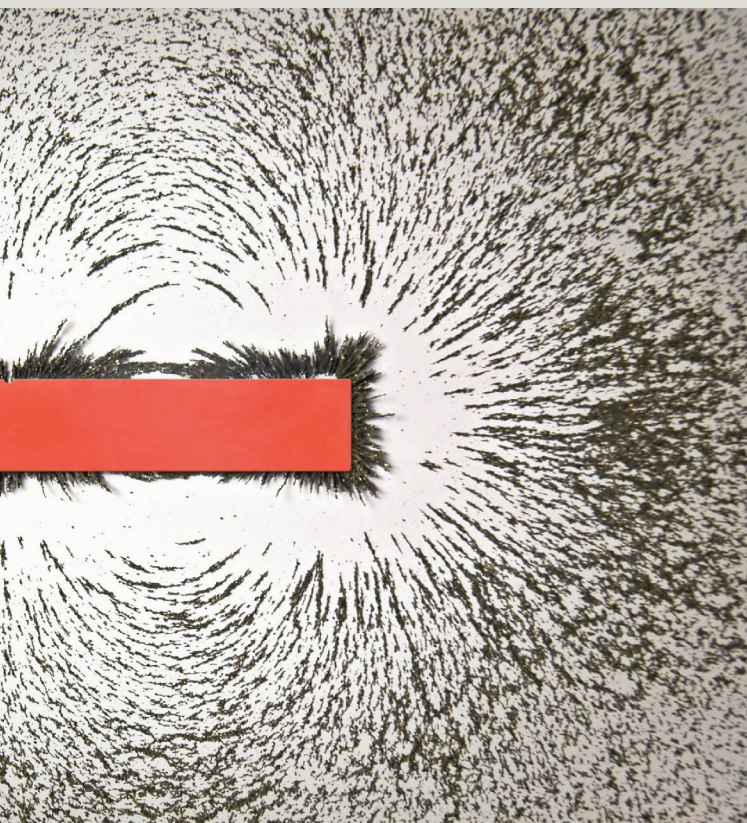
L'intensité d'un champ magnétique en tout point dans l'espace est appelée « induction magnétique » (symbole : B). Dans la technologie d'IRM, l'**intensité de champ magnétique** d'un tesla = 10 000 gauss est une grandeur utilisée couramment. 1 tesla est à peu près 20 000 fois plus intense que le champ magnétique terrestre.

Un champ magnétique dont l'intensité de champ est uniforme est qualifié de champ *homogène*. Les lignes de champ d'un champ magnétique homogène sont dessinées comme des lignes droites équidistantes et parallèles. Un champ magnétique qui ne change pas dans le temps est qualifié de champ *statique*.





Les aimants étaient déjà connus dans les temps anciens en Orient et en Occident : le philosophe et mathématicien grec Thalès de Milet (634–546 av. J.-C.) et Guan Zhong (685–643 av. J.-C.), homme d'État chinois, firent tous deux référence à la « pierre d'aimant » (magnétite) et à son comportement mystérieux. Dans son ouvrage *De magnete* (À propos des aimants), l'astronome britannique William Gilbert (1544–1603), apporta une compréhension scientifique du magnétisme. Gilbert a été le premier scientifique à réaliser que « le globe terrestre est magnétique... la Terre elle-même est un aimant géant ».



Le physicien anglais Michael Faraday (1791–1867) imagina les lignes de champ magnétique après avoir observé le comportement de la limaille de fer déposée sur une table entre des aimants. L'unité tesla doit son nom au physicien et inventeur américain d'origine serbe, Nikola Tesla (1856–1943).

Le proton, un aimant minuscule

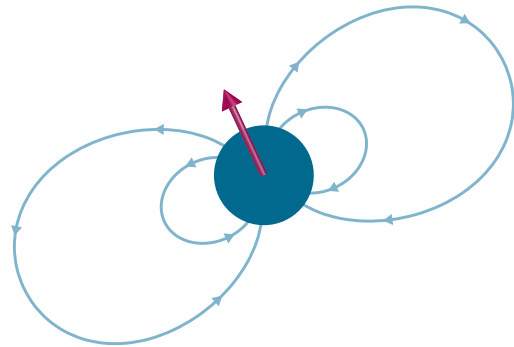
« Ingrédient » naturel de la résonance magnétique

Un moment magnétique

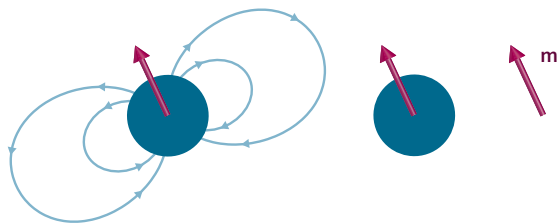
Nous pouvons nous imaginer le proton comme une minuscule sphère. En tant qu'aimant élémentaire, le proton possède un champ magnétique similaire au champ magnétique de la Terre, avec un pôle « Nord » et un pôle « Sud ».

Nous attribuons au proton une grandeur appelée le **moment magnétique** qui, par définition, pointe vers le « Nord » (flèche rouge). Le moment magnétique détermine la *magnitude* et la *direction* de la force que cet aimant élémentaire peut exercer.

La multitude de protons magnétiques dans le corps humain est responsable de la réaction magnétique du tissu humain au puissant champ magnétique du scanner d'IRM.



Nous ne nous intéressons qu'au moment magnétique (m) des protons et délaissions par conséquent les lignes de champ et la sphère...



Les protons d'hydrogène possèdent des *moments magnétiques* qui sont responsables de la faible aimantation créée dans le corps humain avec l'IRM.

Le concept de *moment magnétique* a été introduit par le physicien français Paul Langevin (1872–1946). Il élaborait une théorie selon laquelle, à température ambiante, des aimants moléculaires présentent une faible aimantation appelée aussi « paramagnétisme » pour la différencier du ferromagnétisme dur.

Le physicien allemand Otto Stern (1888–1969) détermina le moment magnétique d'un proton en 1933 en utilisant la « méthode des jets moléculaires » (prix Nobel de physique en 1943), qui fut ensuite développée par Isidor Rabi pour la résonance magnétique.

Petite révision de l'arithmétique des vecteurs

Le magnétisme étant un phénomène physique dirigé, il peut être utile de revoir la notion de vecteur.

De nombreuses grandeurs physiques, la température ou la masse par exemple, sont connues pour être non-directionnelles. Elles sont suffisamment identifiées par une valeur et une unité (70 degrés Fahrenheit, 5 kilogrammes par exemple), ce sont des *grandeurs scalaires*.

D'autres quantités physiques dépendent d'une direction dans l'espace (la force ou la vitesse par exemple). Les **vecteurs** sont excellents pour définir ces quantités qui décrivent à la fois la *norme* et la *direction*.

Des flèches sont utilisées pour décrire les vecteurs. Le sens de la flèche représente l'orientation de la quantité vectorielle, la longueur de la flèche représente sa norme ou sa magnitude.

Les quantités vectorielles permettent d'effectuer des **additions spatiales**. Le sens des flèches est à prendre en compte pour les relier.

Si les flèches pointent dans la même direction, l'amplitude du vecteur résultant est tout simplement la somme des amplitudes (dans le cas ci-contre $\mathbf{a} + \mathbf{a}$).



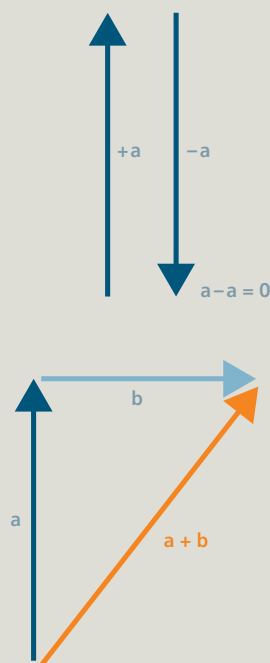
Attention à ne pas confondre des quantités physiques avec des vecteurs ou des vecteurs avec des flèches. Un vecteur est un modèle mathématique pour une quantité physique. Une flèche est simplement un outil utilisé pour représenter un vecteur.

Des vecteurs de même amplitude, mais de sens opposé, s'annulent :

$$\mathbf{a} - \mathbf{a} = \mathbf{0}$$

De la même façon que vous pouvez additionner des vecteurs, vous pouvez les décomposer. Chaque vecteur par exemple peut être divisé en différentes **composantes**. Ce sont les projections de la flèche sur des axes prédéfinis dans l'espace, en général un système de coordonnées.

Dans notre exemple, le vecteur $\mathbf{c}$ est la somme des vecteurs $\mathbf{a} + \mathbf{b}$. Il est constitué d'une composante verticale $\mathbf{a}$ et d'une composante horizontale $\mathbf{b}$.



Les protons sous un angle différent

Le principe essentiel de l'IRM

À propos des aiguilles de boussole et des aimants de spin

Lorsque nous utilisons une boussole, l'aiguille s'aligne sur le champ magnétique terrestre et, en principe, pointe vers le nord. L'aiguille de la boussole s'aligne pour les raisons suivantes :

1. Le champ magnétique terrestre exerce une force sur les pôles de l'aiguille qui l'oblige à changer de direction ;
2. L'aiguille peut tourner librement sur un pivot avec une friction certes faible, mais pas totalement inexistante.

S'il n'y avait pas de friction du tout, l'aiguille de la boussole ne s'alignerait pas, mais connaîtrait un mouvement oscillatoire perpétuel autour du nord, tel un pendule.

Exposé à un champ magnétique, un proton d'hydrogène *ne se comporte pas* comme une aiguille de boussole, mais plutôt comme une toupie.



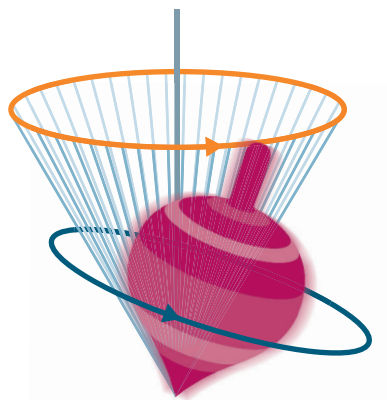
Un jouet comme modèle

Enfants, nous avons tous aimé les toupies. Nous savons que lorsque nous touchons du doigt une toupie en rotation rapide, elle ne tombe pas. Au lieu de cela, elle commence à osciller parce que sa rotation l'empêche de tomber sur le côté.

Voilà comment se comporte la toupie : l'axe de rotation de la toupie décrit un cône autour de l'axe de gravité.

Ce mouvement est appelé **précession**. « Précession » est le terme utilisé en physique pour décrire le mouvement oscillatoire d'une toupie.

La précession est fondamentale dans la résonance magnétique.

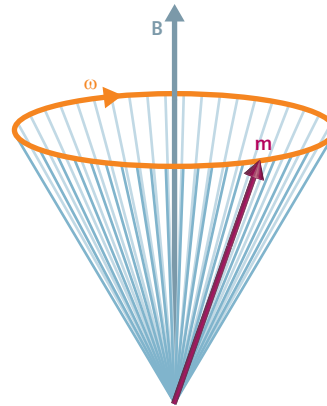


Des toupies magnétiques dans l'organisme

Nous avons appris qu'un proton ne se comporte pas comme une aiguille de boussole. Voyons maintenant le mouvement de son moment magnétique (m) soumis à un champ magnétique (B).

Le moment magnétique *ne peut pas* s'aligner avec le champ magnétique externe. Comme la toupie, il est forcé à effectuer un mouvement de *précession* pour décrire un cône autour du champ. Étant donné que la précession du moment magnétique du proton ne connaît pas de friction, ce mouvement ne s'arrête pas tant que le champ magnétique est présent.

Notez que le proton lui-même *ne précesse pas*, à la différence de la toupie. C'est plutôt le moment magnétique du proton qui précesse et que nous représentons comme un vecteur en rotation.

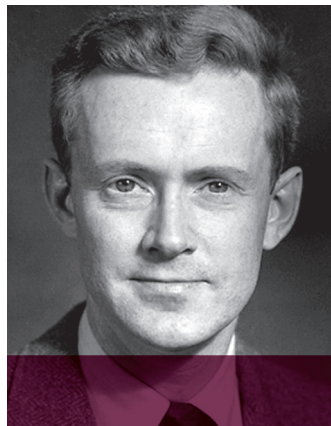


Quand il est exposé à un champ magnétique, le moment magnétique d'un proton *précesse* comme une toupie.

Précession perpétuelle des spins...

Étant donné que nous sommes entourés de champs magnétiques, des moments magnétiques élémentaires sont continuellement en précession, par exemple dans le champ magnétique terrestre. Même si le champ magnétique terrestre est approximativement 30 000 fois plus faible qu'un aimant d'IRM de 1,5 tesla, il peut effectivement être utilisé pour la résonance magnétique.

Pour l'imagerie clinique, des champs magnétiques des dizaines de milliers de fois plus intenses que le champ magnétique terrestre génèrent des signaux IRM plus puissants, fournissant une meilleure résolution du contraste en un temps de mesure plus court.



« (Le dipôle magnétique) réagit comme tout gyroscope en rotation rapide : au lieu de s'aligner avec le champ, l'axe de rotation précesse autour de l'axe du champ. »

Edward Mills Purcell
(1912–1997)

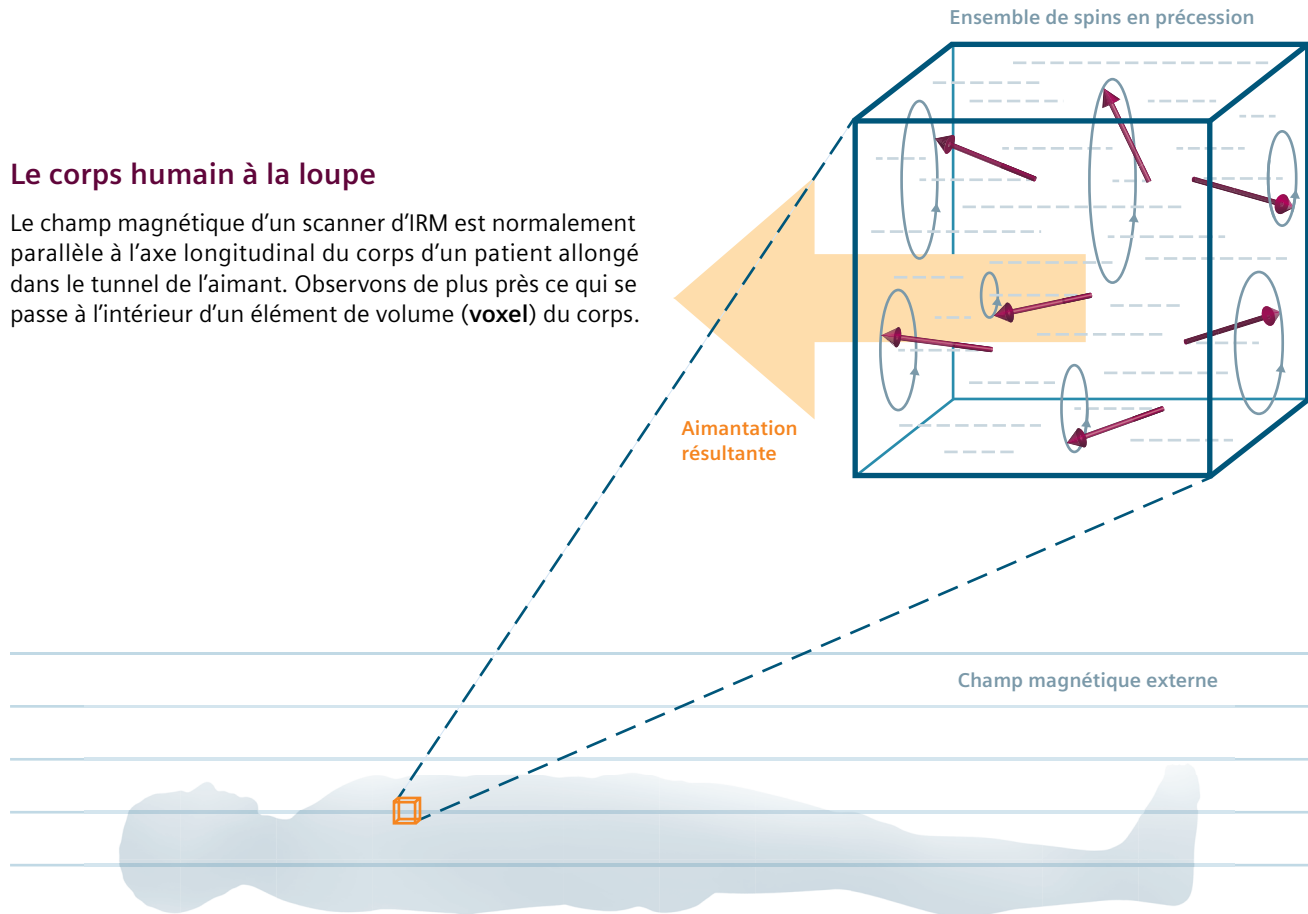
Le physicien américain Edward Purcell a été l'un des premiers à découvrir la résonance magnétique dans les solides. « Je me souviens de l'hiver où nous avons fait nos premières expériences, nous regardions la neige avec d'autres yeux. Il y avait de la neige devant le seuil de ma porte – de grands tas de protons qui précessaient tranquillement dans le champ magnétique terrestre. » (discours de réception du prix Nobel de physique en 1952)

La montée de l'aimantation

L'IRM exploite une merveille de la nature

Le corps humain à la loupe

Le champ magnétique d'un scanner d'IRM est normalement parallèle à l'axe longitudinal du corps d'un patient allongé dans le tunnel de l'aimant. Observons de plus près ce qui se passe à l'intérieur d'un élément de volume (**voxel**) du corps.



Tous les spins des protons contenus dans un voxel constituent un grand nombre statistique nommé **ensemble**. Dès que le patient est positionné dans l'IRM, tous les moments magnétiques de l'ensemble vont précesser autour des lignes de champ externes. Elles précéderont avec une distribution des directions *presqu'uniforme*, mais en apparence une petite partie de l'ensemble *tendra à s'aligner avec le champ externe*.

Alors, quelle différence cela fait-il ?

L'on pense parfois que les moments magnétiques nucléaires ne peuvent s'aligner que parallèlement ou anti-parallèlement au champ magnétique. Or, les moments magnétiques ont en général une orientation *arbitraire*. Un champ magnétique homogène *ne peut* réaligner le moment magnétique d'un proton, que s'il le conduit à se mettre en *précession*. C'est l'interaction magnétique et thermique entre les protons et leur *environnement moléculaire* (treillis moléculaire, « lattice ») qui engendre un faible alignement des moments de précession avec le champ externe.

La montée de l'aimantation longitudinale prend un certain temps. Dans un aimant de 3 teslas par exemple, la montée de l'aimantation prend jusqu'à 15 secondes pour les fluides corporels, et seulement 4 secondes pour les tissus mous. Il s'agit de la « relaxation » que nous expliquerons au chapitre 2, *Échos, décroissance et relaxation*.

Alignement partiel des aimants de spins

Une interaction dynamique a lieu dans le corps du patient, réalignant partiellement les moments magnétiques en précession. Trois « acteurs » s'invitent dans le voxel :

1. L'ensemble des moments magnétiques ;
2. Le champ magnétique externe ;
3. L'environnement moléculaire des protons.

L'interaction des protons avec leur environnement moléculaire engendre une *aimantation macroscopique parallèle au champ externe* (grande flèche dans la figure à la page 20). Nous pouvons considérer cette faible aimantation comme la somme vectorielle de l'ensemble.

Perpendiculairement au champ externe, les moments magnétiques *s'annulent* car la distribution des moments en précession demeure parfaitement uniforme. Seul, un petit excédent de moments magnétiques parallèle au champ externe persiste. C'est pourquoi l'aimantation est purement *longitudinale*.

Plus le nombre de protons est élevé dans un voxel (*densité protonique*), plus l'aimantation longitudinale est forte. Cette magnitude locale est spécifique au type de tissu.

Exposé à un champ magnétique, le corps humain connaît une faible *aimantation longitudinale*, dont l'amplitude est proportionnelle à la densité protonique.

CE QU'IL FAUT RETENIR

Lorsque le corps humain est allongé dans le tunnel de l'aimant d'un scanner IRM, il subit une distribution spatiale de l'aimantation, parallèle au champ externe. L'aimantation longitudinale est beaucoup plus faible que le ferromagnétisme, mais elle peut être utilisée pour l'imagerie par résonance magnétique.

L'aimantation est causée par l'effet combiné des protons d'hydrogène en interaction avec leur environnement moléculaire (relaxation). L'hydrogène est l'élément le plus répandu dans le corps humain.

La magnitude de l'aimantation est proportionnelle au nombre de protons par unité de volume (densité protonique dans un voxel). Cette magnitude locale est spécifique au type de tissu.

Lorsque des protons sont exposés à un champ magnétique, leurs moments magnétiques effectuent un mouvement de précession similaire à celui d'une toupie. Les moments magnétiques sont des quantités vectorielles qui déterminent la force magnétique des particules.

La beauté du spin

Une plongée dans le microcosme de la résonance magnétique

L'origine de la résonance magnétique

Comme nous l'avons vu jusqu'ici, le *moment magnétique*, propriété physique du proton, est essentielle pour l'IRM. La raison pour laquelle un proton se comporte différemment d'une aiguille de boussole ou d'une barre magnétique s'explique par la propriété du **spin**. Le spin fait tourner les aimants nucléaires comme des toupies.

Comment représenter la propriété d'un spin ? En fait, le spin d'un proton ne peut pas être attribué à une rotation intrinsèque. Faisons une analogie et représentons-nous le spin comme une roue qui tourne. Un roue magnétique en rotation.

Laissons la roue tourner et osciller et nous sommes en présence d'un mouvement de précession.

La vitesse ou la fréquence de la précession a une grande importance dans la résonance magnétique : nous excitons un très grand nombre de spins de protons pour les faire basculer et précesser « en phase » afin de générer un signal IRM.





En 1921, le physicien américain Arthur H. Compton (prix Nobel de physique en 1926) émet l'hypothèse « que l'électron entre en rotation comme un gyroscope (et) possède un moment magnétique ». Dès 1926, les physiciens néerlandais Uhlenbeck et Goudsmit rétablirent l'idée d'une « autorotation » des particules pour expliquer la division hyperfine des lignes spectrales. En termes de physique, la notion d'autorotation de particules subatomiques ne peut pas être soutenu, mais le terme de « spin » a été inventé à ce moment-là et est resté en usage.

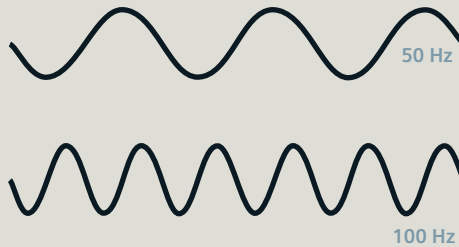
À propos des fréquences et des phases

Qu'entendons-nous par **fréquence** ? Il s'agit du nombre de révolutions ou d'oscillations d'un mouvement périodique par unité de temps.

Vous retrouvez cette notion dans votre voiture avec le compte-tours. Le compte-tours affiche par exemple 3000 tours par minute. Ce n'est rien d'autre qu'une fréquence.

3000 tr/min équivalent à 50 tours par seconde. L'unité de mesure du nombre de tours par seconde est le **hertz** (Hz). Dans notre exemple, la fréquence est donc de 50 Hz.

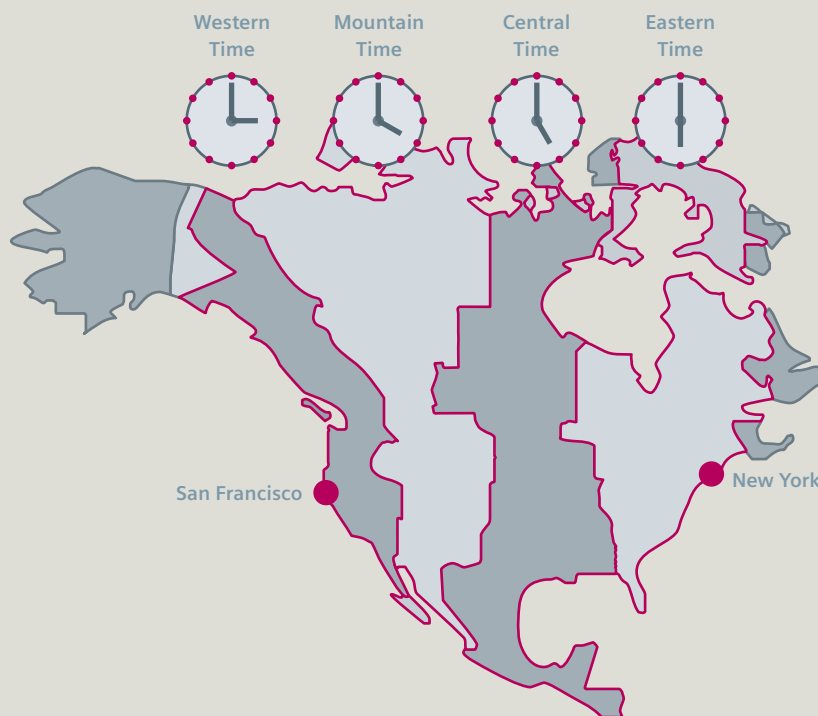
Si nous reportons des oscillations sur un axe de temps, nous obtenons les creux et les pics d'une onde sinusoïdale. Avec une fréquence d'oscillation double (100 Hz), la courbe sinusoïdale apparaît plus compressée.



Vous pouvez comparer une **phase** aux mouvements des aiguilles d'une montre ou d'une horloge. Les aiguilles vous montrent le décalage temporel entre deux états de la rotation.

Si votre montre avance d'une heure, vous pouvez considérer cela comme un « décalage de phase » d'une heure par rapport à l'heure locale. Vous pourriez corriger le réglage de votre montre en conséquence, en faisant tourner la petite aiguille en arrière de 30 degrés. Il n'est par contre pas possible de corriger le décalage de phase entre San Francisco et New York. Les trois heures de différence entre les deux villes est de nature durable. Si vous parcourez de longues distances en avion, vous ferez l'expérience de ce décalage horaire, « jet lag » en anglais. La plupart des oscillations, les ondes radio par exemple, contiennent ce type de « jet lag ».

Nous décrirons plus tard comment sont utilisés le décalage de fréquence et le décalage de phase pour calculer des images à partir des signaux IRM.



Petit retour sur la précession

Proportionnelle à l'intensité de champ

L'équation de Larmor

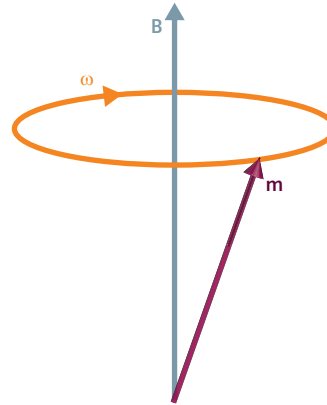
La fréquence de précession des spins est aussi connue sous le nom de fréquence de **Larmor**. Elle dépend du type de noyau et de l'intensité du champ magnétique appliqué.

La fréquence de Larmor ω augmente proportionnellement à l'intensité du champ magnétique B . L'équation suivante s'applique :

$$\omega = \gamma B$$

(Le facteur constant γ est appelé rapport gyromagnétique du noyau.)

Dans le champ magnétique terrestre, les spins précessent relativement lentement à une fréquence d'environ 2000 Hz (2 kHz).

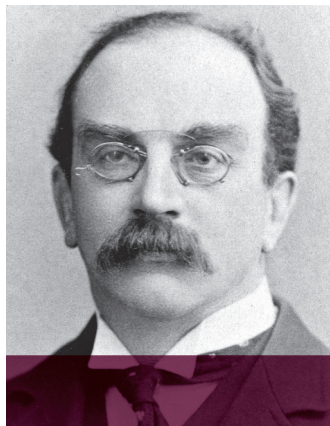


Précession, la forme subtile du mouvement en IRM

Dans le champ magnétique d'un scanner IRM, les spins entrent en précession à des fréquences comparables aux *radiofréquences*. Cela signifie que les spins effectuent un mouvement de précession à raison de plusieurs millions de révolutions par seconde. Si la fréquence de Larmor dans un champ magnétique de 1,5 tesla est de 64 Mhz, elle sera le double, par ex. 128 Mhz, dans un champ de 3 teslas.

La précession de Larmor est au cœur de la résonance magnétique. C'est la description physique la plus adéquate de la dynamique des spins dans les champs magnétique.

La précession de Larmor est *proportionnelle* à l'intensité du champ magnétique.



« *L'influence d'un champ magnétique sur les mouvements ... est exactement la même que celle d'une rotation avec une vitesse angulaire ω ... autour de l'axe du champ magnétique.* »

Joseph Larmor
(1857–1942)

Le spin est une quantité qui s'ajoute au moment angulaire total d'une particule. Dans cet ouvrage, nous n'examinerons pas le spin comme tel, celui-ci étant un objet complexe résidant dans un nuage de probabilité, décrit par la physique quantique. En IRM, nous limiterons nos réflexions aux composantes observables du spin le long d'un axe de quantification (parallèle « spin up » ou opposé « spin down » au champ magnétique). La valeur moyenne (valeur attendue) du moment magnétique du spin, visualisée par le vecteur de *polarisation du spin*, appelé aussi « vecteur de Bloch », est fondamentale pour l'IRM. Ce vecteur représente la quantité en précession. C'est la raison pour laquelle en IRM on parle de manière abrégée de « spin ».

Les spins nucléaires au-delà des protons

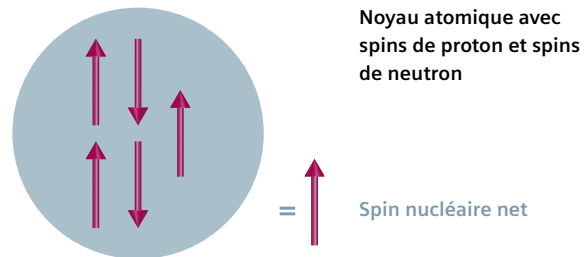
Les sources de l'imagerie par résonance magnétique

Noyaux avec spin net

L'IRM utilise surtout les noyaux d'hydrogène (protons). Les noyaux atomiques sont constitués de protons et de neutrons. Tous deux possèdent un spin.

Les noyaux avec un nombre *impair* de protons ou de neutrons ont un spin net appelé **spin nucléaire**. Parmi les exemples courants, citons : le carbone ^{13}C , le fluor ^{19}F , le sodium ^{23}Na ou le phosphore ^{31}P . Deux tiers des isotopes présents dans la nature possèdent un spin nucléaire net, les rendant aptes à être utilisés pour la résonance magnétique.

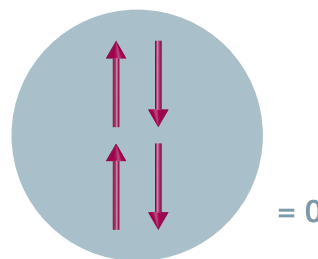
Comme nous l'avons expliqué précédemment, la fréquence de Larmor n'est pas seulement proportionnelle à l'intensité du champ magnétique externe, elle dépend aussi du type de noyau (identifié par le rapport gyromagnétique). Exposés à un champ de 1,5 tesla, les protons d'hydrogène précessent avec une fréquence de Larmor différente de celle des noyaux de phosphore par exemple.



Noyaux sans spin

Les noyaux avec un nombre pair de protons et de neutrons *ne possèdent pas* de spin nucléaire net. Ils sont magnétiquement neutres. Citons comme exemple l'oxygène ^{16}O (avec 8 protons et 8 neutrons) ou le carbone ^{12}C (avec 6 protons et 6 neutrons). Ces isotopes *ne sont pas appropriés* pour une utilisation en résonance magnétique.

Les noyaux atomiques avec un nombre *impair* de protons ou de neutrons possèdent un *spin net* et sont appropriés pour l'imagerie par résonance magnétique.



Dans les noyaux atomiques, deux particules identiques ne peuvent pas avoir le même état. Elles doivent aligner leur spin *antiparallèlement* et le spin net de ce « couple » de particules s'annule. Cette loi de la nature est appelée *principe d'exclusion de Pauli*. C'est la particule résiduelle qui crée le spin nucléaire. La présence d'un spin nucléaire *ne signifie pas* que le noyau est en rotation, mais qu'il possède un moment magnétique net.

La petite différence sur laquelle se fonde l'IRM

Voyons de plus près ces « responsables » de l'aimantation

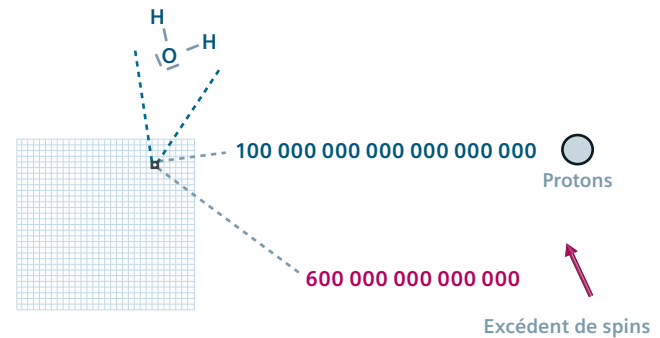
Introduction au concept d'excédent de spins

L'aimantation augmente dans un ensemble de spins parce que le rapport des spins en précession parallèlement et anti-parallèlement au champ magnétique externe n'est pas de 50/50, mais légèrement biaisée. Il existe un peu plus de spins pointés dans la direction du champ magnétique externe que de spins orientés dans la direction opposée. Nous ignorons la majorité des spins qui s'annulent réciproquement et nous nous intéressons uniquement aux **spins en excès** : le nombre relativement faible de spins considérés comme constituant l'aimantation longitudinale.

Le nombre des spins en excès dépend de différents facteurs. Leur nombre augmente :

- proportionnellement à la **densité protonique**
- avec l'intensité du champ magnétique externe
- avec la diminution de la température.

À la température du corps humain et une intensité de champ de 1 tesla, les spins en excès sont approximativement au nombre de 6, soit 0,0006 % de 1 million de protons dans un voxel d'eau.



L'excédent de spins ou différence de population des spins en précession dans un volume aimanté est exprimé par la distribution de Boltzmann bien connue en physique statistique.

Calcul de l'excédent de spins

Pour exprimer l'excédent de spins en pourcentage, plusieurs zéros seraient nécessaires après la virgule. Il existe donc un autre moyen d'exprimer cet infime rapport numérique. L'unité de mesure de très petites quantités est le ppm ou **parties par million**. Revenons à notre exemple à 1 tesla, le nombre de spins en excès est approximativement égal à 6 ppm.

Comme vous pouvez le constater, l'excédent de spins est relativement faible. Cependant le grand nombre de protons présents dans le corps humain permet d'obtenir un effet mesurable.

Exemple : un petit voxel de 1,5 microlitre d'eau est peuplé d'environ 10^{20} protons d'hydrogène (un 1 suivi de 20 zéros). À 1 tesla avec 6 ppm de spins en excès, cela se traduit par 600 billions de petits aimants de spins qui s'additionnent pour former une aimantation macroscopique.

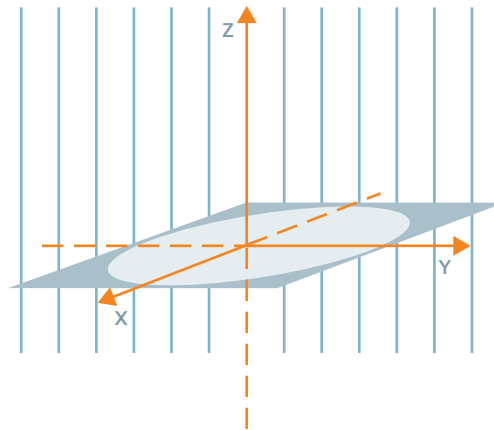
Les spins en excès sont le petit nombre de spins dans un voxel qui créent une aimantation nette.

Le plan XY

Adoptons les conventions suivantes :

Dans le système de coordonnées ordinaire XYZ, nous plaçons par définition l'**axe Z** dans la direction du champ magnétique externe.

Appelons **plan XY** le plan transversal aux lignes de champ.

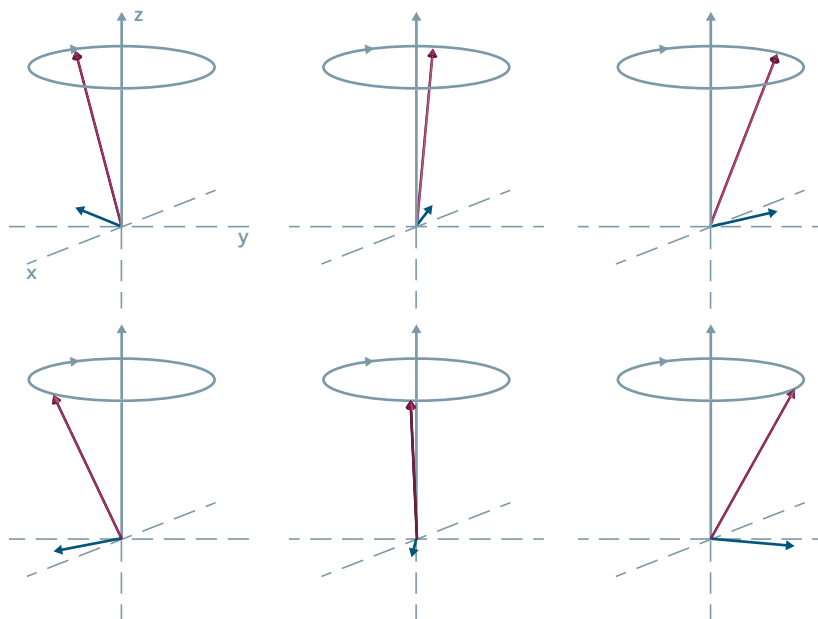


Le paquet de spins

Concentrons-nous sur l'excédent de spins dans un ensemble. Dans un souci de clarté, réduisons-les à un « paquet de six » avec des cônes de précession identiques, mais des phases différentes.

Alors que tous les spins du paquet ont une fréquence de précession identique, ils pointent dans des directions différentes. Les composantes transversales au champ magnétique (flèches en bleu), autrement dit parallèles au plan XY, s'annulent.

Par conséquent, l'aimantation sera générée uniquement le long de l'axe Z, comme somme statistique des composantes Z des vecteurs d'orientation des spins. C'est l'aimantation *longitudinale*.





CE QU'IL FAUT RETENIR

La précession des moments magnétiques des noyaux est due à la propriété de leurs spins. Nous pouvons décrire un spin comme une sorte de roue magnétique en rotation.

Deux tiers des isotopes présents dans la nature ont, tout comme l'hydrogène, un spin net qui les rend utilisables dans la résonance magnétique.

La vitesse de précession, connue sous le nom de fréquence de Larmor, dépend de l'intensité de champ magnétique appliquée. En IRM, nous nous attachons aux intensités de champ qui correspondent aux ondes radio de haute fréquence (en mégahertz).

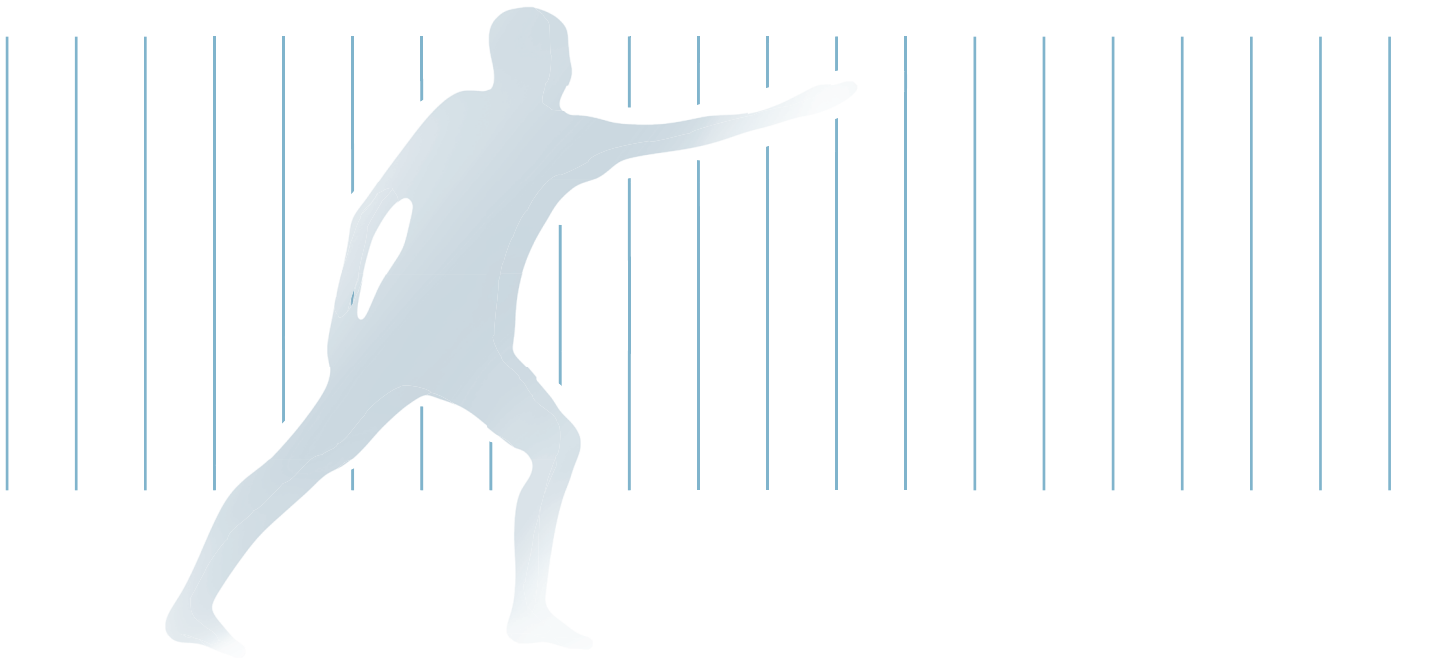
Un paquet de spins est un modèle pour l'excédent de spins en précession à la même fréquence dans un voxel, considéré comme une aimantation macroscopique.

La création de la résonance

Contraindre les spins à générer le signal IRM

L'excédent de spins dans un voxel crée une aimantation longitudinale statique. Pour générer le signal IRM, nous basculons l'aimantation de façon à ce qu'une composante entre en précession dans le plan XY.

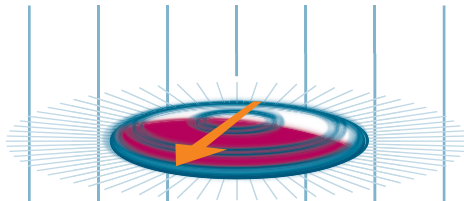
L'aimantation peut être basculée en appliquant une brève impulsion électromagnétique, l'**impulsion RF**.

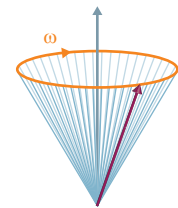
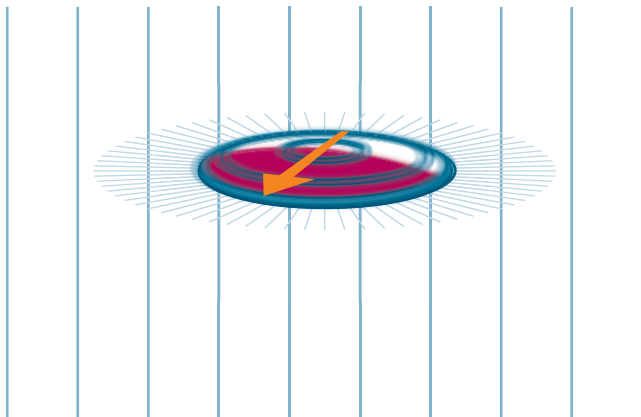


Les impulsions RF émises pendant l'examen d'un patient utilisent une *onde polarisée circulairement* qui contient un champ magnétique rotatif.

Les frisbees magnétiques

Qu'est-ce qu'une impulsion RF ? Imaginons un frisbee magnétique traversant soudainement le champ. Le frisbee agit comme un *aimant en rotation*. Comment un champ magnétique en rotation peut-il faire basculer l'aimantation ?





Satisfaire la condition de résonance

Pour un effet maximum, l'impulsion RF doit agir perpendiculairement au champ externe et être en **résonance** avec le paquet de spins en précession dans le voxel d'intérêt.

En physique, la *condition de résonance* est la suivante :

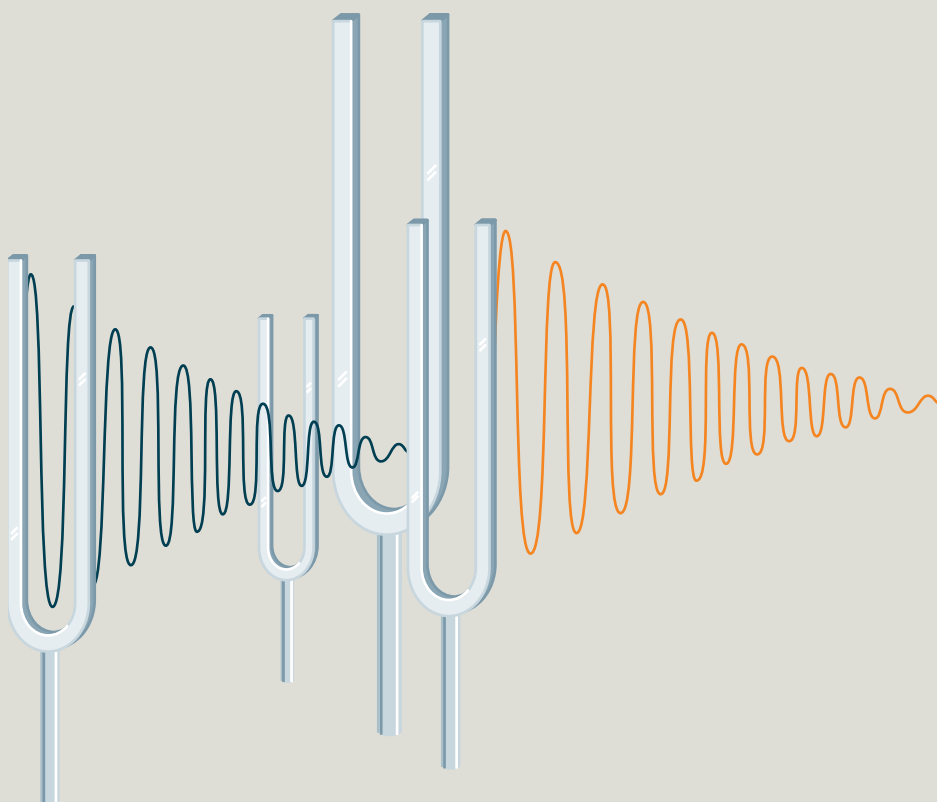
La fréquence de l'impulsion RF appliquée doit correspondre à la fréquence de Larmor des spins.

Revenons à notre exemple : l'aimant en rotation doit tourner à la vitesse de précession des spins.

À propos des résonances

La stimulation de la résonance en RM peut être comparée à des oscillations créées par un diapason. Lorsqu'on frappe les branches d'un diapason, elles commencent à vibrer et l'instrument émet un son spécifique. Le niveau sonore correspond à la fréquence d'oscillation de l'onde acoustique.

Si vous introduisez un second diapason vibrant à la même fréquence, il commencera à osciller en réponse aux ondes acoustiques émises par le premier diapason. Les deux diapasons sont alors en résonance.



Basculement de l'aimantation

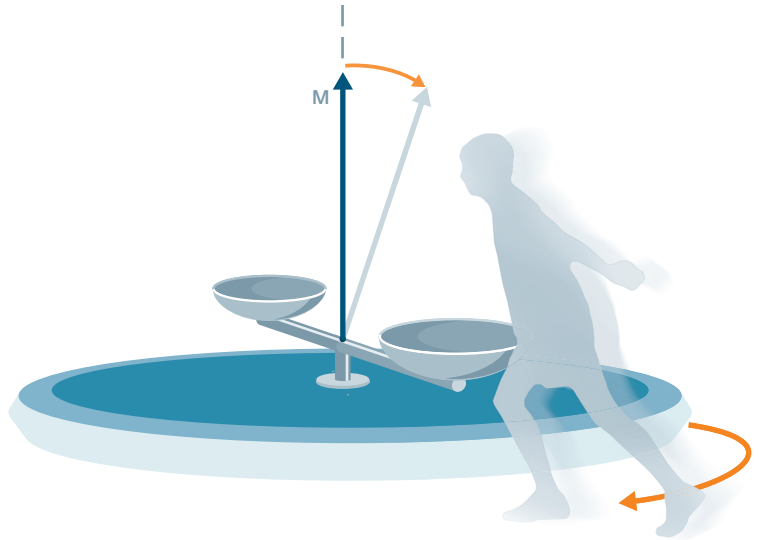
Un référentiel tournant

L'exemple du manège

Que se passe-t-il exactement pendant la résonance magnétique ?
Raisonnons de nouveau par analogie :

Imaginez que vous êtes un aimant en rotation (l'impulsion RF) et que vous entrez en *résonance* avec les spins en précession.

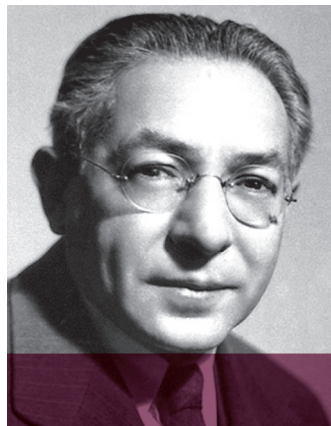
Pour cela, vous courez autour d'un carrousel de spins en jetant des pierres dans le plateau d'une « balance de spins ». Votre temps est limité. Si vous courez trop vite ou trop lentement autour du plateau du manège, vous perdez le rythme. Vous devez alors attendre une rotation complète pour atteindre la balance et vous ne pouvez y jeter qu'une seule pierre. Par contre, si vous maintenez le même rythme que la balance, vous pouvez lancer autant de pierres que vous voulez dans le plateau de la balance.



Au terme de nos efforts, la balance de spins perd son équilibre et son axe bascule tout simplement.

C'est exactement ce que fait l'impulsion RF : elle fait basculer l'aimantation (M).

Dans la résonance magnétique, le « manège » est le **référentiel tournant**, d'après Isidor Rabi et Felix Bloch.



*« Nous appliquons
au système ... un
champ magnétique
supplémentaire qui
est beaucoup plus
faible que H_0 et qui lui
est perpendiculaire ».*

Isidor I. Rabi
(1898–1988)

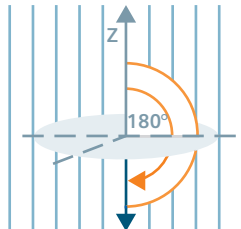
Le physicien américain Isidor Rabi (prix Nobel de physique en 1944) découvrit la résonance magnétique en 1938 en utilisant la technique des faisceaux moléculaires. Le basculement des spins autour de l'axe de champ des impulsions RF, perpendiculairement à la précession de Larmor, est connu sous le nom de « précession de Rabi ».

« Après la première expérience, tout devint facile. Puisque vous faites des expériences de ce type, il doit y avoir quelque chose d'esthétique. »

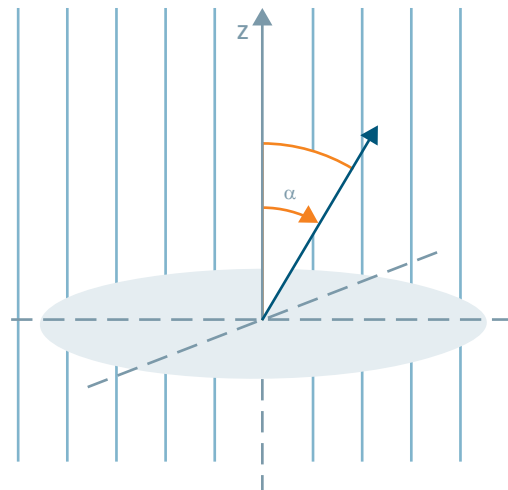
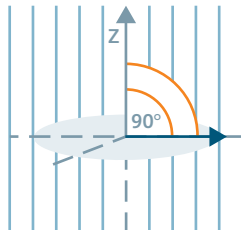
Impulsions et angles de bascule

Plus l'énergie de l'impulsion RF est forte, plus l'angle de bascule de l'aimantation sera grand. L'**angle de bascule** est symbolisé par la lettre grecque α .

Une **impulsion de 180 degrés** bascule l'aimantation dans le sens opposé de l'axe Z.



Une **impulsion de 90 degrés** bascule l'aimantation exactement dans le plan XY.



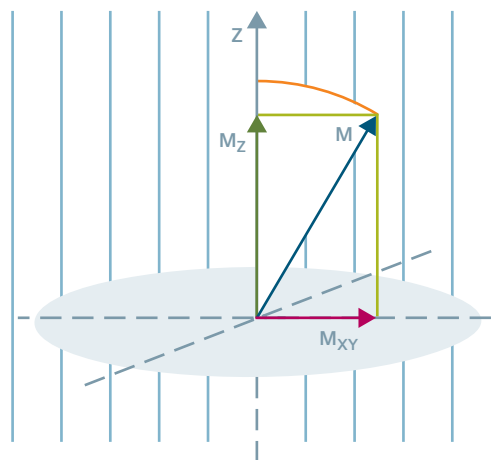
Décomposition de l'aimantation

Comme un vecteur, l'aimantation basculée se décompose en deux composantes perpendiculaires entre elles :

L'**aimantation longitudinale** M_z est la partie du vecteur qui pointe dans la direction Z, le long du champ magnétique externe.

L'**aimantation transversale** M_{xy} est la composante du vecteur qui tourne autour du champ externe dans le plan XY. Quelle est sa vitesse de rotation ? L'aimantation transversale tournante est la somme des spins qui tournent en phase dans le plan XY, équivalant à la fréquence de Larmor. Par conséquent, l'aimantation transversale tourne aussi à la fréquence de Larmor.

Après la résonance magnétique, l'aimantation transversale résultante tournera à la fréquence de Larmor.



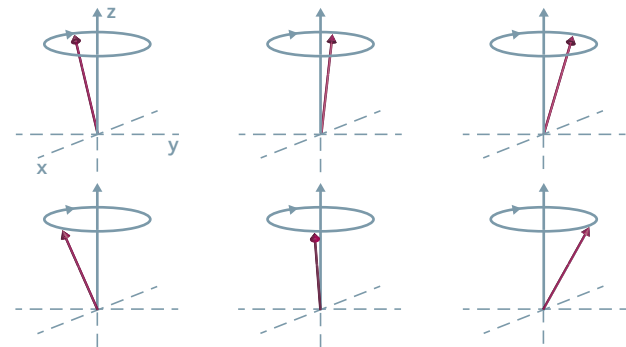
Un examen plus approfondi de l'état de résonance

Vue sous l'angle du paquet de spins

Sous l'effet d'une **impulsion de 90 degrés**, l'aimantation bascule dans la direction transversale, autrement dit dans le plan XY. Tant que l'impulsion RF reste appliquée, deux champs magnétiques agissent : le champ statique et, pour un court laps de temps, le champ tournant RF.

En utilisant un stratagème particulier, nous pouvons faire disparaître le champ statique : il suffit de grimper sur le carrousel (le référentiel tournant) avec les spins. Une fois dessus, les spins « subissent » l'influence du champ tournant RF (l'aimant frisbee). Dès lors que ce champ tourne en résonance avec le paquet de spins, son axe apparaît comme étant *statique* par rapport aux spins.

Comment réagissent les spins à cette excitation magnétique ?

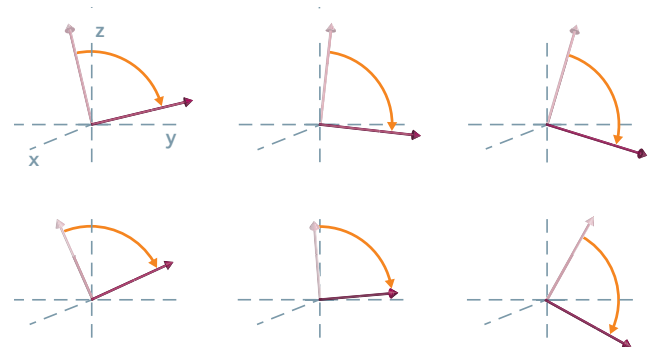


Avant l'impulsion de 90 degrés

Le paquet de spins entre en précession « vers le bas » en direction du plan XY. Après une impulsion de 90 degrés, ils se concentrent dans la direction horizontale (vers la droite dans notre exemple).

Comme vous pouvez le voir dans le croquis, les composantes XY du paquet de spins ne pointent plus de manière aléatoire dans toutes les directions, mais plus ou moins dans une seule et même direction. Leur mouvement de précession est devenu *cohérent* et génère une aimantation transversale.

Lorsqu'une **impulsion de 180 degrés** est appliquée, le paquet de spins tournera jusqu'à basculer vers le bas de 180 degrés. De la même manière, l'aimantation longitudinale s'orientera antiparallèlement au champ externe.



À la fin de l'impulsion de 90 degrés

Venons-en au signal IRM

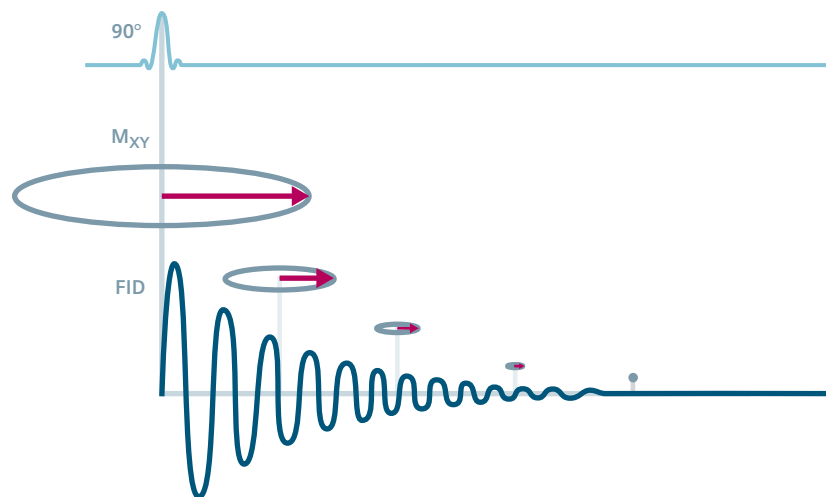
Oscillation à la fréquence de Larmor

Rotation de l'aimantation transversale

L'aimantation transversale M_{xy} , sous réserve d'un champ magnétique externe, se comporte comme un aimant tournant. Vous pouvez déplacer une antenne dans l'aimant et y induire une tension électrique.

Le parcours de la tension dans le temps constitue le **signal IRM**. Plus l'aimantation transversale est forte dans un voxel, plus le signal IRM est élevé.

Le contraste d'image est créé par l'acquisition de différents signaux dans différents voxels.



Signal de précession libre (FID)

Notez que le signal IRM décroît relativement vite. Dès lors que l'aimantation transversale

- *précesse librement*,
- *induit* un signal et
- *chute* immédiatement

à la fin de l'impulsion RF, ce signal RF est appelé **signal de précession libre** ou **FID** (Free Induction Decay).

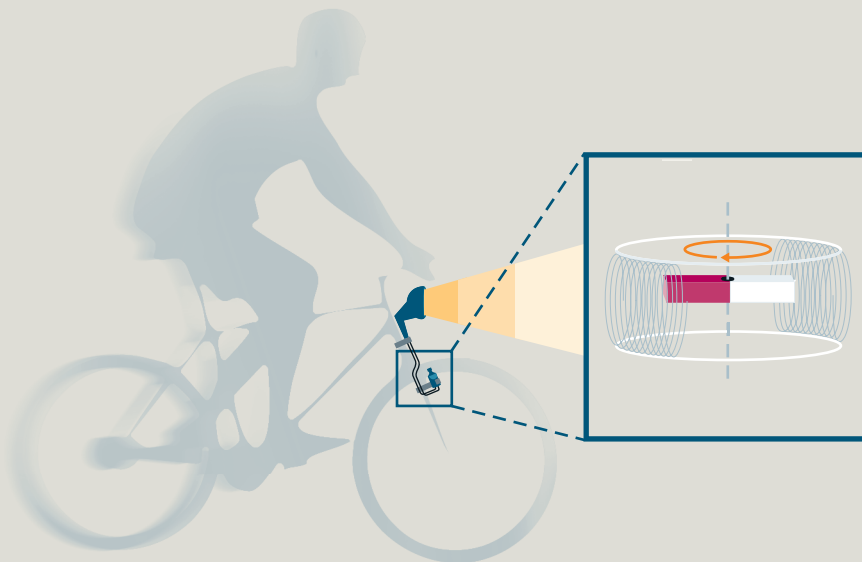
Étant donné que l'aimantation transversale ne tourne pas indéfiniment, mais va décroître, le signal induit faiblit lui aussi.

Les raisons de cette décroissance du signal IRM sont expliquées au chapitre 2, *Échos, décroissance et relaxation*.

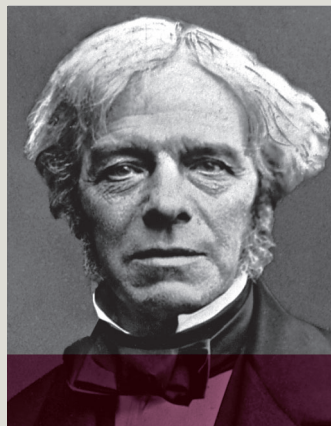
À propos de l'induction

Nous savons qu'un champ magnétique changeant d'intensité ou de direction génère une tension électrique dans une bobine. C'est la raison pour laquelle nous parlons d'**induction électromagnétique**.

Nous utilisons cette induction chaque jour. Par exemple, la dynamo d'un vélo contient un aimant qui est entraîné par la roue du vélo et dont le champ magnétique change continuellement de direction.



Ces modifications dans le champ magnétique induisent un courant dans la bobine qui peut être utilisé pour allumer la lampe du vélo. Plus la dynamo tourne vite, plus le courant électrique induit est élevé et plus la lumière est intense.



*« Si l'on fait mouvoir
un simple fil, comme
le rayon d'une roue,
près d'un pôle
magnétique, il se
manifeste dans toute
la longueur du fil un
courant électrique... »*

Michael Faraday
(1791–1867)

L'induction électromagnétique est un effet de champ proche et peut être décrit par l'électrodynamique classique. Le signal IRM est considéré parfois comme une onde de radiofréquence reçue par l'antenne RF comme un signal radio. En IRM toutefois, l'onde radio des spins est négligeable. Le champ de Faraday de la bobine est beaucoup plus grand et responsable du signal détecté.

Michael Faraday n'a pas seulement expliqué les lignes de champ magnétique, il a aussi découvert le phénomène d'induction électromagnétique en 1831, appelé « induction de Faraday » en son honneur.



SYNTHÈSE

Dans un champ magnétique puissant, une distribution de l'aimantation variable locale est créée dans les tissus humains.

Le champ externe force les spins des protons à précesser à la fréquence de Larmor qui est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique.

L'environnement moléculaire force les spins à se réaligner, brisant la distribution uniforme le long du champ externe. Une faible aimantation se crée parallèlement au champ externe.

Lorsqu'elle est excitée par une impulsion RF de 90 degrés, l'aimantation longitudinale est basculée dans le plan XY et tourne à la fréquence de Larmor.

L'aimantation transversale tournante génère le signal IRM dans une bobine réceptrice et décroît rapidement (signal de précession libre, FID).

Les aspects techniques

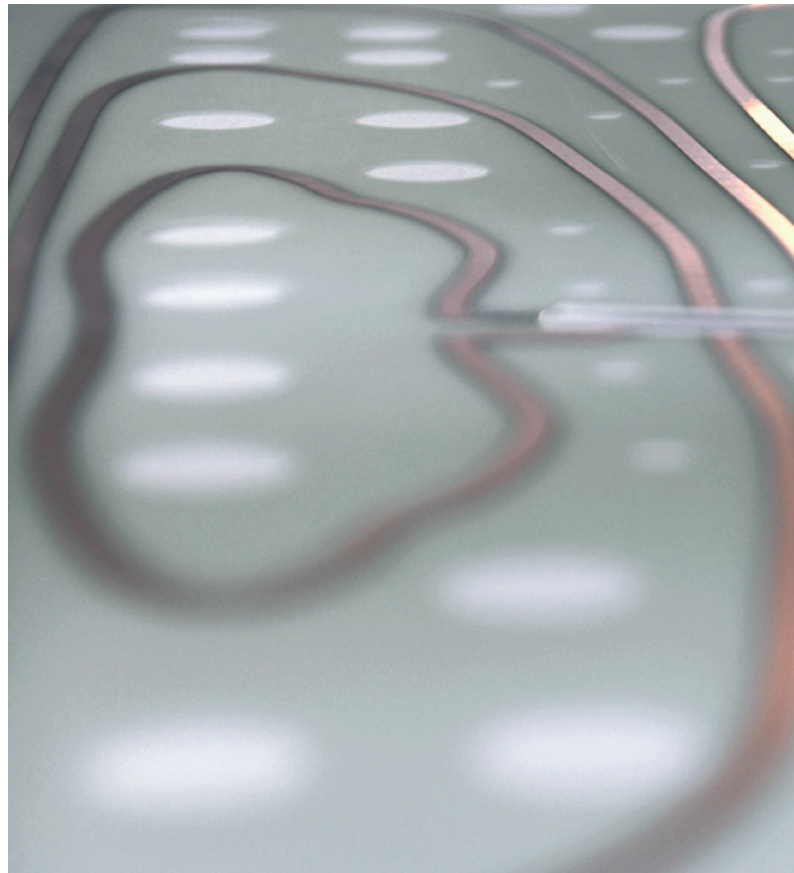
Les composants matériels de l'IRM

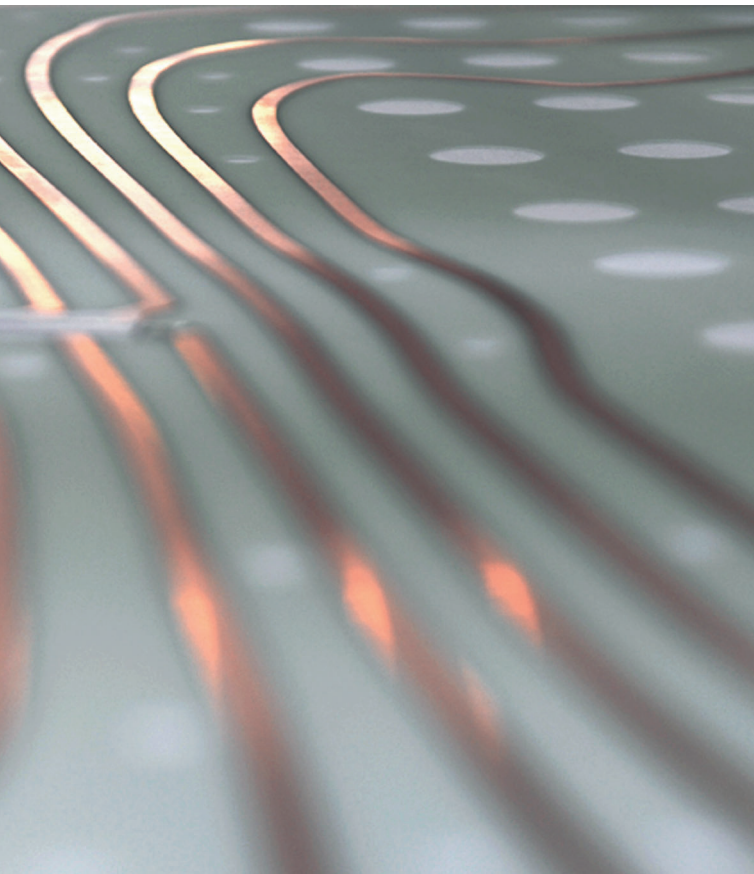
Les principaux composants du système

Un système IRM typique comprend trois composants ou sous-systèmes :

- un aimant avec un champ magnétique principal,
- un système de gradients et
- un système de radiofréquence (RF)

Le système de gradients est requis principalement pour localiser les coupes et les voxels et sera expliqué au chapitre 3, *Du signal à l'image*.





Le système informatique

Les trois sous-systèmes doivent être commandés pour générer et évaluer les images de RM de haute qualité, puis pour afficher les résultats mesurés. C'est le rôle du système informatique haute performance qui est composé des éléments suivants :

- le processeur d'images pour le calcul des images de RM à partir des données brutes acquises
- l'ordinateur central avec la console pour le technicien et
- le logiciel de commande et d'évaluation pour l'exécution des mesures et la création des images résultantes à valeur diagnostique

L'aimant principal

Un aimant puissant

Le champ magnétique homogène requis pour l'imagerie par RM est généré par un aimant puissant. Cet aimant est le composant le plus important, mais aussi le plus cher du système de RM.

Des électroaimants supraconducteurs sont généralement mis en œuvre. Un champ magnétique puissant est généré par le courant électrique qui circule dans de grandes bobines.

Le champ magnétique homogène se situe au milieu du tunnel de l'aimant dont l'axe est parallèle à l'axe longitudinal du corps du patient.

Aimants supraconducteurs

Voilà comment fonctionne un aimant supraconducteur : à température normale, un conducteur électrique est résistif. Sans alimentation constante, un courant électrique injecté dans un circuit commencerait à décroître puisqu'il connaît une perte d'énergie.

Les supraconducteurs sont des matériaux qui, à très basse température proche du zéro absolu (0 Kelvin = -273°C), n'ont pas de résistance électrique. Un courant élevé constant (supérieur à 400 ampères) circulera pendant des années sans une puissance ou tension électrique. Pour cette raison, le supraconducteur doit être maintenu à des températures vraiment très basses. Le réfrigérant utilisé est de l'hélium liquide.

Le système RF

Le système de radiofréquence (RF)

Les spins des protons dans les tissus humains sont excités par des champs magnétiques alternatifs appliqués brièvement dans la plage des radiofréquences. Ces impulsions RF sont émises, le signal IRM généré par l'aimantation transversale tournante doit être capté.

Le système de RF d'une installation IRM se compose des éléments suivants :

- Antennes RF
- Amplificateur des RF émises pour envoyer des impulsions RF
- Amplificateur des RF réceptionnées pour amplifier le signal IRM reçu

Antennes RF

L'antenne émettrice pour le corps entier est intégrée dans le tunnel de l'aimant. Les antennes réceptrices locales ont des tailles et des formes différentes. La forme de l'antenne est déterminée par la région du corps à laquelle elle est dédiée. Selon la région du corps à examiner, les antennes sont placées sur le corps du patient.

Plus la géométrie d'une antenne adopte la forme anatomique du corps humain, moins le signal indésirable provenant des tissus voisins aura de l'influence sur le processus d'imagerie.

Des antennes en réseau sont utilisées pour examiner de grandes régions du corps. Elles comprennent généralement plusieurs éléments d'antenne plus petits combinables en fonction de la zone à examiner.

Le champ magnétique : aspects relatifs à la sécurité

Effets biologiques

Le puissant champ magnétique du scanner RM affecte les tissus comme tout autre matériau magnétisable situé à proximité de l'aimant.

Depuis l'introduction de la tomographie par RM, nombreuses ont été les études menées pour déterminer les effets biologiques du champ magnétique statique. Les effets connus sur le patient sont par exemple des vertiges ou des douleurs d'estomac, mais aussi un goût métallique dans la bouche. La plupart de ces effets ne se manifestent qu'à des intensités de champ magnétique supérieures à 3 teslas. Ce sont des *effets à court terme*, qui se manifestent chez le patient exclusivement dans le champ magnétique ou juste après en être sorti. À ce jour, aucun effet biologique à long terme n'a été observé.

La distribution des courants surfaciques pendant un ECG altère le champ magnétique (effets magnétohydrodynamiques). Elle n'affecte pas les fonctions cardiaques, mais uniquement le signal ECG observé.

Effets de l'aimantation sur les appareils et matériaux

Les matériaux magnétisables, le fer par exemple, sont attirés par l'aimant d'IRM. Ce phénomène constitue une source de risque potentielle pour le patient et le personnel manipulateur. Des forces considérables sont générées, exerçant une attraction même sur de grandes masses de fer, les propulsant en direction de l'aimant. La force exercée est proportionnelle à la masse impliquée.

Des éléments métalliques présents dans le corps du patient peuvent également être une source de danger. Des éclats de métal, des agrafes ou des aiguilles à injection peuvent changer de position dans le corps sous l'effet des forces magnétiques.

Les implants électriques tels que les stimulateurs cardiaques ou les aides auditives sont particulièrement sensibles. Dans les recommandations et directives nationales et internationales, la zone d'exclusion/de sécurité pour les stimulateurs cardiaques a été établie à une intensité de champ de 0,5 mT à l'extérieur de l'aimant.

Le bon fonctionnement des aides auditives peut être compromis dans des champs magnétiques puissants.

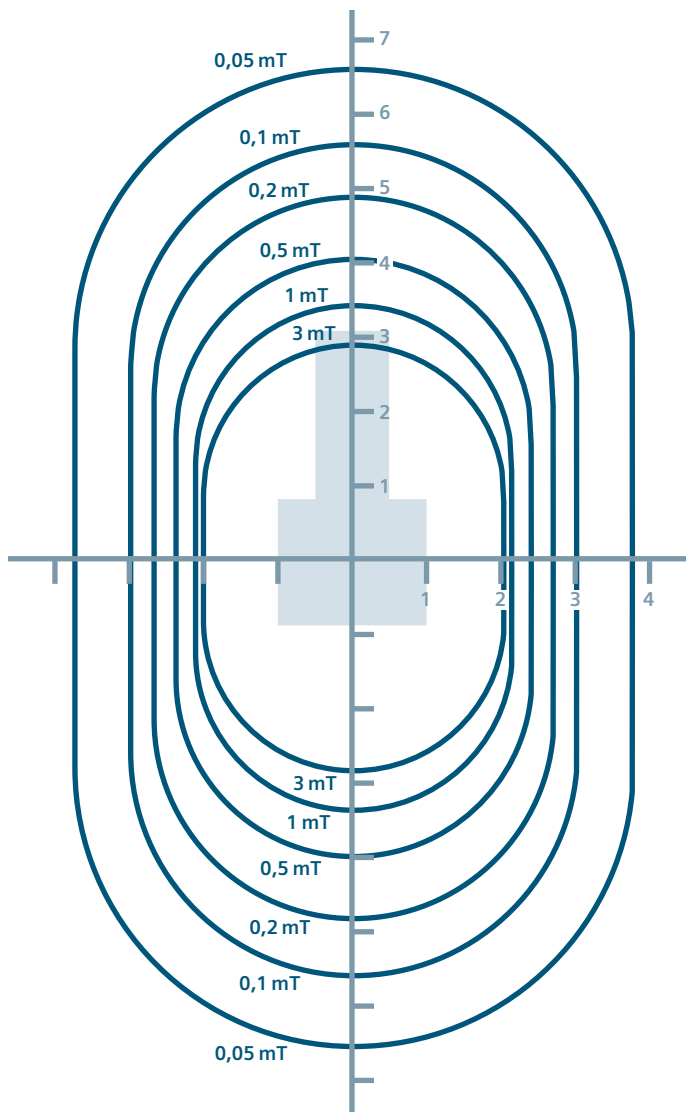
Dans chaque cas, il est nécessaire de questionner le patient avant tout examen par IRM. Si un « doute raisonnable » persiste, il conviendra d'appliquer une autre méthode d'examen.

Le bon fonctionnement des appareils mécaniques et des composants électriques *n'est pas* assuré à proximité de l'aimant. Le fonctionnement des horloges, appareils respiratoires, appareils de surveillance, pompes à infusion et autres accessoires peut être influencé par le champ de dispersion magnétique. Il en va de même pour les ordinateurs et supports de données magnétiques. Le codage des cartes de crédit peut être effacé à proximité de l'aimant.

Effet du champ de dispersion

Les aimants utilisés aujourd'hui dans les tomographes RM corps entier ont des intensités de champ allant jusqu'à 3 teslas, voire 7 teslas dans des cas spéciaux. Les aimants de RM ne génèrent pas seulement le champ nominal désiré dans la région de l'examen, mais aussi un **champ de dispersion** à l'extérieur de l'aimant.

L'intensité du champ de dispersion tout comme sa distribution spatiale dépendent de la configuration de l'aimant, de sa taille et de son champ magnétique de base.



Blindage du champ de dispersion

Dans le cas des aimants supraconducteurs, la protection contre le champ de dispersion est assurée par des mesures limitant la zone de sécurité externe.

À ce jour, on met en œuvre un **blindage actif**. Le champ de dispersion est largement compensé par des bobines supraconductrices supplémentaires placées à l'opposé des bobines génératrices du champ.

Le champ RF : aspects relatifs à la sécurité

Échauffement des tissus

Les ondes électromagnétiques de RF génèrent des courants dans les tissus conducteurs d'électricité et stimulent les molécules dans les tissus. Les oscillations qui en résultent entraînent un échauffement des tissus. Généralement, l'augmentation de température est inférieure à 1 degré Celsius.

Le **débit d'absorption spécifique** (SAR) est la quantité d'énergie RF absorbée par unité de temps et par kilogramme.

Pour des raisons de sécurité, la puissance RF émise par le système dans le corps humain est surveillée et les valeurs de SAR correspondantes sont limitées en conséquence. Les valeurs limites préconisées par la CEI sont de 4 W/kg (corps entier), 4–10 W/kg (corps partiel), 20 W/kg (SAR local pour la tête, le tronc) et 40 W/kg (SAR local pour les extrémités).

Si l'antenne RF réceptrice est en résonance avec l'émetteur, il peut y avoir une augmentation du champ de RF à proximité de l'antenne. Cette augmentation de l'intensité du champ est à surveiller attentivement en particulier lorsqu'elle se produit à proximité des yeux. Pour éliminer cet effet, le système effectue un découplage de l'antenne réceptrice au moment de l'émission.

Le champ RF peut induire des courants alternatifs dans des implants métalliques ou des câbles proches du patient (les câbles ECG par exemple), entraînant un échauffement local.

Les avertissements sur le système, les étiquettes et les consignes de sécurité sont à observer en permanence.

Interférences causées par d'autres systèmes

Le champ RF émis par les antennes émettrices peut se superposer à la tension présente dans des appareils externes et parasiter le fonctionnement de ces derniers.

Inversement, des appareils externes (radios, téléphones cellulaires, commandes électroniques, moteurs électriques) peuvent émettre des signaux parasites dans le système IRM et dégrader la qualité des images.

Pour offrir la meilleure protection possible dans les deux sens, les systèmes IRM sont installés dans des salles étanches aux ondes RF, construites avec des matériaux conducteurs (cages de Faraday).





Échos, décroissance et relaxation

Après une excitation RF, l'aimantation transversale tournante diminue assez rapidement et le signal IRM décroît. Pendant un moment, nous pouvons créer des échos du signal IRM perdu. La récupération totale de l'aimantation longitudinale prend un certain temps. Ce processus est appelé la relaxation.

Une première esquisse de la relaxation

Deux processus apparemment indépendants

Décroissance et récupération

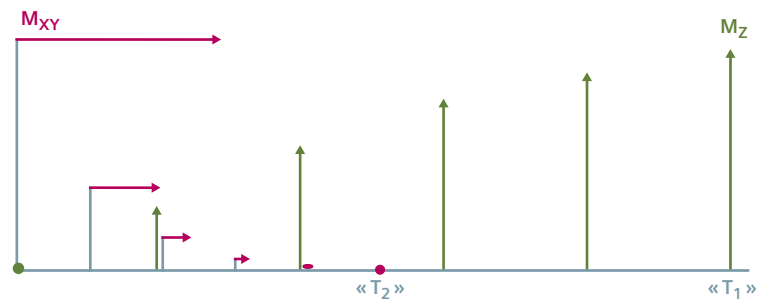
Dès que l'aimantation longitudinale a basculé dans le plan XY sous l'effet d'un champ alternatif (impulsion RF), elle commence immédiatement à tourner à la fréquence de Larmor, induisant le signal IRM (FID).

Deux évènements se produisent :

1. L'aimantation transversale M_{xy} (rouge) diminue.
2. L'aimantation longitudinale M_z (vert) récupère.

On pourrait penser que le phénomène est le suivant : le vecteur d'aimantation rebascule simplement dans sa direction d'origine, parallèle au champ externe.

Or, cela est faux.



Deux mécanismes de contraste supplémentaires

L'aimantation transversale M_{xy} décroît plus vite que le temps nécessaire à l'aimantation longitudinale M_z pour récupérer. Les deux processus évoluent de manière exponentielle, mais avec des temps différents.

Un certain temps est nécessaire pour la récupération de l'aimantation longitudinale (représentée par « T_1 »). L'aimantation transversale disparaît cependant en un temps plus court (représenté par « T_2 »).

C'est la raison pour laquelle il ne s'agit pas simplement d'un rebasculement.

Mais il y a plus important : en dehors de la densité protonique, l'IRM dispose de deux mécanismes de contraste supplémentaires pour améliorer la valeur diagnostique.

Ces mécanismes sont connus sous le nom de **relaxation**.



« La relaxation peut être vue comme une friction venant contrebalancer le basculement causé par le champ alternatif. »

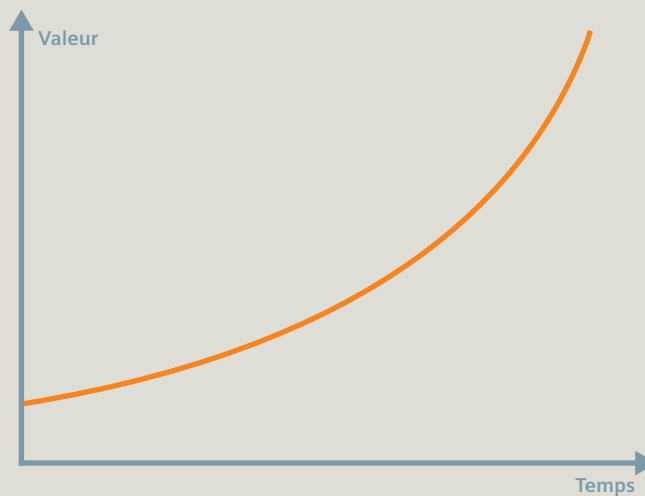
Felix Bloch
(1905–1983)

Le physicien américain d'origine suisse, Félix Bloch (prix Nobel de physique en 1952) a été le premier chercheur à établir les équations qui lui doivent leur nom, « équations de Bloch », et qui décrivent le mouvement de l'aimantation macroscopique après la résonance. Les solutions de ces équations décrivent les deux processus de relaxation indépendamment l'un de l'autre, conduisant à une récupération exponentielle de l'aimantation longitudinale et à une décroissance exponentielle de l'aimantation transversale, avec des constantes de temps différentes.

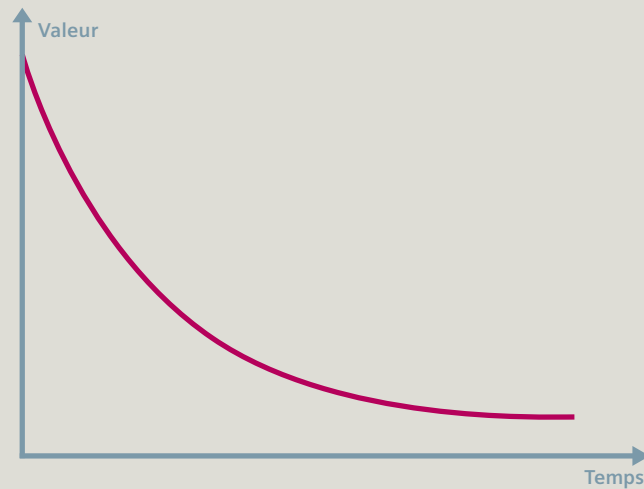
À propos des processus exponentiels

De nombreux processus naturels et sociaux peuvent être exprimés de façon mathématique plus ou moins simplement : ils sont exponentiels. L'augmentation d'une population de bactéries, une réduction de radioactivité, un intérêt composé — ce sont tous des processus exponentiels. Il se passe la même chose avec la relaxation de spins. Cela nous semble une raison suffisante pour regarder de plus près.

L'intérêt composé est un bon exemple de croissance incontrôlée. Supposons que vous avez des actions ou des fonds à taux fixe d'une valeur de 10 000 € investis à un taux d'intérêt de 10%. Au bout de 10 ans, votre pécule est passé à 26 000 €, au bout de 20 ans il est de 67 000 € et au bout de 50 ans, vous êtes millionnaire. Vos économies ont augmenté de 1,2 million d'euros.



L'inflation est un bon exemple de décroissance exponentielle. Disons que vous commencez avec un solde de trésorerie de 100 000 € et un taux d'inflation de 10%, la valeur de votre argent serait d'environ 34 000 € dans 10 ans, elle tomberait à 12 000 € dans 20 ans et serait pratiquement nulle dans 50 ans.



La relaxation, c'est facile

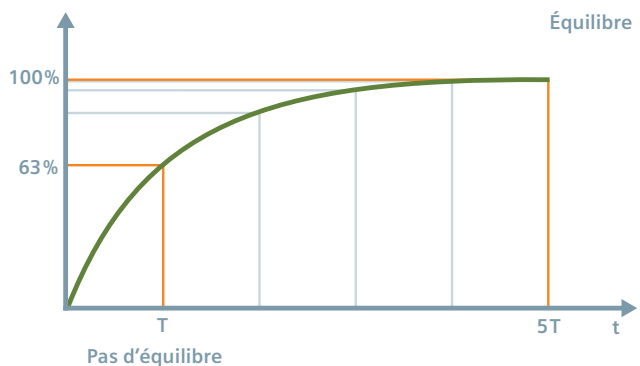
Tout est lié au choix du bon moment

La constante de temps en physique

Un processus exponentiel est exprimé par sa **constante de temps** T . Après écoulement du temps T , la récupération de la quantité physique atteint 63 % de sa valeur restante, après $2T$, elle atteint 86 %, après $3T$ 95 % et après $5T$, le processus est quasiment terminé.

L'intensité de la relaxation dépend de la distance qui sépare une quantité physique de son point d'équilibre. Plus le système est proche de l'équilibre, plus la relaxation est faible. Par conséquent, le processus de retour à l'équilibre ralentit jusqu'à ce qu'il atteigne une valeur de saturation.

Vous pouvez comparer ce processus à un ruban élastique : plus sa tension est importante, plus son rebond sera rapide.

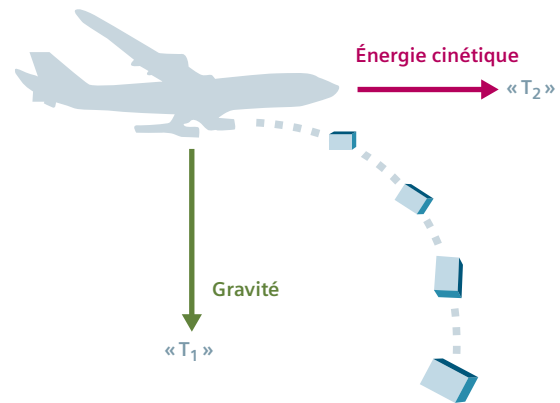


Une boîte en chute libre

Nous pouvons comparer les deux différents processus de relaxation en IRM à une boîte en chute libre. Imaginez que vous jetez une boîte dans le vide depuis une tour haute. Elle s'approchera du sol avec une vitesse croissante. La gravité terrestre en est la cause. Jusqu'ici, tout va bien.

Si vous jetez la boîte depuis un avion, deux « forces » seront à l'oeuvre : 1. la gravité, 2. l'énergie cinétique dans la direction de vol.

Le mouvement de la boîte est la *superposition* de deux mouvements exécutés indépendamment l'un de l'autre. Alors que la boîte tombe en direction du sol, s'en rapprochant de plus en plus, elle continue à suivre la direction de l'avion, décrivant ainsi une parabole.

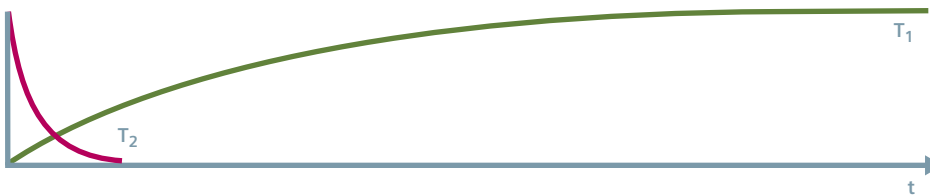


Il est plus facile de descendre une montagne que de la gravir

Résumons : l'aimantation longitudinale récupère pendant que l'aimantation transversale décroît. Comme cela a été mentionné précédemment, la décroissance de l'aimantation transversale se fait généralement *bien plus vite* que la récupération de l'aimantation longitudinale.

Les constantes de temps sont notées T_1 et T_2 .

Normalement, la constante T_2 est beaucoup plus courte que la constante T_1 .



La récupération longitudinale

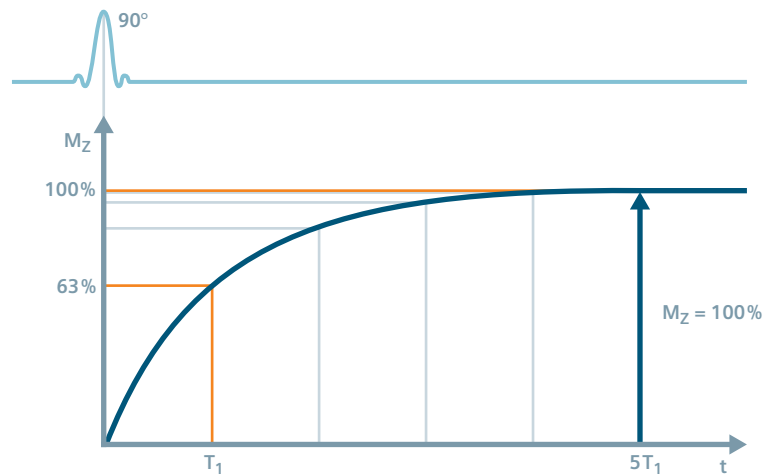
Retour à la valeur initiale maximale avec T_1

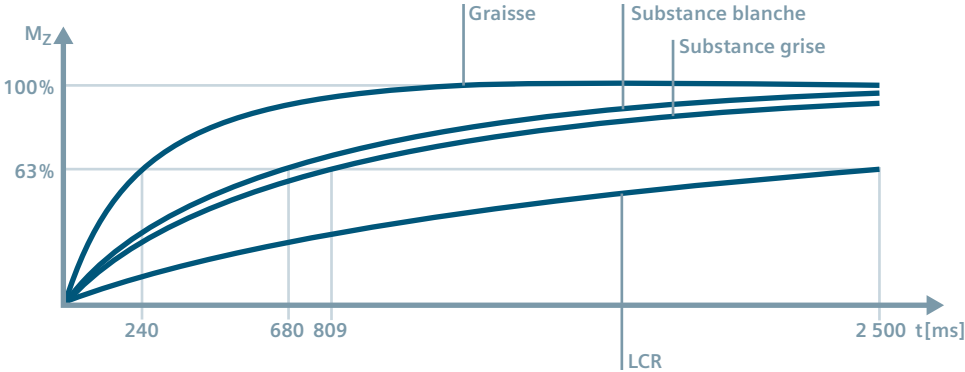
Retour à l'équilibre

La montée et la récupération de l'aimantation longitudinale est un processus exponentiel appelé **relaxation longitudinale**. La constante de temps est notée T_1 .

Remarque : T_1 n'est pas la durée de la récupération totale de l'aimantation, mais uniquement la *constante de temps* pour sa croissance exponentielle : après un intervalle de temps T_1 , l'aimantation longitudinale M_z a récupéré approximativement 63 % de sa valeur finale. Après 5 intervalles de temps T_1 , la récupération est pratiquement terminée.

Ce qui est important, c'est que la constante T_1 dépend du type de tissu.





La constante T_1 à la loupe

Des types de tissus différents présentent des temps de relaxation différents. C'est là que se trouve la clé de l'excellent contraste des images obtenu avec l'IRM. Comme le montre le tableau, la constante T_1 *dépend aussi du champ magnétique*.

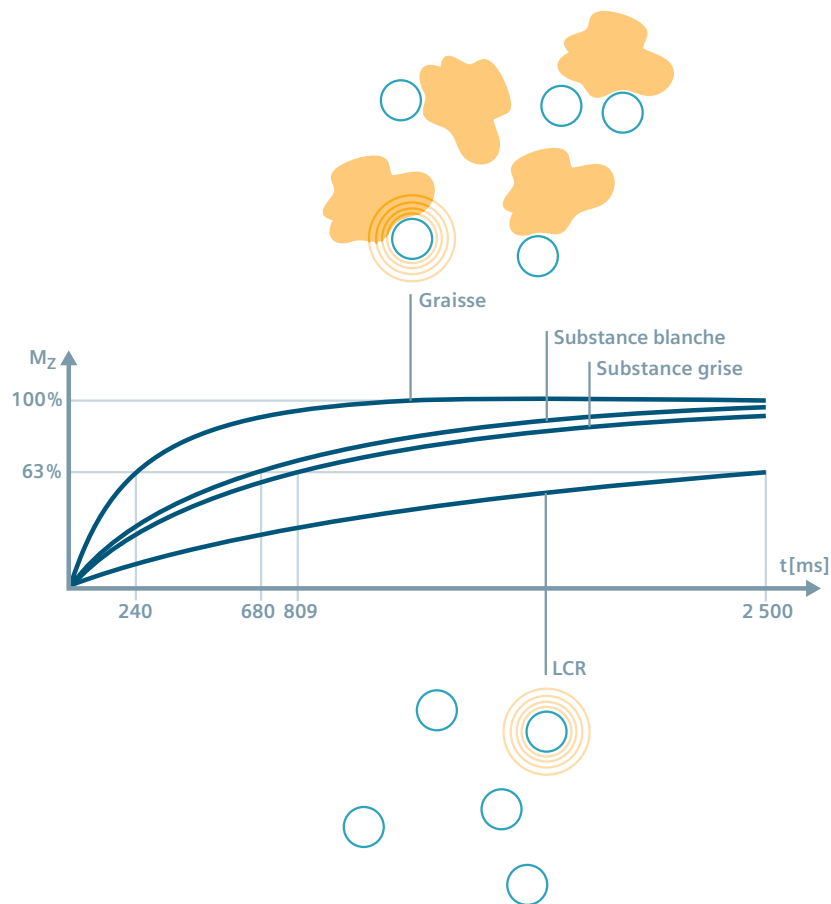
Constantes T_1 (en ms)

	0,2 tesla	1,0 tesla	1,5 tesla
Graisse		240	
Muscle	370	730	863
Substance blanche	388	680	783
Substance grise	492	809	917
LCR	1400	2500	3000

La graisse a un T_1 court, l'eau un T_1 long.

Causes de la récupération longitudinale

Les protons d'hydrogène dans le corps humain « subissent » en continu les champs magnétiques locaux et leurs fluctuations sont causées par le déplacement moléculaire. Ces minuscules fluctuations de champ s'ajoutent au champ externe. L'effet le plus significatif est généré par les oscillations transversales au champ magnétique principal, qui se confondent avec la *fréquence de Larmor* des protons. Ces « microrésonances » forcent les spins à modifier leur orientation de manière aléatoire par rapport au champ principal.



L'environnement protonique est fréquemment constitué de grandes molécules (lipides) et de macromolécules (protéines). Les protons d'hydrogène situés dans une molécule de graisse se déplaçant relativement lentement de même que les protons liés aux protéines subissent des fluctuations de champ locales importantes : la direction de leur spin change rapidement. Cela explique la *courte* relaxation T_1 du tissu graisseux par exemple.

Dans les fluides, la mobilité moléculaire de l'eau est beaucoup plus rapide que la plupart des fluctuations de champ. Les résonances avec des champs magnétiques oscillants sont moins fréquentes et plus faibles : les protons ne changent pas aussi vite la direction de leur spin. C'est la raison pour laquelle l'eau pure et le LCR montrent une relaxation T_1 relativement *longue*.

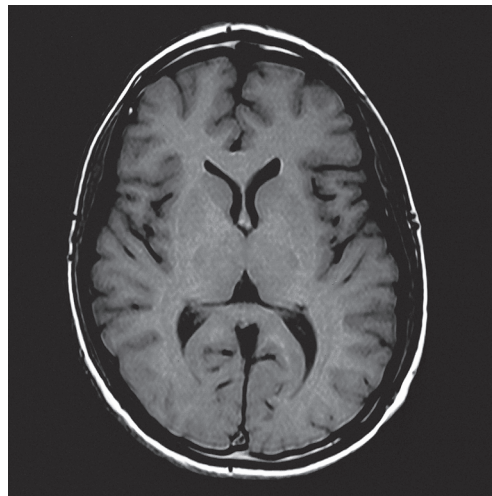
Le processus T_1 est souvent appelé « relaxation spin-réseau » parce que dans le domaine de la résonance magnétique à l'état solide, le milieu moléculaire environnant des noyaux est désigné par un réseau (« lattice »)

Ce processus se manifeste après l'application d'une impulsion RF et dès la montée de l'aimantation longitudinale, après l'introduction du patient dans le champ magnétique.

Une préfiguration du contraste T_1

Étant donné que différents types de tissus affichent une relaxation T_1 différente, cette différence peut s'afficher comme un contraste dans l'image en IRM. La manière dont cela se produit est expliquée en détail dans le chapitre suivant.

L'intérêt diagnostique en bref : un tissu pathologique présente une concentration d'eau différente de celle présente dans le tissu environnant et par conséquent une constante de relaxation différente. La différence de relaxation est visualisée par un contraste dans l'image en IRM.



Avec un contraste T_1 , le LCR apparaît en sombre dans l'image d'IRM

CE QU'IL FAUT RETENIR

Après une résonance, la récupération complète de l'aimantation longitudinale dans le temps dépend du type de tissu et de l'intensité du champ. Ce processus est appelé *relaxation longitudinale*.

La relaxation longitudinale évolue selon une courbe de croissance exponentielle, caractérisée par la constante de temps T_1 .

Étant donné que la constante T_1 dépend du type de tissu, cette caractéristique peut être exploitée pour le contraste de l'image en IRM.

Les fluctuations locales du champ magnétique générées par le déplacement moléculaire sont à la source de la relaxation T_1 . Les fluctuations du champ transversal dans la plage de la fréquence de Larmor génèrent l'effet le plus important et forcent les spins des protons à modifier leur direction de manière aléatoire.

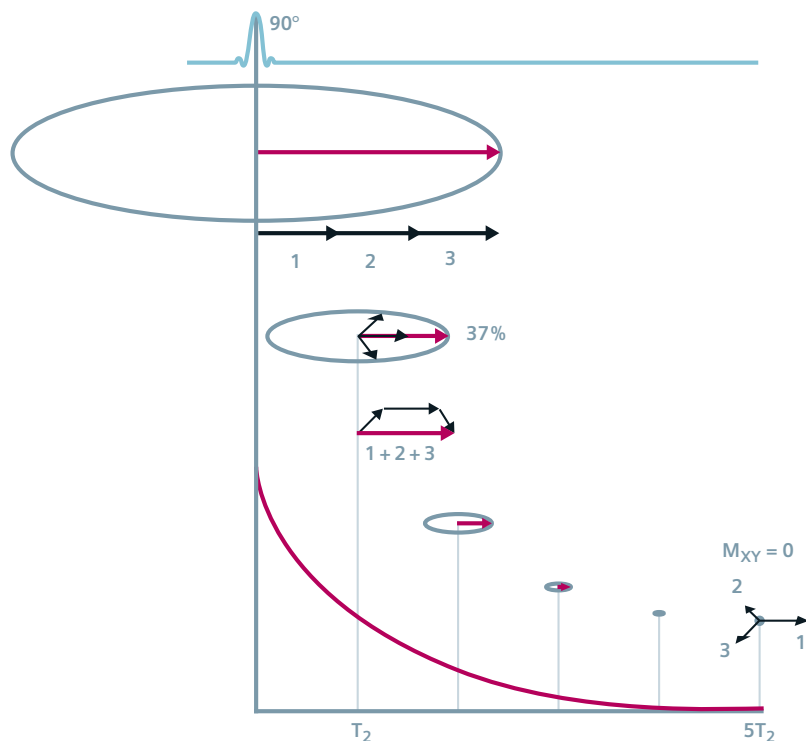
La décroissance transversale

La durée de vie du phénomène de résonance (T_2)

Le signal doit décroître

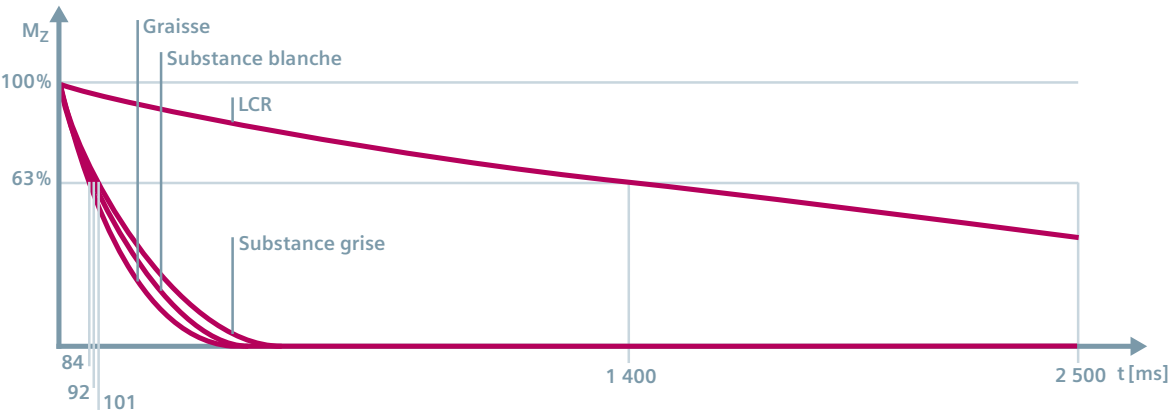
Juste après l'impulsion RF, les spins sont en *cohérence de phase*. Ils agissent comme un grand aimant tournant dans le plan XY. Ce faisant, ils peuvent induire un signal dans l'antenne réceptrice.

Cependant, les spins tournants perdent leur cohérence de phase par suite d'interactions moléculaires inévitables et l'aimantation transversale commence à décroître.



L'aimantation transversale diminuant, le signal de RM induit se détériore. C'est ce que nous appelons la **relaxation transversale**. Sa constante de temps est notée T_2 . Comme nous le verrons plus tard, il s'agit seulement du temps maximal pendant lequel la résonance magnétique persistera. En réalité, le signal IRM (FID) se dégrade plus rapidement.

Après l'intervalle de temps T_2 , la cohérence de phase des spins a chuté à environ 37%. Après 2 intervalles de temps T_2 , elle chute à environ 14 % et après 5 fois T_2 la cohérence de phase a quasiment disparu.



La constante T_2 à la loupe

T_2 est spécifique au tissu, mais largement indépendante du champ magnétique.

Constantes T_2 (en ms)

Graisse	84
Muscle	47
Substance blanche	92
Substance grise	101
LCR	1400

La graisse a un T_2 court, l'eau un T_2 long.

Raisons de la perte de cohérence

Il existe deux causes majeures de la relaxation transversale.

1. Comme nous l'avons observé, les fluctuations locales de champ sont responsables de la relaxation longitudinale. Ils ont aussi un effet sur la relaxation transversale : lorsque les spins des protons changent leur direction de manière aléatoire, ils perdent aussi leur cohérence de phase. C'est la contribution « T_1 » à T_2 .

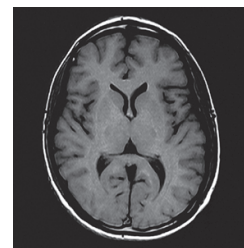
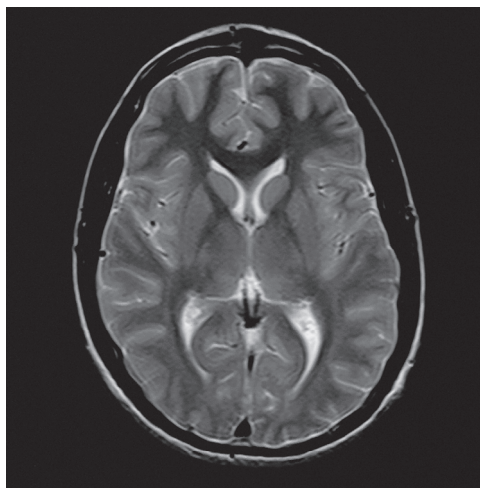
2. D'autre part, les champs magnétiques fluctuant dans la direction du champ magnétique externe font varier le champ local d'environ ± 1 millitesla. En conséquence, les protons voisins précessent avec des fréquences légèrement différentes d'environ 40 kHz autour de la fréquence normale de Larmor.

Des fréquences de précession légèrement différentes sont une cause supplémentaire de la perte de cohérence de phase : Il en résulte que l'aimantation transversale chute avant la récupération de l'aimantation longitudinale.

Bien que l'interaction entre les spins ne soit pas la seule source de relaxation transversale, le terme « relaxation spin-spin » a été introduit et s'est imposé.

Une préfiguration du contraste T_2

Étant donné que différents types de tissus affichent une relaxation T_2 différente, ces différences peuvent s'afficher comme un contraste dans une image de RM. Une explication détaillée figure dans le chapitre suivant.



Le contraste T_2 montre le LCR en clair dans l'image de RM — à l'inverse du contraste T_1

CE QU'IL FAUT RETENIR

L'aimantation transversale tournante commence à chuter juste après l'impulsion RF.

1. Les spins en précession perdent leur cohérence de phase jusqu'à ce qu'ils se retrouvent tous uniformément distribués dans le plan transversal.

2. Dans le même temps, la récupération de l'aimantation longitudinale débute.

La relaxation transversale évolue selon une courbe de décroissance exponentielle, caractérisée par la constante de temps T_2 , qui est une mesure de la vitesse de déphasage des spins.

La constante T_2 est également spécifique au tissu et contribue à la formation du contraste dans l'image.

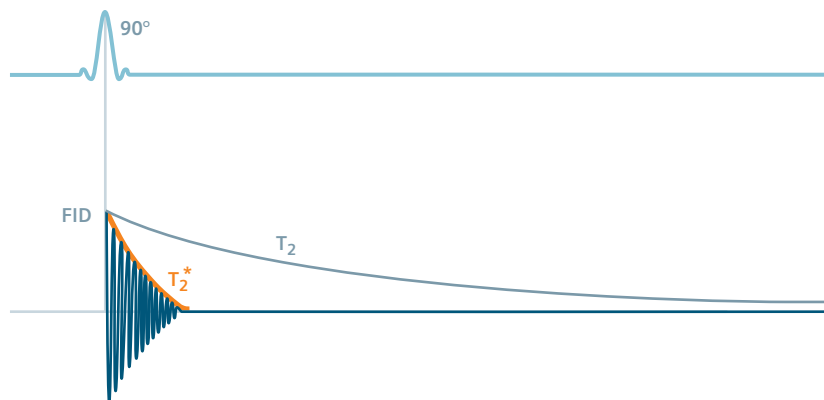
L'écho de spin

Le moment magique : la récupération du signal perdu

La véritable décroissance de l'induction libre (FID)

On pourrait s'attendre à une décroissance du signal IRM (FID) avec la constante de temps T_2 . Pourtant, la FID est plus rapide avec une constante de temps *effective* T_2^* (voir la figure).

Le champ magnétique statique tel qu'il est éprouvé par les spins n'est pas le même partout, il est en fait quelque peu **inhomogène**. Contrairement au processus de relaxation qui mène à la décroissance de T_2 , nous avons affaire ici à des différences qui sont purement statiques dans le champ magnétique et qui restent constantes dans le temps et dans l'espace. Il s'agit de variations de champ principalement spatiales, causées par le corps du patient, mais aussi par des inhomogénéités techniques émanant de l'aimant principal.

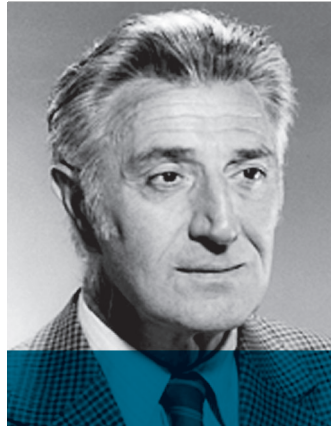


La décroissance T_2^*

Des inhomogénéités dans le champ magnétique statique s'ajoutent à la dispersion des spins : elles provoquent un déphasage plus rapide qu'avec la relaxation T_2 . Il s'agit de la décroissance T_2^* .

La cohérence de phase des spins semble irrévocablement détruite et plus rapidement que ne le « permet » la relaxation T_2 .

Ce n'est cependant pas le cas comme le démontre l'effet d'écho de spin.



Nous devons la découverte de l'écho de spin en 1950 au physicien américain Erwin Hahn, né en 1926 : la récupération du signal IRM en raison de la décroissance de T_2^* est réversible. Des échos peuvent alors être créés en utilisant des impulsions d'inversion différentes de 180 degrés, appelées aussi « échos de Hahn ». À l'origine, Hahn a utilisé un couple d'impulsions de 90 degrés.

« L'effet d'écho est provoqué en soumettant l'échantillon à deux impulsions RF successives. Un temps (TE) après ... la seconde impulsion, le signal d'écho apparaît. »

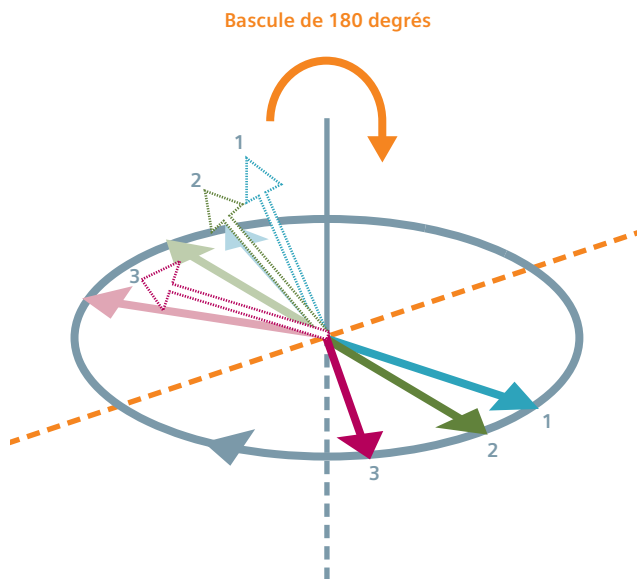
Erwin L. Hahn

Des pins retournés comme une omelette

Les différences du champ magnétique statique restant constantes dans le temps et l'espace, nous pouvons annuler leur effet par un « tour de magie ».

Nous donnons une injonction d'inversion, un « volte-face », au moyen d'une impulsion de 180 degrés. L'impulsion de 180 degrés retourne les spins comme une omelette : l'ordre des spins est inversé mais la direction des spins est maintenue.

Les spins plus rapides (1) se retrouvent dorénavant à l'arrière, rattrapant les spins en précession, plus lents (3).



À l'époque, Erwin Hahn expliqua l'effet d'écho en faisant une analogie avec un groupe de coureurs courant à allure différente. Pendant la course, le groupe de coureurs se disperse de plus en plus, apparemment de manière aléatoire. Il leur est demandé de faire demi-tour et de continuer à courir dans le sens opposé. Ce faisant, ils reviennent ensemble, exactement au même moment à la ligne de départ. Nous faisons l'expérience d'un « écho » du départ.

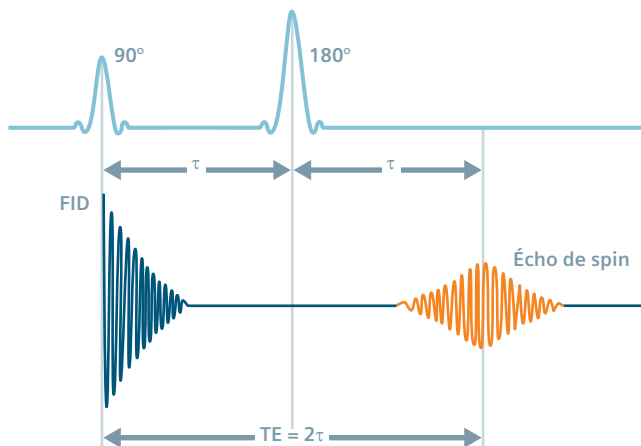
Il y a cependant anguille sous roche : les spins ne font pas demi-tour sous l'action d'une impulsion de 180 degrés. Cela ne se produirait qu'avec une inversion du champ magnétique principal. En réalité, les spins précèdent toujours dans la *même* direction, par exemple dans le sens horaire. C'est la raison pour laquelle nous préférons l'analogie avec « l'omelette retournée ».

Et voilà l'écho

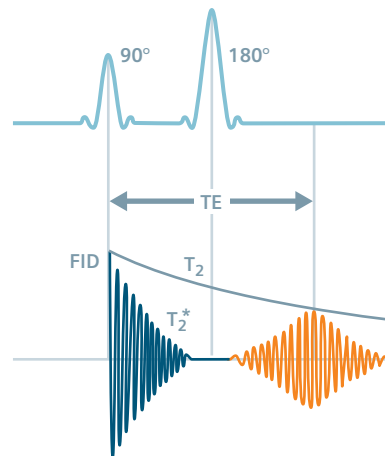
Ceci est l'effet de l'impulsion de 180 degrés : les spins déphasés reviennent en phase et un nouveau signal IRM est généré — l'**écho de spin**.

L'impulsion de 180 degrés est déclenchée après l'impulsion de 90 degrés et après un temps τ . Le signal d'écho de spin augmente au départ pour atteindre son maximum après deux fois le temps (2τ). Cette durée est appelée **temps d'écho** (TE). L'écho de spin diminuera lorsque ce temps sera écoulé.

Étant donné que la FID commence à chuter immédiatement après l'impulsion de 90 degrés, il est difficile de mesurer son intensité. Pour cette raison, les échos sont les signaux préférés en imagerie.



Remarque : le signal d'écho de spin décroît avec T_2^* , son intensité (amplitude, maximum) dépend cependant de la courbe de relaxation T_2 .



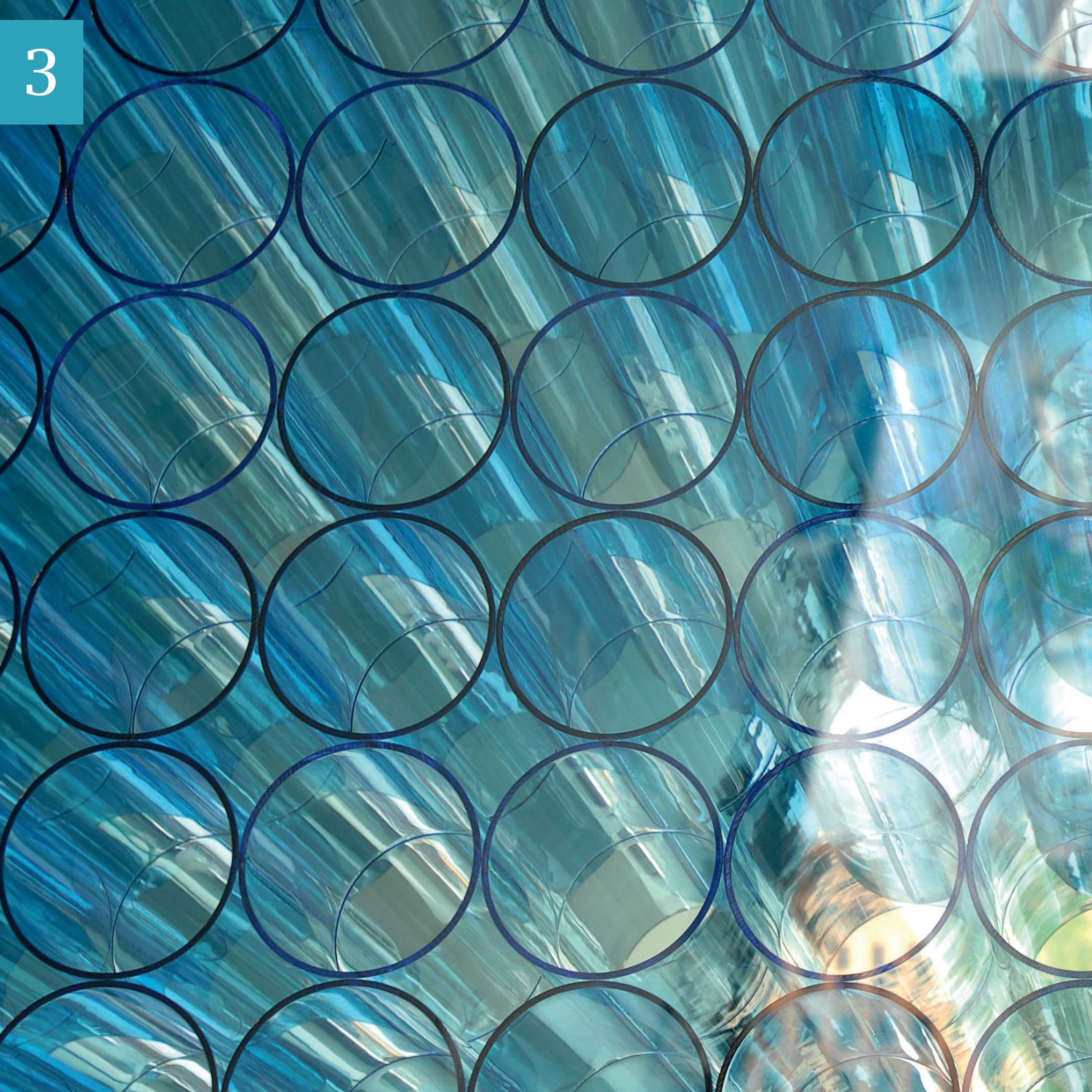
**CE QU'IL FAUT RETENIR**

Le signal IRM (FID) décroît en fonction de la constante de temps T_2^* très courte, plus courte que T_2 . La cause de cette décroissance rapide réside dans les inhomogénéités du champ magnétique statique. Celles-ci forcent les spins à se déphaser plus rapidement.

Nous pouvons récupérer le signal IRM avec une seconde impulsion, généralement une impulsion de 180 degrés. Nous appelons écho de spin ce signal IRM spécifique.

Règle générale :

$$T_2^* < T_2 < T_1$$



The background of the slide is a close-up photograph of a grid of circular, metallic-looking tubes. The tubes are arranged in a regular pattern, and their surfaces are highly reflective, showing bright highlights and dark shadows. A semi-transparent blue rectangular overlay covers the right half of the image, providing a background for the text.

Du signal à l'image

Comment générer une image montrant des
structures spatiales avec des valeurs de gris
différentes à partir d'un signal IRM ?



Gradients de sélection des coupes

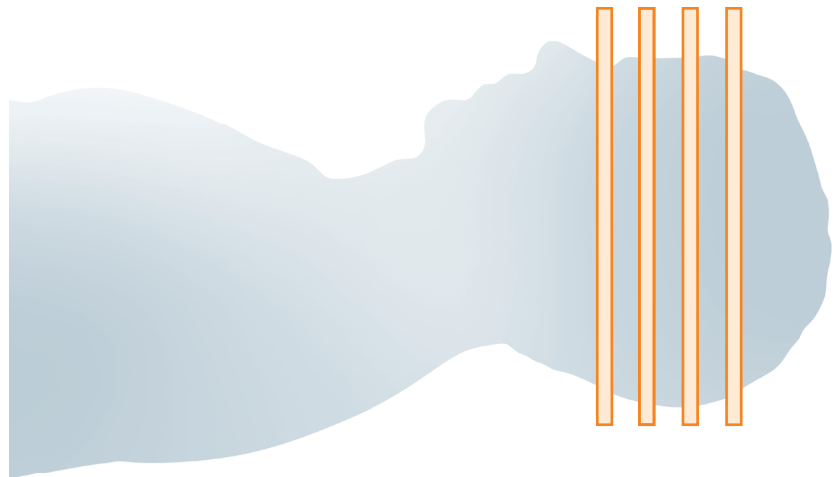
Création d'un « code postal » pour localiser la provenance du signal dans le corps humain

La question de l'imagerie

En imagerie tomographique, nous créons des images de coupe à des endroits bien définis dans le corps humain

Rappelons que le champ magnétique de l'IRM crée une distribution spatiale de l'aimantation longitudinale dans le corps du patient. Si nous excitons simplement tous les spins présents dans la tête d'un patient avec une seule impulsion RF par exemple, l'aimantation transversale moyenne dans cette région anatomique générerait le signal IRM. Nous n'obtiendrions aucune résolution spatiale.

La question demeure : comment faire la distinction entre les signaux IRM émanant de différents lieux anatomiques ?

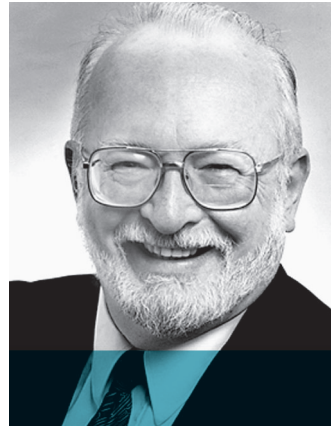


Le stratagème avec les gradients

Étant donné que le champ magnétique d'un scanner IRM n'est pas parfaitement homogène, les spins entreront en précession à des fréquences différentes. Cependant, seuls les spins qui précessent à la fréquence de Larmor entreront en résonance avec l'impulsion RF. Pour rendre le champ plus homogène, un processus technique est mis en œuvre, appelé le « shimming ».

L'idée révolutionnaire à l'origine de l'IRM a été de perturber (« unshim ») le champ magnétique de manière contrôlée : en utilisant des **gradients**.

Dans les différents lieux anatomiques, les spins précesseront à des fréquences différentes qui sont sous contrôle.



« La distribution de noyaux magnétiques tels que les protons ... peut être obtenue en imposant des gradients de champ magnétique ... et en mesurant les intensités en fonction du champ magnétique appliqué. »

Paul C. Lauterbur
(1929–2007)

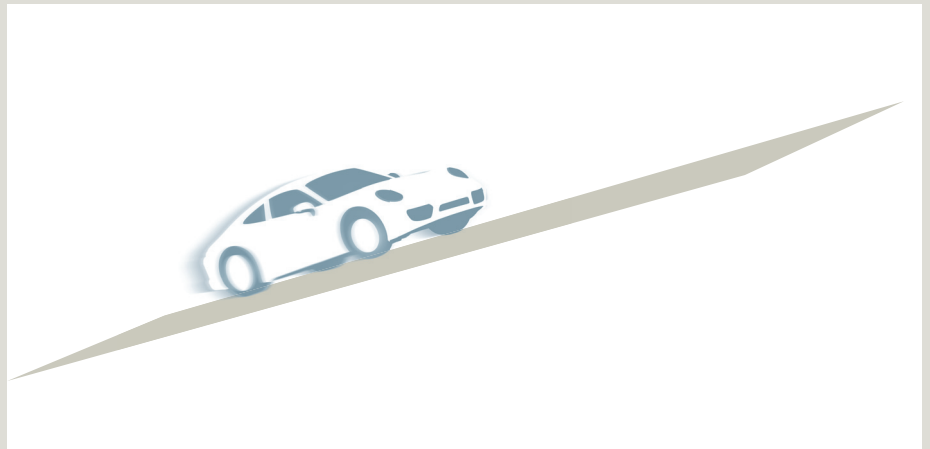
Le professeur Lauterbur eut l'idée suivante : pourquoi ne pas faire précesser délibérément les spins des protons à des fréquences différentes selon les lieux anatomiques ? Au lieu de placer le corps du patient dans un champ magnétique uniforme, nous faisons varier ce champ d'un endroit à l'autre. Nous pouvons utiliser les différentes fréquences qui composent le signal IRM comme un « code postal » pour faire la corrélation avec les différents lieux anatomiques. Paul Lauterbur mis cette idée en œuvre pour réaliser le codage spatial des voxels dans une coupe. L'idée d'utiliser des gradients de champ pour sélectionner des coupes a été introduite par Sir Peter Mansfield.



À propos des gradients

Un gradient est une pente comparable à la pente d'une route. Du point de vue mathématique, un gradient définit l'intensité et la direction de variation d'une magnitude dans l'espace.

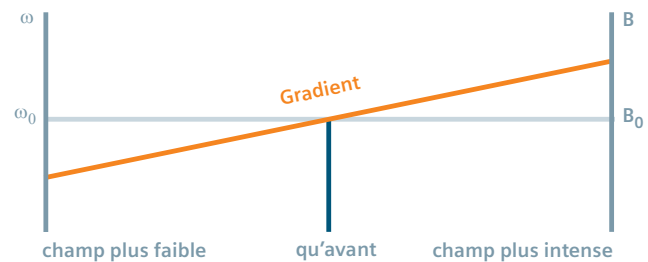
En technologie IRM, cela signifie : un **gradient de champ magnétique** est une variation contrôlée de l'intensité du champ magnétique dans une direction donnée, il s'agit d'une croissance ou d'une décroissance linéaire.



Modification locale de l'intensité du champ magnétique

Dans un champ magnétique homogène, l'intensité de champ est par définition la même en tout point (B_0). Pour cette raison, tous les spins des protons précessent à la même fréquence ω_0 proportionnelle à l'intensité du champ magnétique. La résonance magnétique est la même partout.

Lorsqu'un gradient de champ magnétique est appliqué, le champ affiche une croissance linéaire. La précession des spins des protons dans cette direction varie en conséquence. La précession des spins est plus lente dans un champ plus faible et plus rapide dans un champ plus intense. En somme, les spins présentent des fréquences de résonance *différentes*.





Définition de la position de coupe

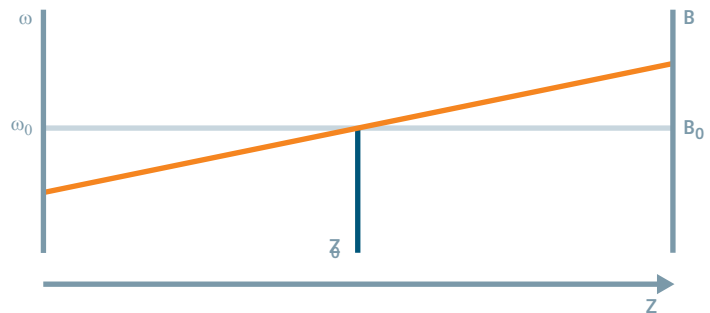
Positionnement et épaisseur des coupes

Le gradient de sélection de coupe

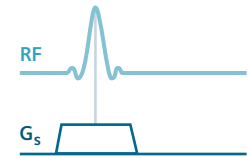
Pour la sélection des coupes, un gradient est généré dans la direction Z par exemple, *en même temps* que l'impulsion RF. Ce gradient est appelé **gradient de sélection de coupe** (G_z).

À ce moment-là, le champ magnétique a son intensité d'origine B_0 à un seul endroit qui est z_0 . Si l'impulsion RF n'avait qu'une seule fréquence ω_0 , elle n'exciterait que les spins situés sur le lieu de la résonance z_0 . C'est la **position de coupe** sélectionnée.

Cela n'est cependant pas vraiment suffisant. Nous aurions une « coupe » certes, mais sans épaisseur. La coupe serait aussi fine qu'une feuille de papier et le signal trop faible, car l'excitation ne toucherait qu'une faible quantité de protons dans cette zone très fine. Une certaine résolution dans la direction Z nous est donc nécessaire. C'est ce que nous appelons **épaisseur de coupe**.



L'intensité du champ magnétique statique homogène est B_0 .
La fréquence de Larmor associée des spins des protons est ω_0 .



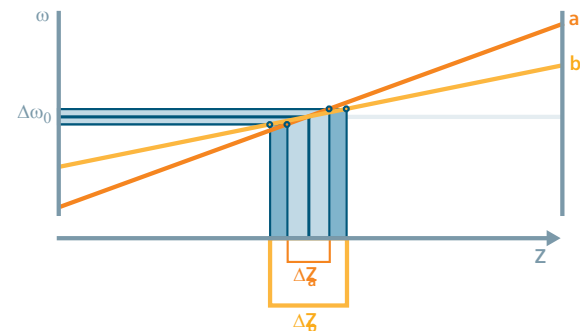
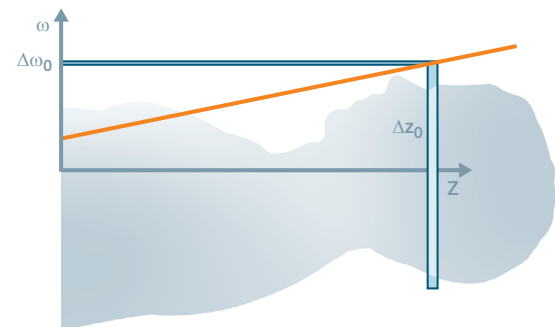
Comment sélectionner l'épaisseur de coupe ?

L'impulsion RF possède une certaine **largeur de bande** compte tenu des fréquences voisines de part et d'autre de la fréquence centrale ω_0 . Elle peut ainsi exciter le volume désiré dans l'épaisseur de coupe (Δz_0).

Une alternative : définir l'épaisseur de coupe en modifiant l'intensité du gradient tout en maintenant constante la largeur de bande de l'impulsion RF. Un gradient avec une rampe plus raide (a) excite une coupe mince (Δz_a), un gradient avec une rampe plus faible (b) excite une coupe plus épaisse (Δz_b).

Quelle que soit la technique utilisée : une **coupe** est une *zone de résonance définie* des spins des protons. À l'extérieur de la coupe, les spins ne sont pas excités par l'impulsion RF. Une aimantation transversale (et par conséquent un signal IRM) est générée uniquement dans la coupe sélectionnée.

Une coupe est définie par l'application d'un gradient de champ magnétique.

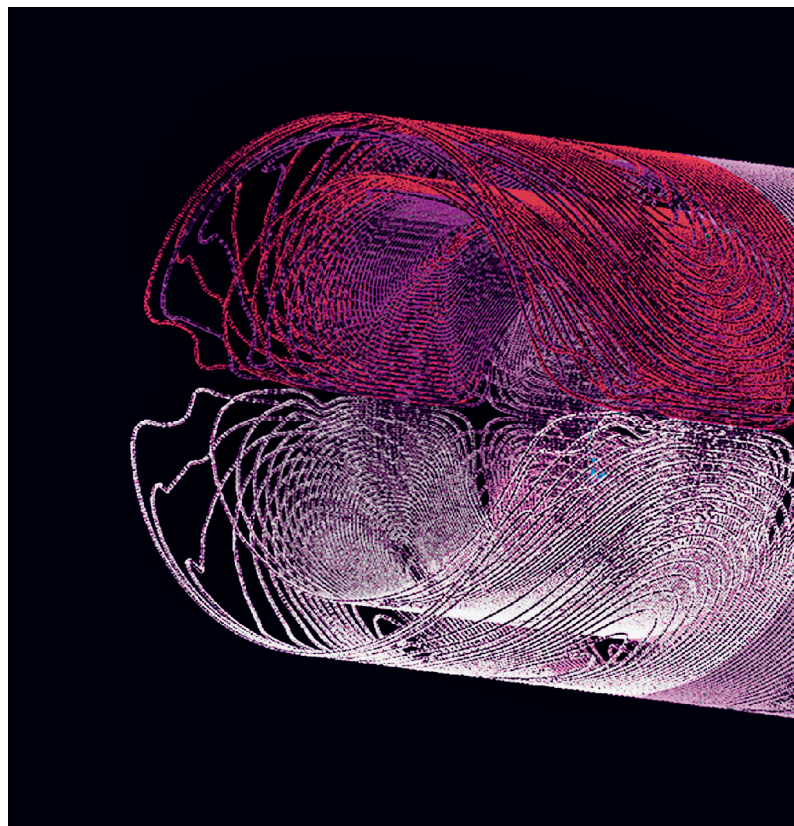


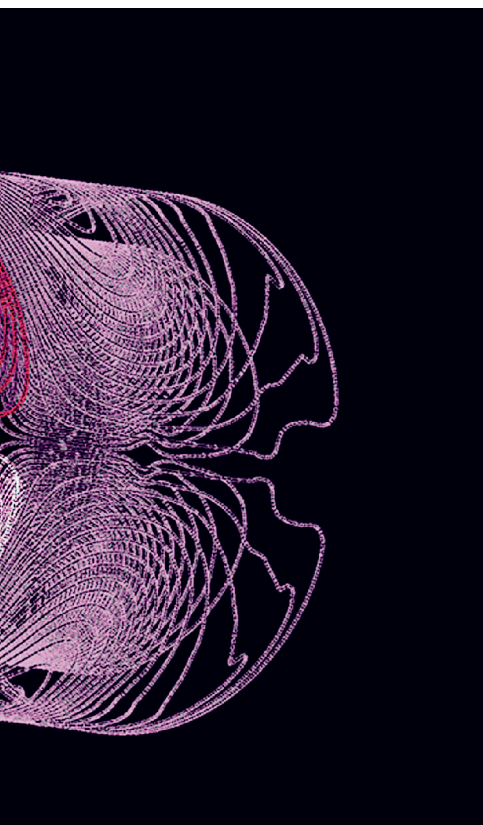
Comment générer des gradients

Bobines de gradient

Le système IRM possède trois ensembles de bobines de gradient pour les trois axes de l'espace (X, Y et Z), situés sur le pourtour du tunnel de l'aimant. Les bobines de gradient ne génèrent pas un champ magnétique permanent, elles sont activées de manière brève et de multiples fois pendant l'examen.

Les bobines de gradient fonctionnent avec des alimentations de courant spéciales, appelées amplificateurs de gradient.





Dessin d'une bobine
de gradient destinée
à un scanner IRM

Puissance de gradient

La puissance d'un système de gradients est caractérisée par le temps minimum de montée des gradients pour obtenir l'amplitude maximale (= intensité des gradients). La **vitesse de montée** est calculée à partir de ces deux paramètres. Ces données caractéristiques sont aussi appelées **vitesse de montée** (SR, slew rate) et permettent de comparer rapidement la performance des systèmes de gradients.

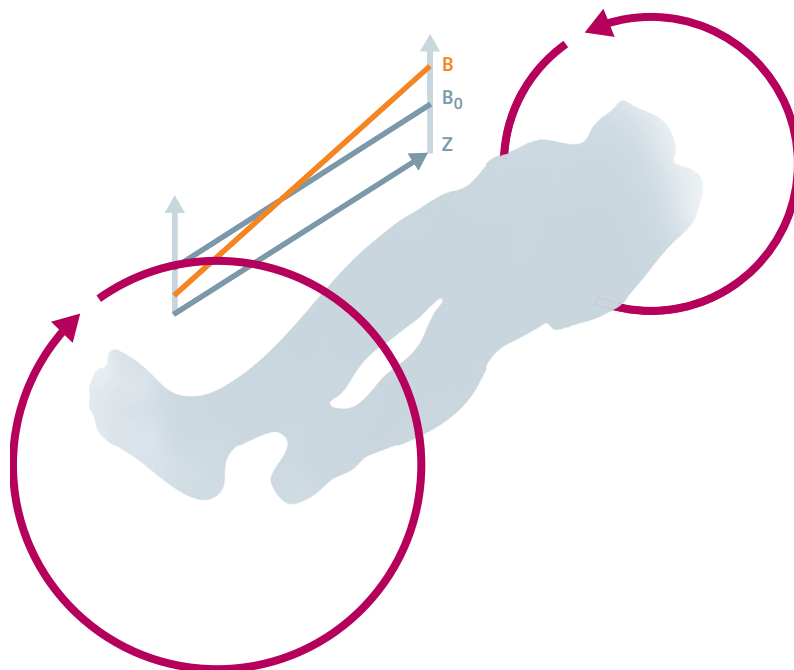


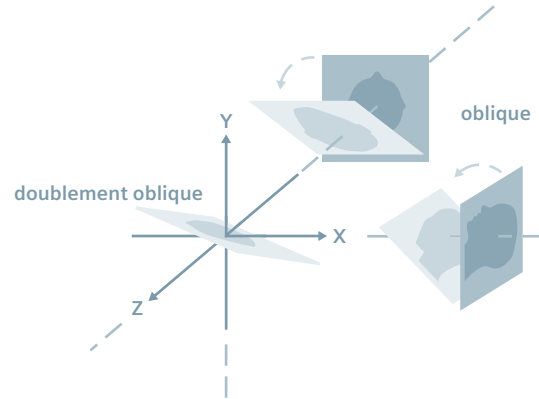
Comment fonctionnent les bobines de gradient ?

Il existe en physique un principe selon lequel un champ magnétique se crée dès qu'un courant électrique circule à travers un conducteur ou une bobine. Lorsqu'on inverse le sens du courant, on inverse aussi l'orientation du champ magnétique.

En IRM, les **bobines de gradient** fonctionnent par paire et opèrent dans une direction donnée, Z par exemple, avec la *même* intensité de courant, mais de polarité *opposée*.

Une bobine *augmente* le champ magnétique statique, la bobine opposée le *réduit*. Cela signifie que le champ magnétique avec son intensité d'origine B_0 change comme la pente d'une route.





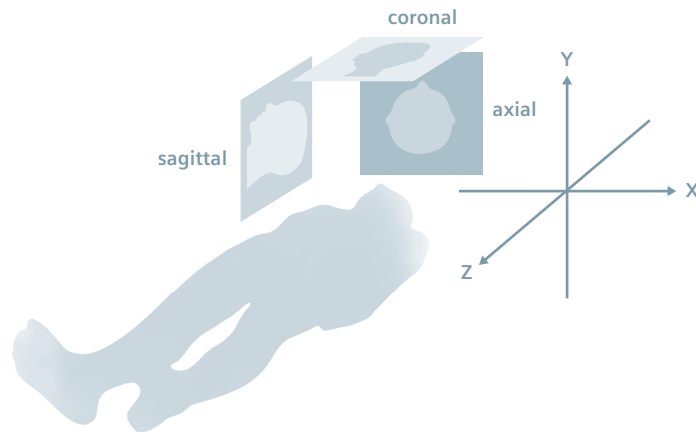
Positionnement libre des coupes

L'énorme avantage des gradients en IRM : ils nous permettent de positionner librement des plans de coupe.

Pour positionner des coupes sagittales, nous devons appliquer le *gradient X*, pour des coupes coronales le *gradient Y*.

Pour obtenir des coupes **obliques**, nous devons appliquer deux ou trois gradients simultanément. Leur effet se superpose.

Une simple coupe oblique est générée par deux gradients, en Z et en Y par exemple. Pour une coupe doublement oblique, le système applique simultanément trois gradients.





Le système de gradients : aspects relatifs à la sécurité

Bruit

Comme un haut-parleur, des forces mécaniques élevées sont générées par les bobines de gradient, se traduisant par des bruits de cognement pendant l'examen. Ces bruits sont atténués par des mesures appropriées, par exemple l'utilisation de bouchons d'oreilles pour le patient ou de séquences spéciales, des séquences dites « silencieuses » par exemple.

Stimulateurs cardiaques

La présence de stimulateurs cardiaques est particulièrement critique avec les gradients de champ magnétique. La commande et la programmation des stimulateurs cardiaques peuvent être affectées défavorablement par les impulsions de gradient appliquées à vitesse élevée.

CE QU'IL FAUT RETENIR

En appliquant des gradients, nous pouvons forcer les spins à précesser de manière contrôlée à des fréquences différentes.

Le gradient de sélection de coupes nous permet de générer une coupe, une région spatiale dans laquelle les spins des protons entreront en résonance. À l'extérieur de la coupe, les spins ne sont pas affectés par l'impulsion RF.

En appliquant simultanément deux ou trois gradients, nous pouvons orienter librement des plans de coupe.

Stimulation physiologique

Lorsque le temps de montée et l'amplitude des gradients de champ atteignent un certain seuil, les tensions induites peuvent être suffisamment élevées pour provoquer une stimulation des nerfs périphériques. Les fibres musculaires se contractent alors involontairement. Ce phénomène n'est pas dangereux pour la santé du patient, mais il peut être ressenti comme inconfortable.

Dans les normes de sécurité relatives aux systèmes d'IRM, les variations de champ maximales sont définies en fonction de la durée. Ces valeurs seuils ne sont normalement pas dépassées par les méthodes d'imagerie mises en œuvre de nos jours. Toutefois, avec certaines séquences qui font appel à des gradients ultrarapides, les séquences EPI par exemple, ces seuils peuvent être dépassés. Pour des raisons de sécurité, les impulsions de gradient sont limitées dans les applications de routine.

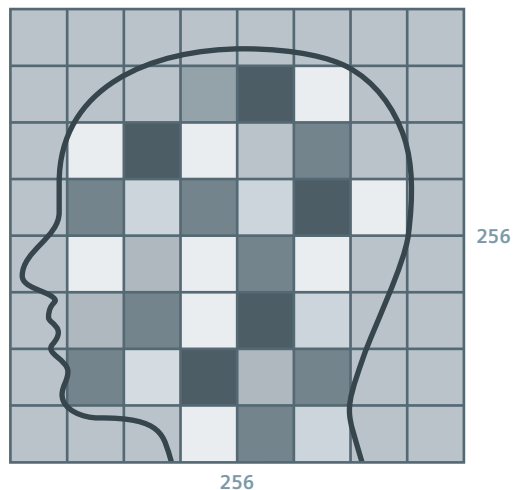
La matrice : résolution

Codage et décodage des « codes postaux » qui composent l'image

Définition de la matrice d'image

Nous avons défini la position de coupe pour une image. Nous voulons désormais définir la matrice d'image et sa résolution. Ce qui nous intéresse, c'est de savoir comment obtenir une image à partir d'une coupe.

Supposons que nous désirons générer un tomogramme dans une matrice de 256×256 . Dans cette matrice, les lignes et colonnes sont divisées en 256 cellules. Nous utilisons le signal IRM pour créer une image avec 256 valeurs différentes, ce qui constitue 65 536 voxels. C'est la résolution spatiale.



Sur les pas de Monsieur Fourier

Il est important de savoir que l'image *n'est pas* générée directement par la procédure de mesure. Des gradients supplémentaires sont appliqués et le signal est traité pour générer tout d'abord des données brutes, dans notre exemple 65 536 données. L'image finale est calculée à partir de ces données brutes.

Ces processus comprennent des codages du signal et des transformations mathématiques.

Suivons ces processus pas à pas.



Le mathématicien et physicien français Jean-Baptiste Joseph Fourier développa sa suite de sinus et de cosinus d'arcs multiples en faisant un travail de recherche sur la chaleur. Cet outil mathématique permet d'analyser et de construire une multitude de phénomènes, dont le signal IRM.

« ...un problème plus général (qui) consiste à développer une fonction quelconque en une suite infinie de sinus ou de cosinus... »

Joseph Fourier
(1768–1830)



À propos des prismes et des spectres

Presque tous les signaux qu'ils soient générés de manière naturelle ou technique sont constitués d'un mélange d'oscillations de fréquences différentes.

La lumière blanche est un mélange de lumière de différentes longueurs d'onde ou de fréquences. Un prisme permet de différencier les diverses fréquences comprises dans la lumière blanche — dans ce cas les couleurs de l'arc en ciel.

Il se passe la même chose avec l'audition. La plupart des sons sont constitués d'une multitude d'ondes acoustiques et de hauteurs de son, que notre sens auditif est capable de différencier comme par exemple dans un morceau de musique.

Cet ensemble de fréquences est appelé un spectre. La méthode mathématique adéquate pour étudier un spectre est l'analyse de Fourier.



Nous pouvons construire une structure donnée à partir des « blocs de construction » des courbes sinusoïdales. Plus nous utilisons de courbes et plus les résultats seront affinés. La courbe représentant le profil d'un visage ci-contre résulte de la superposition de 32 courbes sinusoïdales : c'est la synthèse de Fourier.

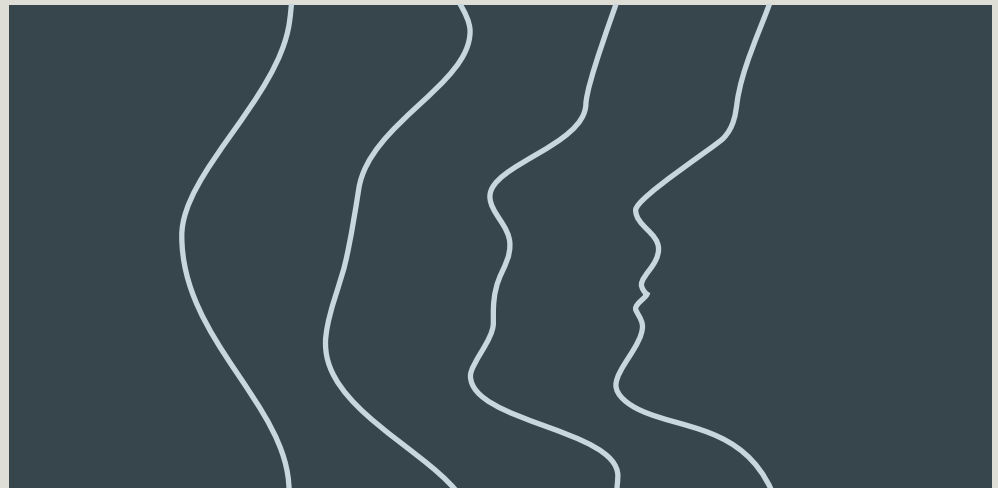




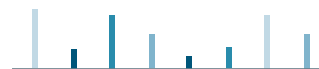
Image d'une bande

Le « code postal » des fréquences

Analogie avec le clavier d'un piano

Imaginez le clavier d'un piano, les touches blanches représentant les huit notes différentes d'une octave, des fréquences par exemple. Les notes sont frappées simultanément avec une intensité différente, produisant un mélange de notes. Pouvons-nous, juste en écoutant, reconnaître quelles notes composent cette expérience acoustique et quelle est leur amplitude respective ?

Le scanner IRM en est capable. Le signal IRM est effectivement fait pour être un *mélange* des signaux émanant de tous les spins excités, par exemple dans l'axe X. Avec une résolution de 256 voxels, un écho comprend non seulement huit, mais 256 « notes » de fréquences différentes.

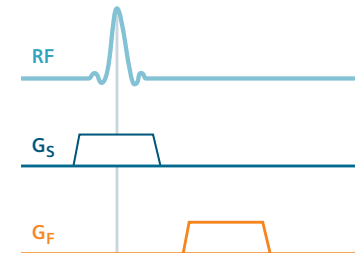


Transformée de Fourier



Codage de fréquence





Codage de fréquence

Pendant la mesure de l'écho, nous appliquons un gradient dans la direction X. Que se passe-t-il ?

Comme vous le savez déjà des gradients, les ensembles de spins dans chaque voxel précessent le long de l'axe X à une fréquence croissante. C'est ce qu'on appelle le **codage de fréquence**. Le gradient associé est appelé le **gradient de codage de fréquence** (G_F).

L'écho est un mélange de signaux. Il contient plusieurs ondes sinusoïdales et cosinusoïdales. Connaissant l'intensité du gradient, nous connaissons les fréquences de part et d'autre et en tout lieu le long du gradient.

La **transformée de Fourier** nous permet de déterminer la contribution du signal de chaque composante de la fréquence (comme le montre la hauteur des pics dans le graphique). Les différentes fréquences sont réaffectées à leur lieu d'origine sur l'axe X. L'intensité de chaque signal obtenu détermine la valeur de gris du pixel concerné.

Le gradient de codage de fréquence est appliqué pour définir une ligne de voxels.



Empilement de bandes pour une image complète

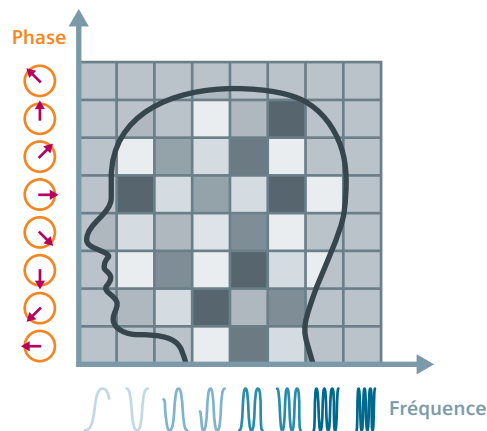
Le « code postal » des phases

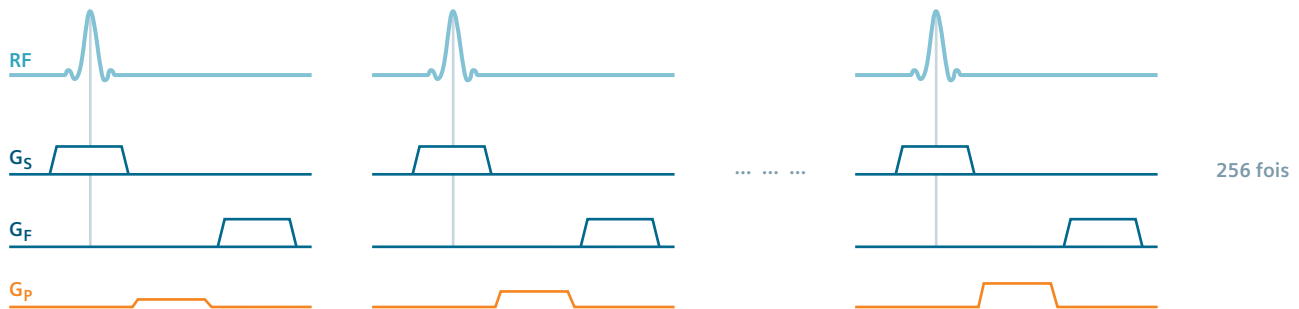
Codage de phase

Pour coder une image bidimensionnelle dans la direction Y, nous ne pouvons pas utiliser le même stratagème que pour le codage de fréquence. Pourquoi ? Parce que deux voxels différents pourraient avoir la même fréquence et il ne serait alors pas possible de les différencier. Il convient donc d'utiliser une autre méthode.

Pendant le temps qui s'écoule *entre* l'impulsion RF et l'écho, nous appliquons brièvement un gradient dans la direction Y. Cela a pour effet de faire entrer les spins en précession à des vitesses différentes pour un bref instant. Lorsque le gradient disparaît, les spins dans l'axe Y montrent des décalages de phase différents, directement proportionnels à leur emplacement.

Ce processus est appelé **codage de phase**. Le gradient associé est le **gradient de codage de phase** (G_p).

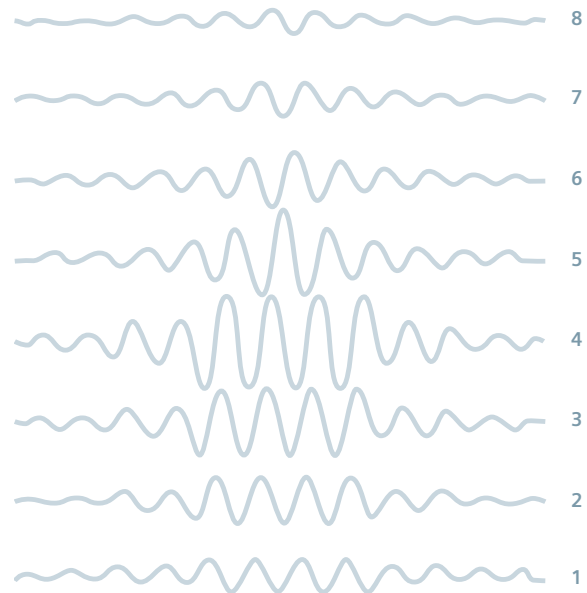




Nous pouvons utiliser la transformée de Fourier pour filtrer ces décalages de phase. L'inconvénient est que cela prend plus de temps. Nous devons générer 256 signaux IRM avec des codages de phase différents pour les 256 emplacements. En d'autres termes, cela sous-entend 256 **incrément de codage de phase**. La séquence d'impulsions devra alors être répétée 256 fois pour une matrice de 256×256 .

Une **matrice des signaux** est ainsi remplie ligne par ligne avec les échos (graphique réduit à huit lignes). Les lignes représentent les fréquences, les colonnes les phases.

Le gradient de codage de phase est appliqué pour définir plusieurs lignes de voxels.



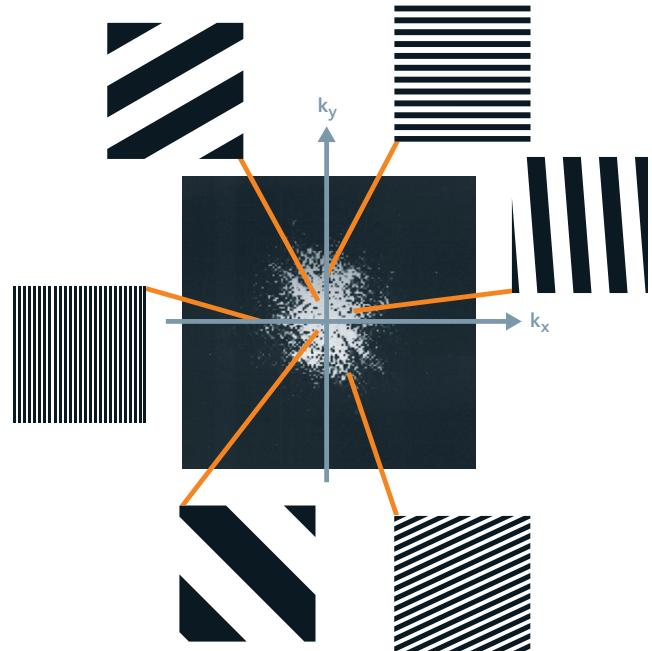
Transformation vers et à partir de l'espace k

Une matrice de bandes

La matrice des signaux est prétraitée pour donner la matrice de données brutes, appelée **espace k** (une notion empruntée à la physique ondulatoire). Les axes (k_x et k_y) de la matrice de données brutes désignent les « fréquences spatiales ». Que sont-elles selon vous ?

Tout comme une oscillation temporelle combine des ondes de différentes fréquences (sinus et cosinus), une image peut être composée de différentes ondes spatiales ou de patterns de bandes.

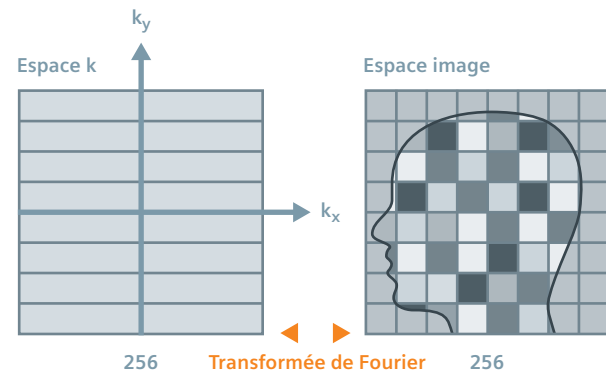
Les données brutes déterminent simplement si un pattern de bandes donné contribue ou non à la formation de l'image et avec quelle intensité. Un pattern de bandes larges (proches du centre) est associé à une fréquence spatiale faible. Un pattern de bandes fines (éloignées du centre) est associé à une fréquence spatiale élevée.





Un exemple nous aidera à illustrer le cas : la simple superposition de patterns de bandes verticales et de bandes horizontales génère un pattern complexe de valeurs de gris. Vous pouvez vous imaginer qu'une superposition pondérée de patterns de bandes donnera une image plus complexe encore.

C'est exactement à cela que sert la **transformée bidimensionnelle de Fourier** dans la dernière étape de formation de l'image. Elle utilise les valeurs des données brutes dans l'espace pour calculer la distribution des valeurs de gris dans l'image, autrement dit la pondération de plusieurs bandes. La valeur de gris associée est ensuite affectée à chaque pixel. Et voilà que l'image apparaît.



L'image de RM est créée par une transformée de Fourier 2D à partir de la matrice de données brutes.



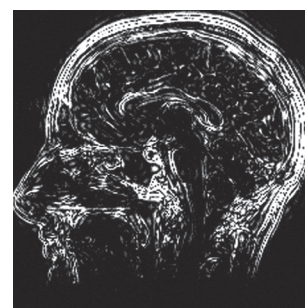
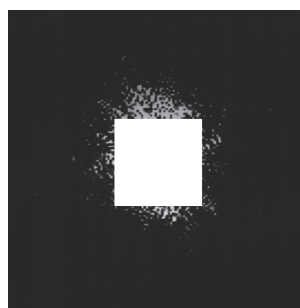
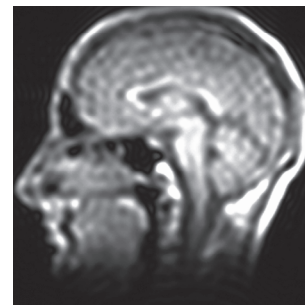
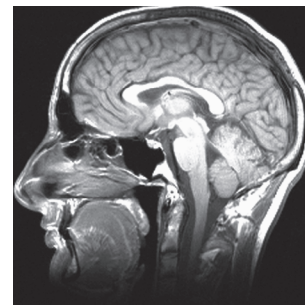
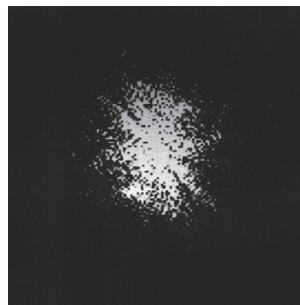
Données brutes et données d'image

Il est intéressant de savoir qu'un point dans la matrice de données brutes (espace k) *ne correspond pas* directement à un pixel dans l'image. Chaque partie de la matrice de données brutes contient des informations sur l'image entière — comparable à un hologramme.

Les données brutes situées au centre de la matrice sont déterminantes pour la structure grossière de l'image et son contraste.

Les parties excentrées dans la matrice de données brutes fournissent des informations sur les bords, les transitions, les contours dans l'image — en bref, elles montrent des structures plus fines et sont finalement déterminantes pour la résolution.

Données brutes au centre : structure et contraste
Données brutes extérieures : résolution



CE QU'IL FAUT RETENIR

La technique d'imagerie par RM ne crée pas directement l'image. Pour localiser les différents voxels, elle fait appel au codage de phase et au codage de fréquence. Des gradients sont appliqués pour cela.

Une matrice des signaux est remplie avec les échos résultants et convertie en une matrice de données brutes, appelée aussi espace k.

L'image de RM est calculée à partir des données brutes au moyen d'une transformée bidimensionnelle de Fourier.

Présentation de la séquence d'impulsions

L'image complète

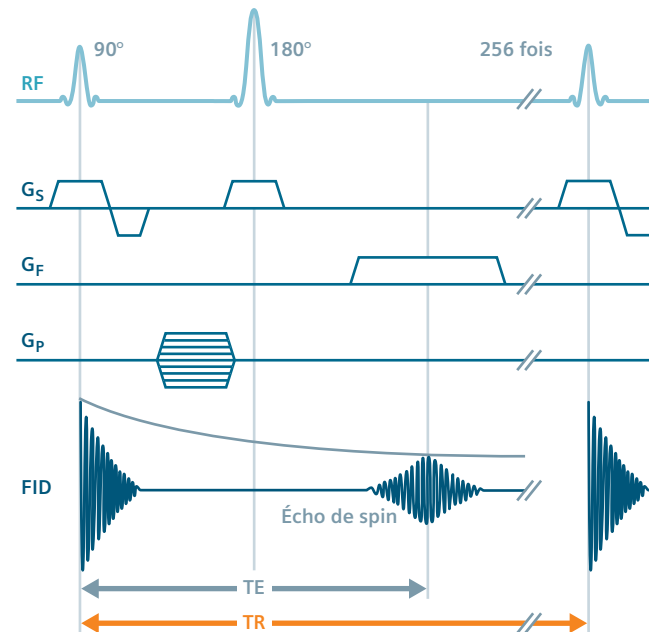
Les diagrammes d'impulsions

Rappelez-vous qu'un écho de spin est créé par une impulsion de 90 degrés qui génère la FID, et que cette première impulsion est suivie d'une impulsion de 180 degrés qui génère l'écho de spin pendant le temps d'écho TE. Ceci est une simple **séquence d'impulsions**.

La séquence d'impulsions est répétée avec le **temps de répétition** TR jusqu'à ce que la matrice de données brutes soit remplie avec les échos. Le nombre d'incrément de codage de phase (ce sont les lignes de données brutes) correspond au nombre de répétitions de la séquence. Le temps d'acquisition est déterminé en grande partie par la résolution de l'image dans la direction du codage de phase.

$$\text{Temps d'acquisition} = N_p \times TR$$

(N_p : nombre d'incrément de codage de phase)

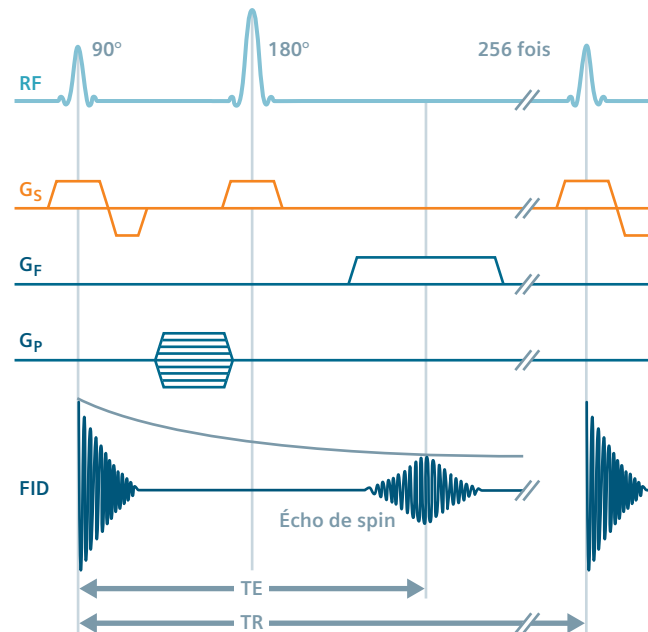


Sélection de coupe

Le **gradient de sélection de coupe** G_S est appliqué en même temps que l'impulsion de 90 degrés.

Que signifie la barre supplémentaire pointant vers le bas sur G_S ? Le gradient déphase les phases des spins sur l'épaisseur de coupe. Il faut compenser ce phénomène avec un gradient de polarité inverse et d'une durée deux fois plus courte (gradient de rephasage).

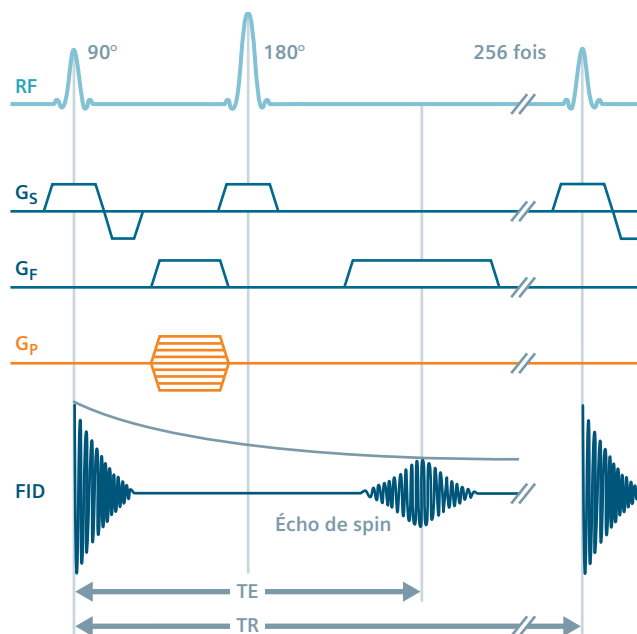
Pendant l'impulsion de 180 degrés, le gradient de sélection de coupe est appliqué de nouveau de sorte que l'impulsion de 180 degrés affecte uniquement les spins de la coupe précédemment excitée.



Codage de phase

Vous vous souvenez qu'un gradient de codage de phase impose une phase différente à des spins en différents points, le long de l'axe des y par exemple. Le **gradient de codage de phase** G_p est appliqué brièvement entre la sélection de coupe et l'écho de spin. Pour une matrice composée de 256 colonnes et de 256 lignes, l'application du gradient de la séquence en écho de spin est répétée 256 fois avec un temps de répétition TR, le gradient de codage de phase augmentant incrément par incrément.

Les incréments de codage de phase dans les diagrammes d'impulsions sont fréquemment représentés par une multitude de traits horizontaux dans la barre. Ces traits représentent les amplitudes, positives ou négatives, des différents incréments du gradient.

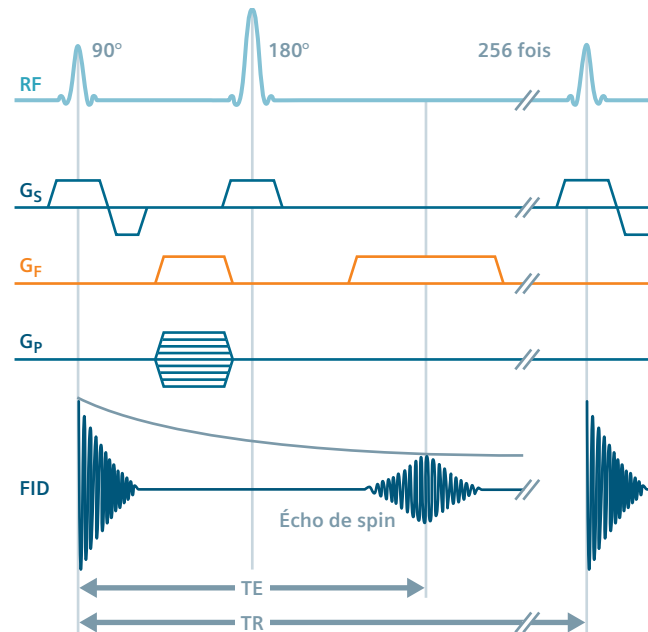


Codage de fréquence

Pendant l'écho de spin, le gradient de codage de fréquence G_F est activé. L'écho de spin étant lu pendant cette période de temps, ce gradient est aussi appelé **gradient de lecture**.

Si nous n'appliquions que le gradient de lecture, les spins précessant dans la direction du codage de fréquence commenceraient à perdre leur phase. Pendant le temps d'écho TE, les spins seraient entièrement déphasés, nous privant d'un écho de spin. Nous pouvons cependant circonvenir ce problème en appliquant un gradient de déphasage avant l'impulsion de 180 degrés. Cela oblige le gradient de lecture à rephaser les spins de façon à ce que les spins se trouvant au centre de l'intervalle de lecture soient de nouveau en phase au moment où l'écho de spin est au maximum.

Lorsque nous appliquons le gradient de déphasage avant l'impulsion de 180 degrés, le gradient a la même polarité que le gradient de lecture. L'impulsion de 180 degrés inverse la phase des spins.





Le principe de l'imagerie par résonance magnétique

En appliquant des gradients, nous obtenons un mélange de signaux pour une image de coupe en deux étapes :

- Nous excitons seulement les spins dans une certaine coupe (sélection de la coupe).
- Ensuite, nous faisons l'acquisition d'une matrice 2D par un codage de fréquence et de phase dans la coupe.

Avec l'aide de la transformée bidimensionnelle de Fourier, le système d'IRM reconstruit l'image de RM à partir des données brutes mesurées.



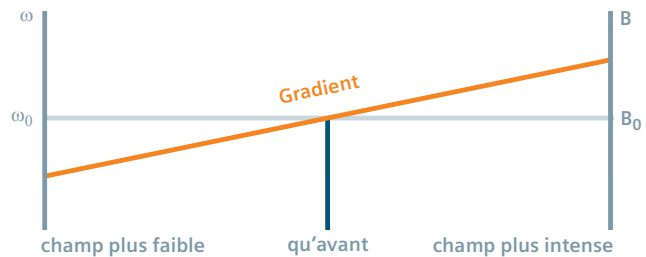
L'écho de gradient

La contrepartie de l'écho de spin

Encore des impulsions de gradient

Récapitulons les effets d'un gradient de champ magnétique. Lorsqu'une impulsion de gradient est appliquée dans une direction donnée, les spins entreront en précession dans cette direction, avec des fréquences qui varient linéairement (croissante ou décroissante).

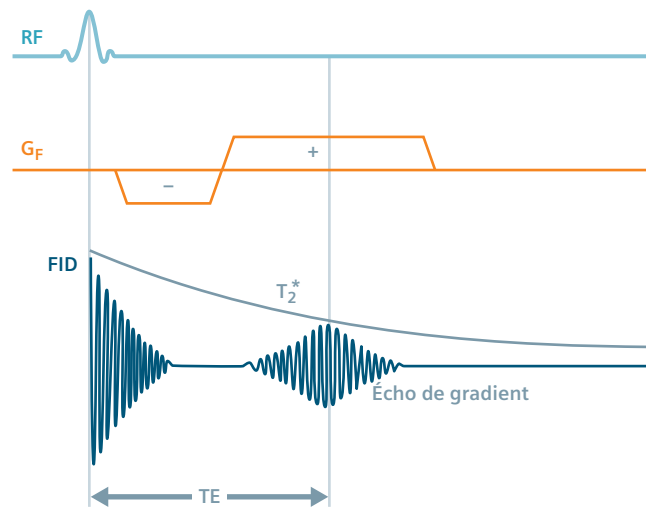
Cela signifie qu'en appliquant une impulsion de gradient, nous pouvons détruire la FID plus rapidement que si nous n'avions pas perturbé l'ensemble de spins avec le gradient.



Un écho simplement différent

Une impulsion de gradient (–) appliquée directement après l'impulsion RF déphase artificiellement les fréquences des spins. Étant donné que les spins sont alors en précession à des vitesses différentes (plus rapides d'un côté, plus lents de l'autre côté), ils perdent leur phase plus rapidement, autrement dit ils commencent à se **déphaser**. La FID est éliminée beaucoup plus rapidement que dans des conditions ordinaires.

Lorsque la polarité du gradient s'inverse (+), les spins en précession reviennent en phase, autrement dit ils sont **rephasés**. Nous mesurons un écho pendant le rephasage de la FID. Cet écho étant généré par un gradient, il est appelé **écho de gradient**.





Peu de temps pour le temps d'écho

Le temps d'écho TE est généralement plus court pour une séquence en écho de gradient que pour une séquence en écho de spin. Pourquoi ?

Pour une séquence en écho de gradient, il est fait abstraction de l'impulsion de 180 degrés. Cela signifie que *nous n'annulons pas* le mécanisme de déphasage statique T_2^* comme nous le faisons avec l'approche en écho de spin. Au lieu de cela, nous faisons appel à des impulsions de gradient pour détruire rapidement la FID et la reconstruire ensuite, le tout pendant la décroissance de T_2^* .

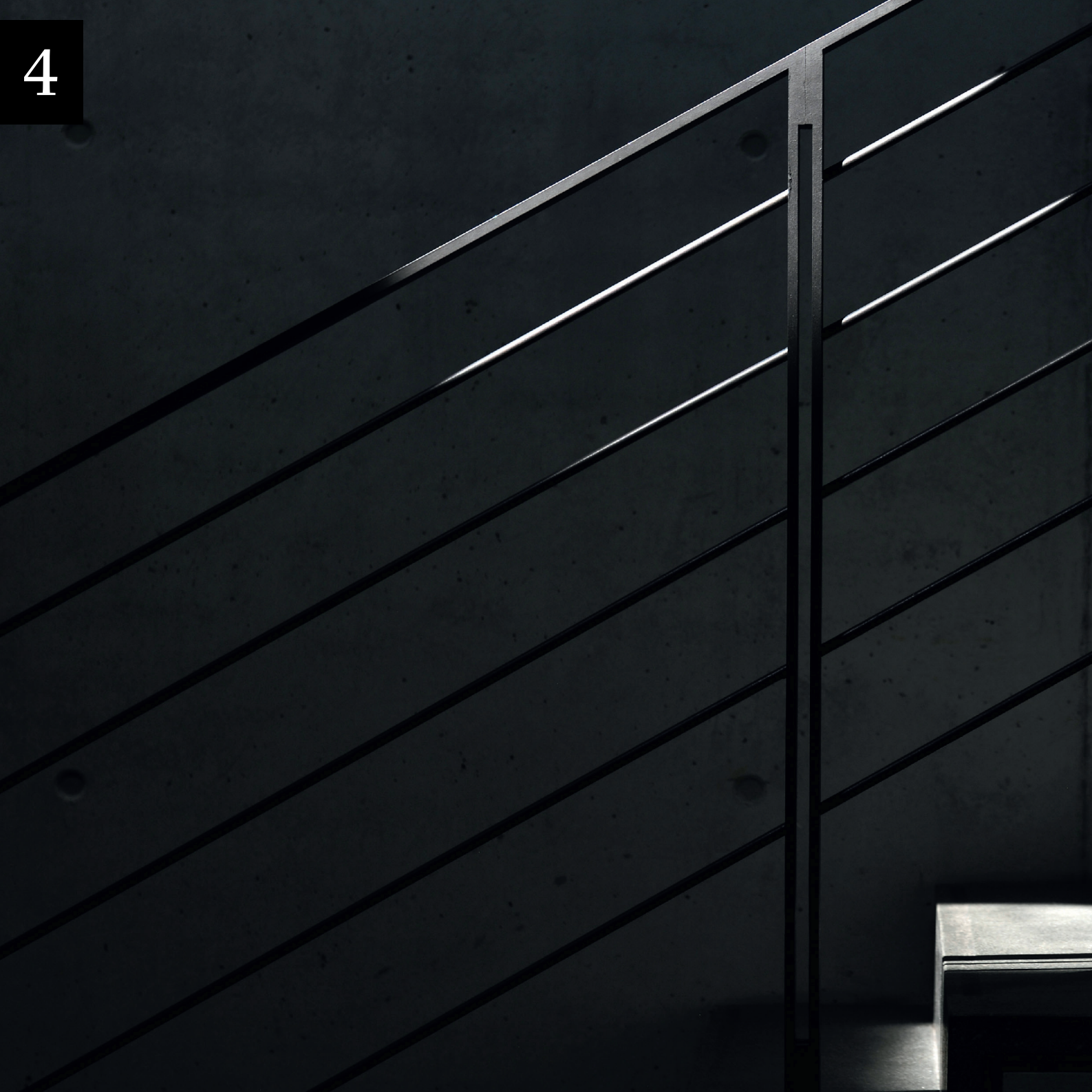
Le temps d'écho d'un écho de gradient doit pouvoir s'insérer dans le temps T_2^* . C'est la raison pour laquelle, la technique en écho de gradient est plus rapide que la technique en écho de spin.

CE QU'IL FAUT RETENIR

Un écho de gradient est généré en appliquant des impulsions de gradient à polarité inversée.

Le temps d'écho doit être court car l'écho de gradient ne peut être généré que pendant la décroissance T_2^* .

La technique en écho de gradient est généralement plus rapide que la technique en écho de spin.





Une étude des contrastes

L'imagerie par résonance magnétique est unique dans le sens qu'elle permet de contrôler le contraste d'une image et, ce faisant, d'élargir les possibilités diagnostiques. Tout l'art de l'application de la résonance magnétique réside dans le choix des séquences d'impulsions et dans la combinaison des paramètres d'acquisition.

Échos de spin et pondération du contraste

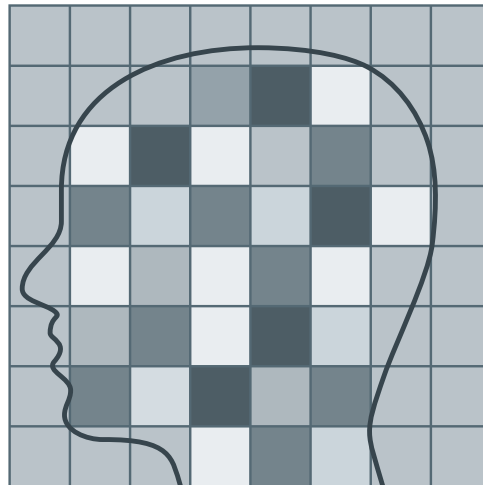
Démonstration des trois types de contraste les plus importants en IRM : contraste T_1 , contraste T_2 et contraste de densité protonique

Qu'est-ce qui détermine le contraste de l'image ?

Comment obtenir une image avec le plus grand contraste possible entre les différents types de tissus ? Des types de tissus différents ont des aimantations transversales différentes. Là où le signal est fort, l'image affiche des pixels en clair ; les signaux plus faibles donnent des pixels plus sombres.

Qu'est-ce qui détermine l'intensité du signal ? Pour une grande part, la densité protonique dans le voxel observé : plus le nombre de protons contribuant à l'aimantation est élevé, plus le signal est fort.

Ce qui est cependant encore plus important pour le diagnostic médical, c'est l'effet des deux constantes de relaxation, T_1 et T_2 , sur le contraste de l'image.

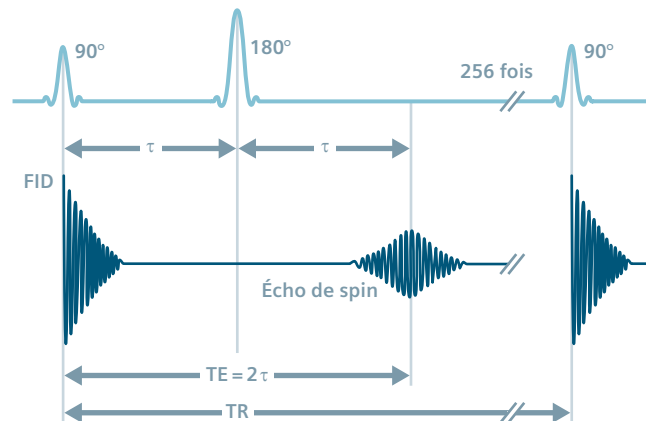


Paramètres importants : TE et TR

Souvenez-vous de la séquence en écho de spin. Une impulsion de 180 degrés est appliquée après un temps τ faisant suite à une impulsion RF de 90 degrés et un écho de spin est généré après un temps d'écho $TE = 2\tau$.

Cette séquence d'impulsions, 90 degrés — 180 degrés, doit être répétée jusqu'à ce que tous les incréments du codage de phase de la matrice d'acquisition aient été acquis (par exemple 256 fois). L'intervalle de temps entre les répétitions est appelé **temps de répétition TR**.

TE et TR sont des paramètres importants pour contrôler le contraste d'une séquence en écho de spin. Examinons ces deux paramètres de temps et voyons comment ils influencent le contraste de l'image.



Contraste de densité protonique

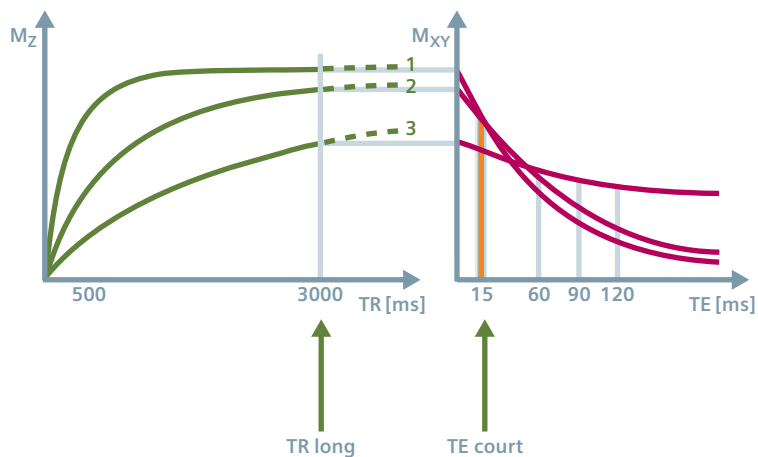
Sur la base des différences dans le nombre de protons par voxel

La valeur maximale de l'aimantation

Le diagramme montre trois types de tissus différents (1, 2, 3) avec des temps de relaxation différents.

La relaxation longitudinale débute juste après l'impulsion de 90 degrés. L'aimantation longitudinale M_z des trois types de tissus récupère à des vitesses différentes. Les valeurs maximales correspondent aux densités protoniques, autrement dit au nombre de protons d'hydrogène par unité de volume.

Sous l'effet d'une impulsion de 90 degrés renouvelée après un temps de répétition TR, les aimantations longitudinales sont converties en aimantations transversales M_{xy} , générant des signaux avec des intensités différentes.

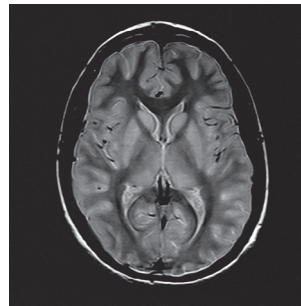


Contraste de densité protonique

Si nous sélectionnons un temps de répétition TR suffisamment *long*, la différence de signal des tissus après la répétition d'une impulsion de 90 degrés dépend principalement de la densité protonique des tissus, en raison de la relaxation longitudinale quasi totale.

Si nous décidons de générer les échos juste après les impulsions de 90 degrés répétées, autrement dit avec un temps d'écho TE *plus court*, nous obtiendrons une image pondérée en densité protonique (DP en abrégé).

Dans la pratique, le temps de répétition d'une séquence en écho de spin est rarement supérieur à deux ou trois secondes. Cela signifie cependant aussi que les types de tissus avec des constantes T_1 plus longues, par exemple le LCR, n'auront pas récupéré totalement après ce laps de temps.



Contraste de densité
protonique :

TR long (2 500 ms),
TE court (15 ms).

Plus la densité protonique
d'un type de tissu est
élevée, plus il apparaît en
clair dans l'image DP.

Contraste T_2

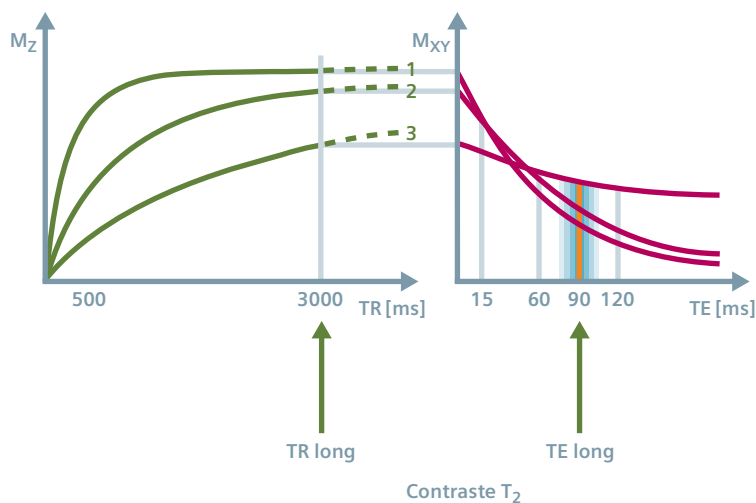
Sur la base de la vitesse de relaxation transversale

L'intensité du signal dépend de la décroissance de T_2

Restons avec le temps de répétition TR *long*. Que se passe-t-il si nous choisissons aussi un temps d'écho TE *long* ?

Les courbes des signaux chutent en raison de la relaxation T_2 et peuvent même s'entrecroiser. Nous perdons le contraste de densité protonique. Lorsque les temps d'écho augmentent, les courbes commencent à diverger et le contraste devient dépendant de la relaxation T_2 . Nous obtenons une image pondérée en T_2 .

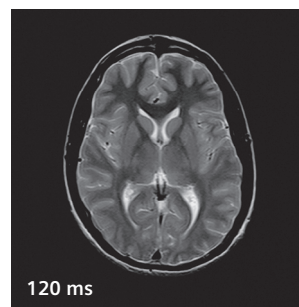
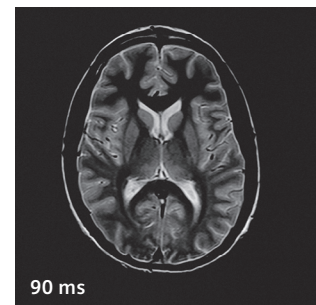
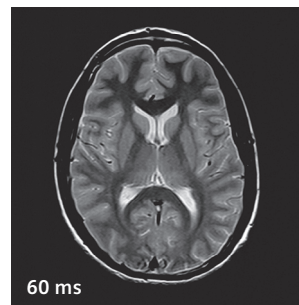
L'intensité du signal de l'écho de spin dépend généralement de la décroissance de T_2 .



La comparaison des images montre le contraste T_2 avec un temps d'écho TE en augmentation.

Le temps d'écho augmentant, la densité protonique perd son influence à un moment donné. Le contraste T_2 dépend fortement du TE sélectionné. Le TE optimal d'une image pondérée en T_2 est égal à la moyenne des constantes T_2 des tissus à visualiser (dans notre cas, il se situe entre 80 ms et 100 ms).

Si le temps d'écho est trop long (dernière image), la décroissance de l'aimantation transversale est telle que le signal de certains types de tissus disparaît sous l'effet inévitable du bruit induit.



Images comparées en fonction du contraste T_2 : TR long (2500 ms), TE en augmentation. Le LCR avec un T_2 long apparaît en clair dans une image pondérée en T_2 .

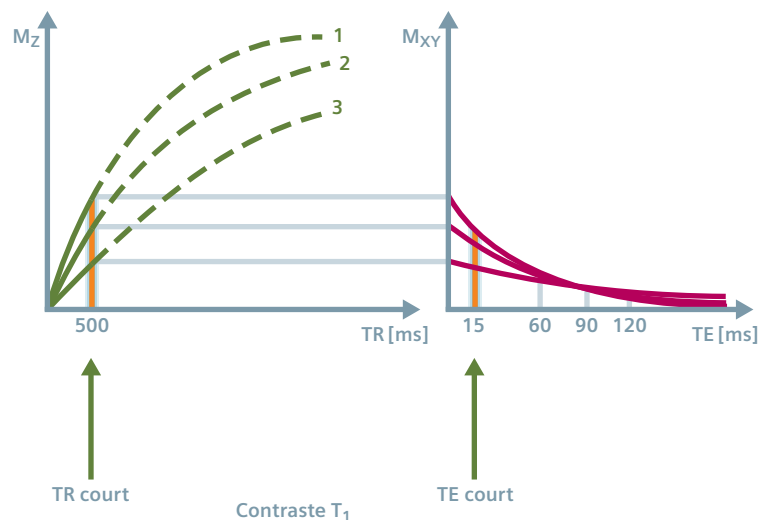
Contraste T_1

Sur la base de la vitesse de relaxation longitudinale

L'intensité du signal dépend de la montée de T_1

Que se passe-t-il quand nous sélectionnons un temps de répétition TR *court* de sorte que la relaxation T_1 n'est pas totale ? Les signaux seront beaucoup plus faibles et le contraste diminuera rapidement avec l'augmentation du temps d'écho. Pour cette raison, nous devons sélectionner un temps d'écho TE le *plus court possible*.

Un TR court réduit l'effet des densités protoniques, un TE court annule l'effet de la relaxation T_2 . La différence d'intensité des signaux dépend grandement des aimantations longitudinales précédentes, autrement dit de la relaxation T_1 des tissus. Nous obtenons une image pondérée en T_1 .

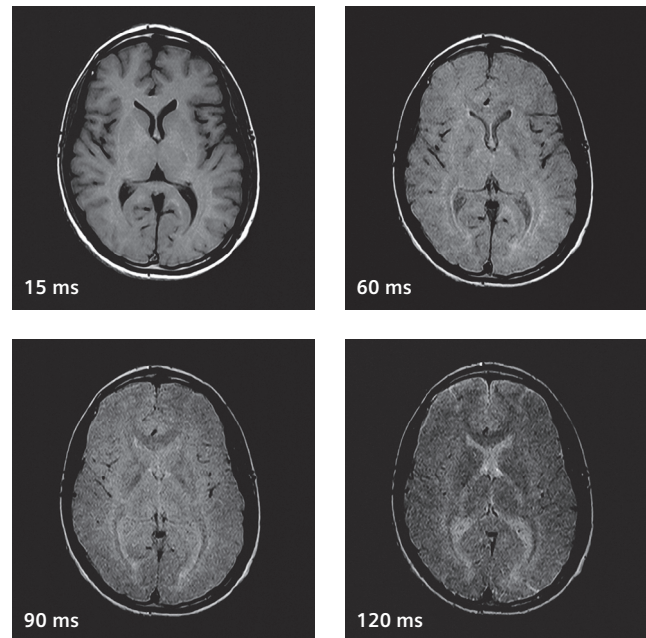


Images comparées par rapport à leur contraste T_1 : TR court (500 ms) ; TE en augmentation. Le LCR avec un T_1 long apparaît en sombre dans une image pondérée en T_1 . Le TR optimal correspond approximativement à la constante moyenne T_1 du type de tissu à visualiser : entre 400 ms et 600 ms pour 1,0 à 1,5 tesla.

La comparaison des images montre un bon contraste T_1 lorsque TR et TE sont tous deux courts.

Avec des temps d'écho plus longs, le contraste T_1 et le signal mesurable sont tous deux réduits. La combinaison d'un temps de répétition court et d'un temps d'écho long est manifestement totalement inadaptée.

Les types de tissus mous ordinaires diffèrent peu dans leur densité protonique. Cependant, ils montrent des relaxations T_1 différentes. Pour cette raison, l'imagerie pondérée en T_1 convient parfaitement pour les images anatomiques.

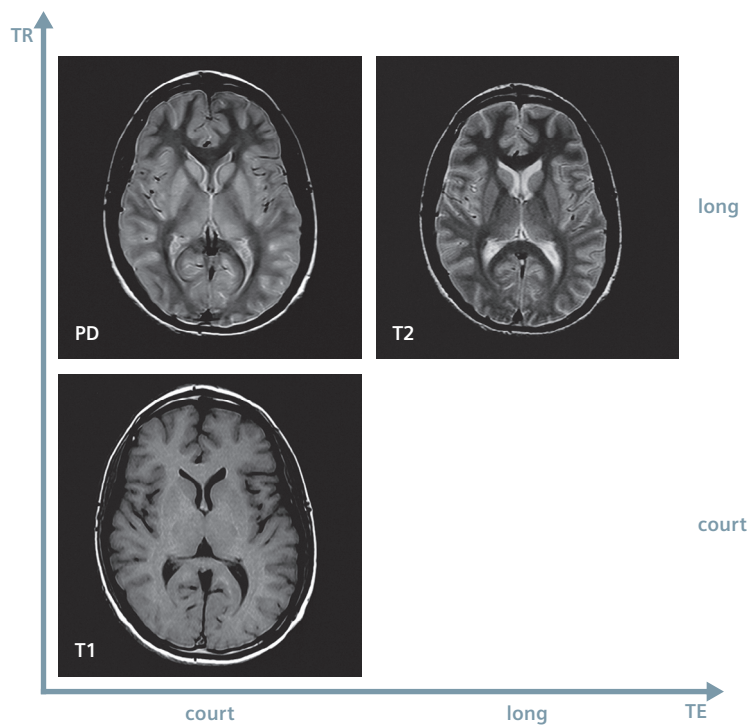


CE QU'IL FAUT RETENIR

La comparaison des images montre les trois combinaisons importantes de TR et TE ainsi que la pondération en contraste correspondante :

- Contraste T_1 (TR court, TE court)
- Contraste T_2 (TR long, TE long)
- Contraste de densité protonique (TR long, TE court)

En imagerie d'écho de spin, les effets de T_1 et T_2 sont inversés : un tissu avec un T_1 plus long apparaît *plus sombre* dans l'image pondérée en T_1 , un tissu avec un T_2 plus long apparaît *plus clair* dans les images pondérées en T_2 .





**Échos de spin
et pondération du contraste**

Contraste avec
inversion récupération

Contraste avec
échos de gradient

Contraste avec inversion récupération

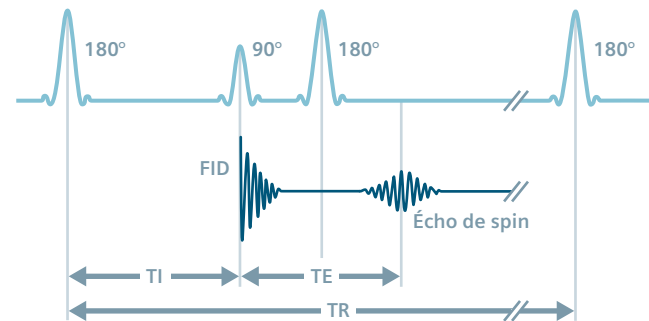
Une séquence en écho de spin avec une impulsion de préparation de 180 degrés

Le temps d'inversion détermine le contraste

La séquence d'inversion récupération (IR) est une méthode utilisée pour créer un signal dépendant essentiellement de T_1 . La séquence IR applique des impulsions de 180 degrés — 90 degrés — 180 degrés. L'aimantation longitudinale est tout d'abord retournée par une **impulsion de préparation** de 180 degrés dans la direction opposée — autrement dit, elle est inversée. L'aimantation transversale est donc nulle et nous ne recevons aucun signal IRM.

L'intervalle de temps entre l'impulsion de 180 degrés et l'impulsion d'excitation de 90 degrés est appelé **temps d'inversion** TI. Pendant cette période de temps, l'aimantation longitudinale récupère.

L'impulsion d'excitation de 90 degrés convertit l'aimantation longitudinale momentanée en aimantation transversale.

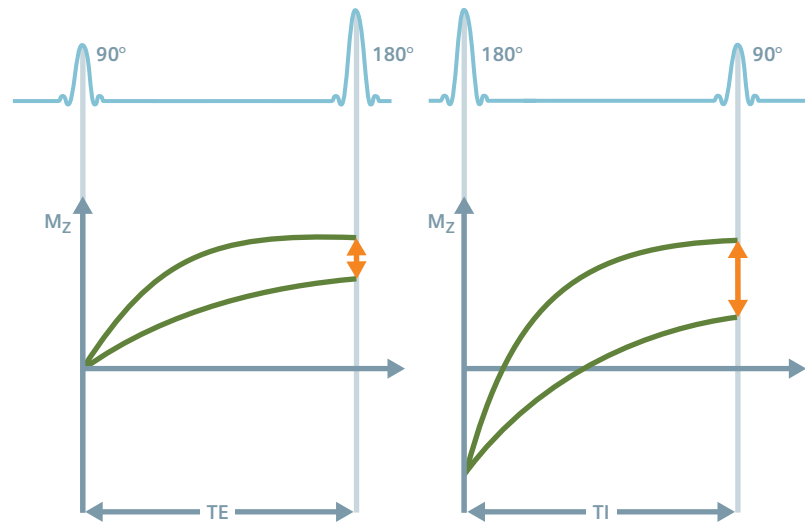


Fort contraste T_1

Alors que la séquence en écho de spin standard fournit le contraste T_1 et en particulier un excellent contraste T_2 , la séquence d'inversion récupération génère un contraste T_1 encore plus élevé.

Alors que l'aimantation longitudinale revient à l'équilibre, quittant sa valeur négative faisant suite à l'inversion, l'aimantation des différents types de tissus atteint zéro à différents moments. L'inversion de l'aimantation améliore la dispersion de ces courbes T_1 , conduisant à l'obtention d'un meilleur contraste T_1 . En choisissant un temps d'inversion TI approprié, nous optimisons le contraste.

Nous pouvons utiliser des séquences IR pour afficher les contrastes T_1 les plus faibles, dans le cerveau d'un nouveau-né par exemple. L'inconvénient réside dans un temps de mesure plus long. Selon le TI , le nombre de coupes mesurées est inférieur à celui d'une technique en spin d'écho pondérée en T_1 .



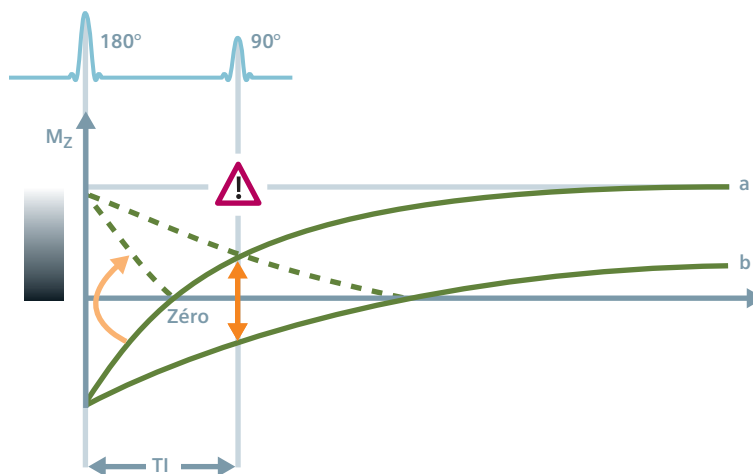
Le point zéro

Éclipser un tissu

Gris sur gris et signal zéro

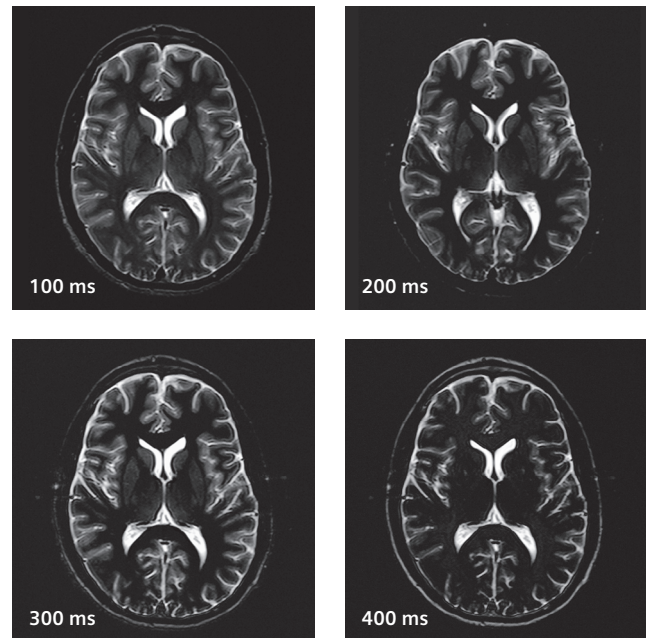
Examinons les courbes de relaxation longitudinale d'un cas particulier. Le TI est sélectionné de sorte que le tissu ayant une relaxation rapide (a) passe par le point zéro plus vite que le tissu ayant une relaxation plus lente (b).

Cela pourrait prêter à confusion si nous n'utilisions que la magnitude des signaux pour contraster l'image. Aucune distinction n'est faite entre l'aimantation longitudinale positive et l'aimantation longitudinale négative. Des types de tissus avec des constantes T_1 largement différentes seraient visualisés avec la même valeur de gris.



La comparaison des images montre l'effet du temps d'inversion TI sur le contraste dans le cerveau. Les signaux émanant de la substance blanche ou de la substance grise risquent de disparaître.

Images comparées par rapport au contraste avec inversion récupération : TI en augmentation. Le signal de la substance blanche décroît lorsque le temps d'inversion TI augmente, et passe par le point zéro au moment où $TI = 300$ ms. Lorsque $TI = 400$ ms, le signal de la substance grise (avec un T_1 plus long) atteint le point zéro alors que le signal de la substance blanche remonte.



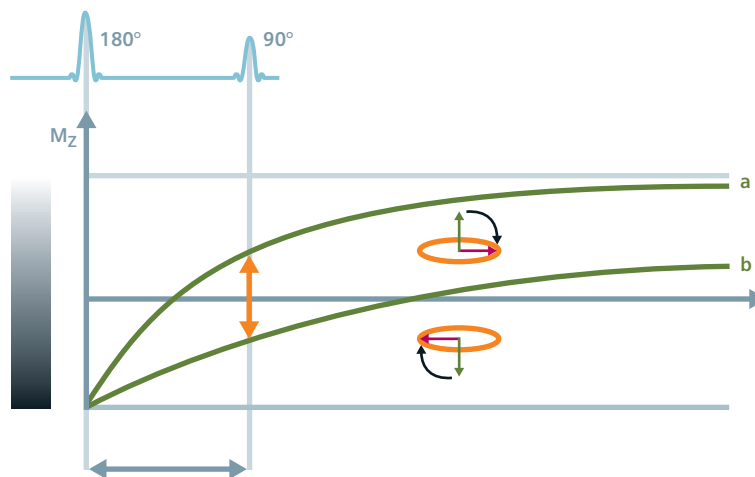
Inversion récupération « vraie »

Le contraste T_1 jusqu'au bout

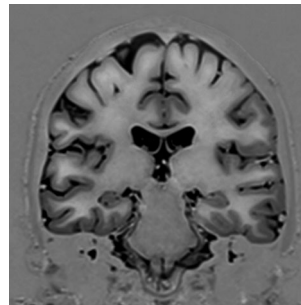
Prise en compte du signe algébrique de l'aimantation

Comment garantir un contraste entre des types de tissus différents ? En tenant compte de l'orientation de l'aimantation longitudinale.

Les aimantations longitudinales positive et négative sont converties par l'impulsion d'excitation de 90 degrés en une aimantation transversale avec un décalage de phase de 180 degrés. Si nous considérons à la fois la magnitude et la différence de phase des signaux, nous pouvons affecter ces signaux à leur aimantation longitudinale d'origine, positive ou négative. Procédant ainsi, nous obtenons un contraste T_1 maximum.



Cette technique de reconstruction sensible à la phase qui donne l'aimantation longitudinale « vraie » est aussi appelée **inversion récupération « vraie »** (séquence TIR, True-IR). Cette application est préconisée en pédiatrie.



Le fond de l'image, habituellement noir, apparaît en gris moyen dans le cas d'une reconstruction sensible à la phase.

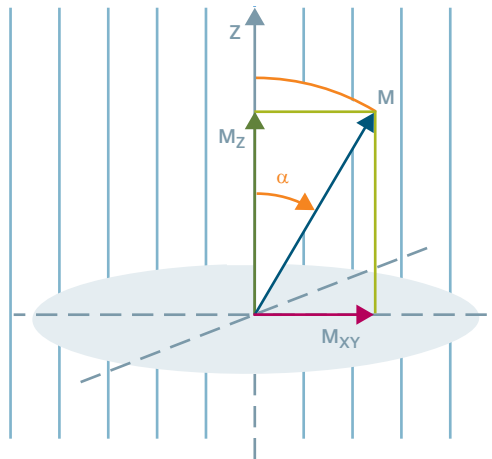
Contraste avec échos de gradient

Signal augmenté et temps de mesure diminués avec un angle de bascule réduit

Diminution du temps de répétition sans perte de signal

Il existe différents types de séquences en écho de gradient utilisés dans la pratique clinique. Un avantage majeur d'une séquence en écho de gradient réside dans la possibilité de diminuer le temps de répétition TR. Le « tour de magie » se situe au niveau de l'angle de bascule : un petit angle de bascule α de moins de 90 degrés. Dans ce cas, nous n'avons pas l'effet de toute l'aimantation M disponible dans le plan XY, mais seulement une partie de celle-ci qui est convertie en une aimantation transversale M_{XY} .

D'autre part, l'aimantation longitudinale *n'est pas* nulle après une telle impulsion α , mais conserve une magnitude réduite M_Z .



Stimulation du signal

Prenons en exemple une impulsion RF avec un angle de bascule de 20 degrés qui génère déjà une aimantation transversale suffisamment élevée de 34 % de sa valeur maximale. L'aimantation longitudinale restante atteint dans ce cas 94 % de sa valeur maximale.

À l'impulsion suivante, une aimantation longitudinale élevée est de nouveau disponible. Avec des temps de répétition très courts (inférieurs à T_1) et après plusieurs impulsions de 20 degrés, l'aimantation atteindra un état d'équilibre appelé « steady state ». Les signaux IRM générés sont même plus élevés qu'avec des impulsions de 90 degrés pour un même TR court. Cette stimulation du signal permet d'avoir des temps de répétition très courts et une durée des mesures extrêmement raccourcie.

Les contrastes générés avec une séquence en écho de gradient sont beaucoup plus complexes qu'avec une séquence en écho de spin.

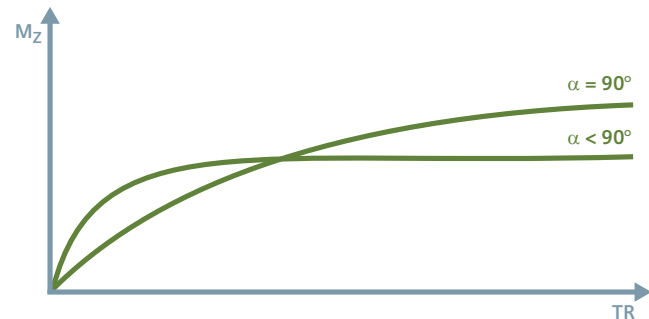
L'angle de bascule optimal

Équilibre de l'angle de bascule entre T_1 et TR

Angle de Ernst et état d'équilibre « steady state »

Pour un type de tissu avec un T_1 spécifique, un signal maximum est généré au moment où l'angle de bascule atteint une valeur bien *définie*, appelée **angle de Ernst**. Cet angle de bascule optimal est une fonction du temps de répétition TR sélectionné.

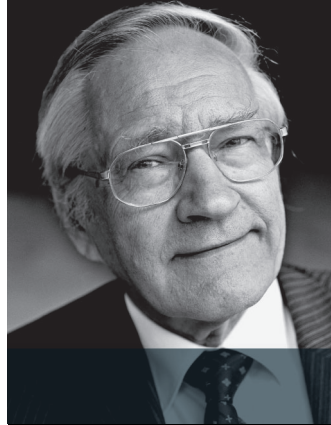
Nous savons que l'aimantation longitudinale récupère proportionnellement à sa taille (croissance exponentielle). Si nous la basculons selon un angle α , l'aimantation longitudinale restante baisse (pour un angle de 20 degrés, elle est égale à 94 % de 94 %, etc.). Elle récupère cependant aussi plus vite. Après des impulsions α répétées, un équilibre s'installe entre les tendances en opposition ; l'aimantation longitudinale reste inchangée après chaque impulsion. Cet équilibre est aussi appelé **steady state**.



Calcul de l'angle de Ernst

Calculons l'angle de bascule optimal, dans le cerveau par exemple : un $T_1 = 800$ ms et un TR de 2500 donnent un angle de 87 degrés qui n'est pas bien loin de 90 degrés. Avec un TR de 100, l'angle de bascule optimal n'est que de 28 degrés.

Pour des images pondérées en densité protonique, un angle inférieur à l'angle de Ernst est souhaitable.



Richard R. Ernst, chercheur en résonance magnétique d'origine suisse et prix Nobel de chimie en 1991 : « Je ne connais aucun autre domaine de la science hormis la résonance magnétique offrant autant de liberté et d'opportunités à un esprit créatif, avide d'inventer et d'explorer de nouveaux schémas expérimentaux pouvant être mis en œuvre dans autant de disciplines diverses. »

« L'angle optimal pour produire l'aimantation maximale dans le plan XY est simple à trouver. L'angle de bascule moyen optimal est donné par l'équation $\cos \alpha = \exp(-TR/T_1)$ »

Richard R. Ernst

FLASH

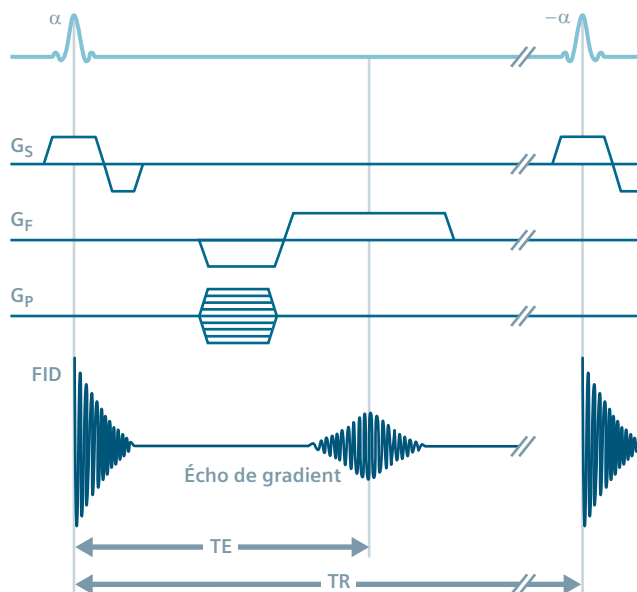
Suppression délibérée de l'aimantation transversale

Exploitation de l'état d'équilibre de l'aimantation longitudinale

La séquence en écho de gradient FLASH (Fast Low Angle Shot) exploite l'état d'équilibre de l'aimantation longitudinale.

Lorsque le temps de répétition TR est très court, une aimantation transversale résiduelle est présente avant l'émission de chaque impulsion α . Cette aimantation restante viendrait s'ajouter au signal acquis consécutivement. Dans une séquence FLASH, elle est éliminée par une forte impulsion de gradient « destructrice » (ou « spoiler »).

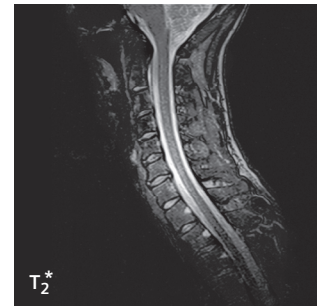
La suppression via les impulsions RF peut également être réalisée en appliquant une phase variable aux pulses α suivants.



Contrastes avec FLASH

FLASH permet d'obtenir des contrastes T_1 très forts en utilisant un TR extrêmement court.

- Contraste T_1 :
TR court (40–150 ms)
TE court (5–10 ms)
 α moyen à grand (40°–80°)
- Contraste T_2^* :
TR long (500 ms)
TE relativement long (18–40 ms)
 α petit (5°–20°)
- Contraste de densité protonique :
TR long (500 ms)
TE court
 α petit (5°–20°)



Comparaison d'images montrant
des contrastes FLASH

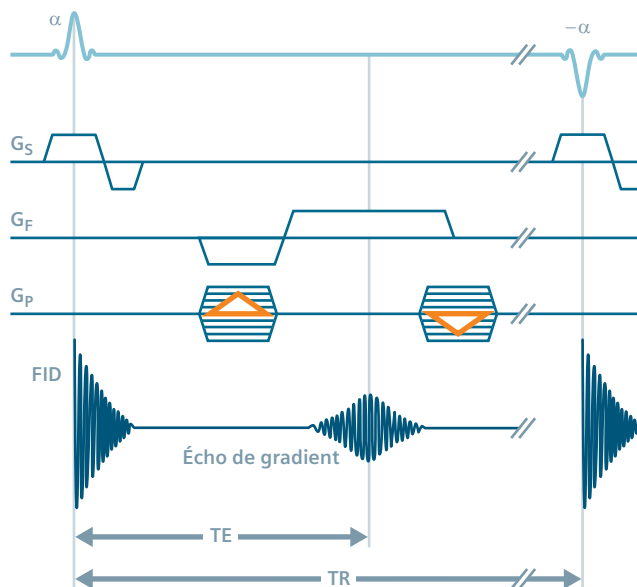
FISP

Utilisation d'une aimantation transversale uniforme

Échos de gradient refocalisés

Avec la séquence FISP (**F**ast Imaging with **S**teady-state **P**recession), l'aimantation transversale restante n'est pas éliminée avant l'impulsion α suivante. Au lieu de cela, elle contribue à la formation du signal avec l'aimantation longitudinale.

Pour obtenir une aimantation transversale uniforme, les gradients de déphasage dans la direction du codage de phase (G_P) sont compensés après l'écho par l'application de gradients de polarité inverse. L'aimantation est basculée dans la direction opposée après chaque temps de répétition TR avec une impulsion α négative. Les impulsions α suivantes connaissent une alternance de polarité.



Contraste avec FISP

L'intensité de l'aimantation longitudinale dépend de T_1 ,
l'amplitude de l'aimantation transversale dépend de T_2^* .
Le contraste est une fonction du rapport de T_1 sur T_2^* et dépend
généralement de TR.

- Contraste T_1/T_2^* :
TR court
TE court
 α moyen

Le temps de répétition TR doit être le plus court possible.
Un long TR force la séquence FISP à se comporter comme une
séquence FLASH.



Contraste avec 3D FISP





La qualité d'image, tactique ultime

La qualité d'image est essentielle en imagerie par résonance magnétique. Son secret réside dans l'optimisation du processus en fonction du temps de mesure requis.



Contraste, signal et bruit

Les critères les plus importants pour la qualité d'image sont :
un signal fort, un bruit faible, un bon contraste et une
résolution suffisante.

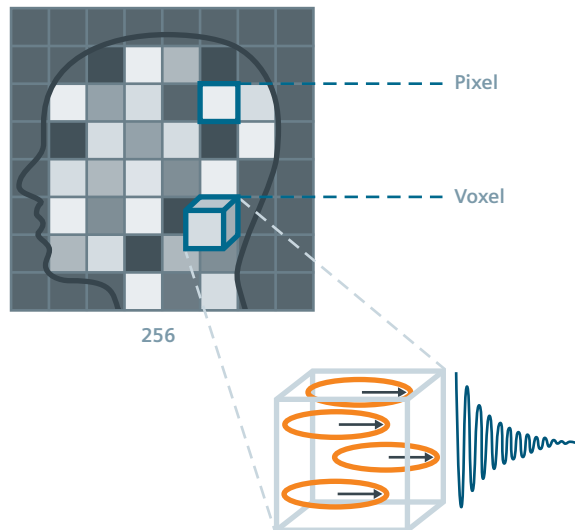
Commençons par un signal fort

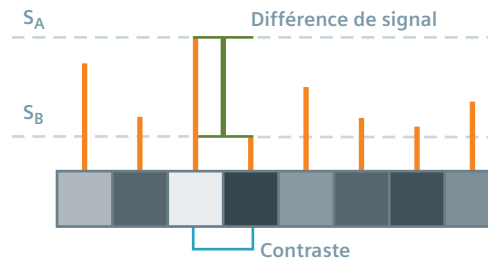
L'image de RM est composée d'une multitude d'éléments d'image, les pixels. Chaque pixel a une valeur de gris qui lui est propre. Dans l'image, les pixels représentent les différents éléments de volume (voxels) dans la coupe mesurée.

Pendant la mesure, chaque voxel dans une coupe contribue à la formation du signal global de RM.

L'**intensité du signal** par voxel dépend avant tout de la quantité de protons contribuant à la génération du signal, autrement dit des densités protoniques locales.

Plus le nombre de protons contribuant à l'aimantation est élevé, plus le signal est fort.





Comment générer le contraste

Les pixels hyperintenses dans l'image représentent les signaux les plus forts, les pixels hypointenses les signaux plus faibles. Pour simplifier, nous avons choisi un exemple montrant une seule ligne de huit pixels.

Le **contraste** dans l'image est la différence relative dans l'intensité des signaux entre deux types de tissus voisins, A et B. En d'autres termes, le contraste résulte d'une différence entre signaux :

$$\text{Contraste} = \text{Différence de signal} = S_A - S_B$$

La **résolution du contraste** est la capacité de faire la différence entre les valeurs de gris dans des structures adjacentes. Chaque type de tissu émet une intensité de signal différente. Cela permet de faire une différenciation anatomique dans l'image et, dans l'analyse finale, de distinguer le tissu pathologique du tissu sain.



Images comparées : faible contraste T₁ (à gauche), fort contraste T₁



Signal et Bruit

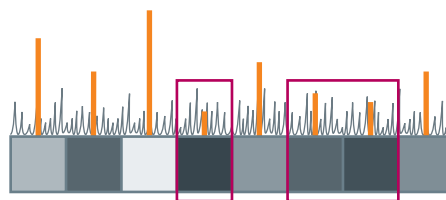
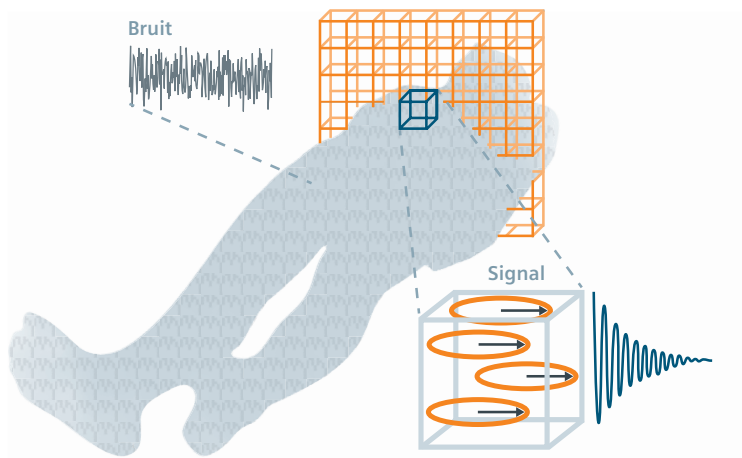
Inévitable, le bruit exerce une influence néfaste sur la qualité d'image

Si le bruit prend le dessus

Le BRUIT dans l'image se présente sous un aspect granuleux, semblable à la « neige » sur les écrans de télévision. Il traduit les fluctuations statistiques qui se manifestent dans l'intensité des signaux qui ne participent pas à la formation de l'image. Il existe deux sources principales à l'origine de ce parasitage.

Du bruit est généré dans l'ensemble du corps humain par le mouvement brownien des molécules. À cela s'ajoute le bruit électronique lié à la technique de réception.

Un problème se pose lorsque le signal émanant d'une coupe est trop faible. Dans ce cas, le signal risque d'être « submergé » par le bruit.

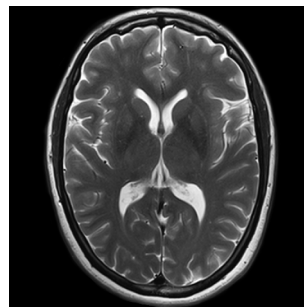
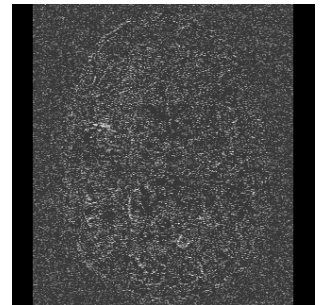
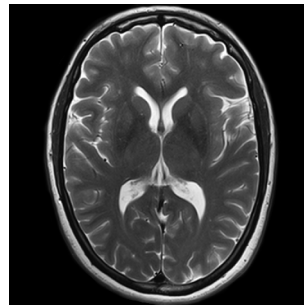


Le rapport signal sur bruit

La relation entre l'intensité du signal recherché et le bruit statistique, le **rapport signal sur bruit** (S/B) est un critère important pour la qualité des images de RM :

$$S/B = \frac{\text{Signal}}{\text{Bruit}}$$

Un rapport S/B élevé se traduit par une image moins granuleuse.



Images comparées :
les deux images à gauche
ont été acquises de la même
manière, puis soustraites l'une
de l'autre (= différence pixel
par pixel en valeurs de gris).
Ce qui reste est un bruit de
fond (à droite).

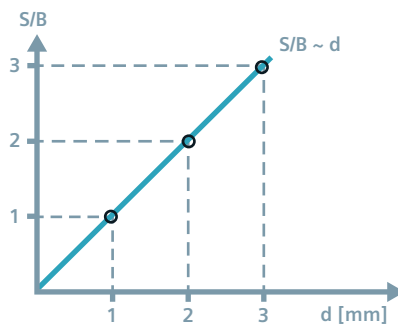


Amplification du signal

Un signal fort, première étape vers une bonne qualité d'image

Augmentation de l'épaisseur de coupe

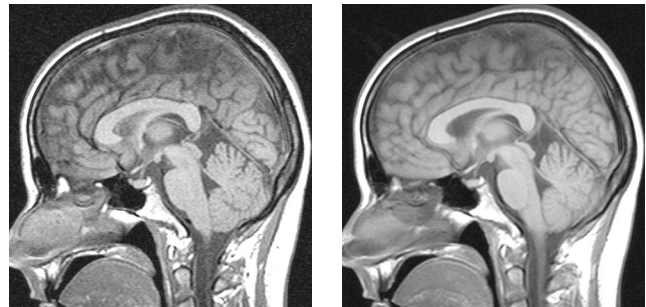
Supposons que nous agrandissons le voxel en mesurant une coupe plus épaisse. Il en résulte une augmentation de l'**intensité du signal** en raison du nombre plus élevé de protons contribuant à la formation du signal. Pourtant, et c'est ce qui est sensationnel et sert notre cause, la proportion de bruit reste la même car le bruit ne vient pas seulement de la coupe, mais plutôt de l'ensemble du corps du patient (ou plus précisément, du volume de sensibilité de l'antenne réceptrice). Autrement dit : plus la coupe est épaisse, plus le signal est fort et plus le rapport S/B est élevé.



Le rapport S/B est directement proportionnel à la taille du voxel.

Inconvénients : l'augmentation de l'épaisseur de coupe affaiblit la résolution spatiale dans la direction de coupe. Cela peut donner lieu à des effets de volume partiel qui déforment les images (donnant à voir par exemple des os en saillie dans des tissus mous).

Remarque : doubler la taille de la matrice pour améliorer la résolution dans le plan réduira de quatre fois la taille des voxels. Le rapport S/B diminuera en conséquence de quatre fois.



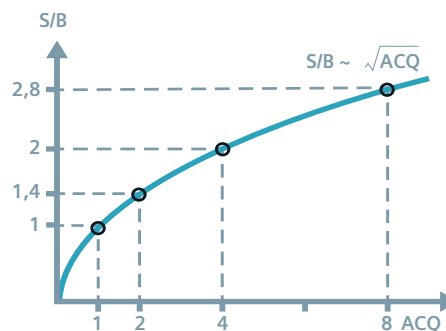
Images comparées : l'image à droite montre une coupe trois fois plus épaisse que la coupe dans l'image à gauche. Le rapport S/B y est trois fois plus élevé.



Augmentation du nombre d'acquisitions

Il n'est pas nécessaire de sélectionner une épaisseur de coupe excessive. Le rapport S/B peut être amélioré par d'autres méthodes comme par exemple : en mesurant plusieurs fois la même coupe (plusieurs **acquisitions**) et en accumulant les résultats dans une seule image.

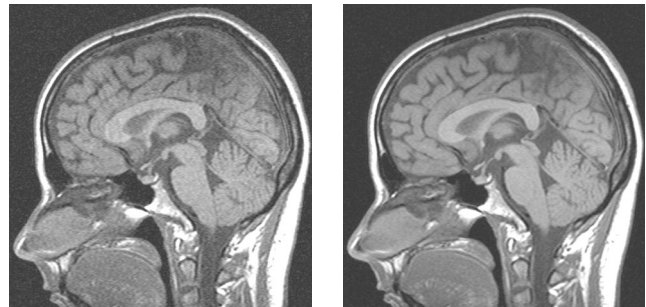
Cependant, le rapport S/B n'augmente pas de façon linéaire, le gain a plutôt tendance à diminuer au fur et à mesure l'on accumule le signal.



Le rapport signal/bruit est proportionnel à la racine carrée du nombre d'acquisitions.

Exemple : si vous avez effectué quatre acquisitions et calculé la moyenne sur une seule coupe, le rapport S/B total sera le double de sa valeur initiale.

Inconvénient : le temps de mesure augmente avec le nombre des acquisitions.



Images comparées : à gauche 1 mesure, à droite 4 mesures.
Résultats : à droite, le rapport S/B est deux fois plus élevé qu'à gauche



Le contraste effectif

Un critère de qualité qui se rapporte à ce que nous voyons dans l'image

Combiner le contraste et le bruit

Le contraste que nous observons et évaluons dans l'image est bien plus qu'une différence d'intensité entre les signaux : le contraste effectif est également lié au niveau de bruit.

Un rapport signal sur bruit (S/B) élevé à lui seul ne suffit pas pour garantir une différenciation aisée entre deux structures dans une image.

Le **rapport contraste sur bruit (C/B)** dans une image de RM représente la différence entre les rapports S/B de deux types de tissus, A et B :

$$C/B = S/B_A - S/B_B$$

Le rapport C/B qui exprime le contraste effectif est un meilleur critère de qualité que le rapport S/B.



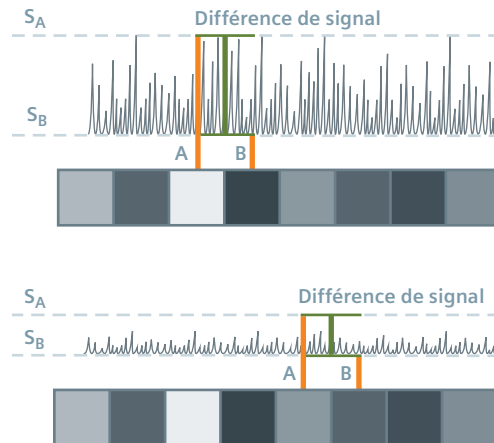
Images comparées : bon rapport C/B, rapport C/B médiocre

Quand le contraste est trop parasité

Supposons que nous obtenons une différence de signal notable entre deux types de tissus A et B. Dans ce cas, nous disposons d'un bon contraste. Toutefois, si nous mettons cette différence de signal en relation avec un bruit élevé, le contraste se noie dans le bruit.

Revenons à notre exemple : bien que la différence de signal soit plus élevée dans le premier que dans le second cas, le rapport C/B est plus faible et par conséquent le contraste effectif l'est aussi.

Pour obtenir une bonne qualité d'image, la différence de signal entre deux types de tissus doit être significative en dépit du bruit.





CE QU'IL FAUT RETENIR

Les rapports S/B et C/B sont des critères importants pour la qualité des images de RM. Ils expriment le lien existant entre le signal et le contraste d'une part et le bruit d'autre part.

L'intensité du signal est déterminée en grande partie par la densité protonique du voxel observé. Plus le nombre de protons contribuant à l'aimantation est élevé, plus le signal est fort.

Le contraste est la différence d'intensité du signal entre deux types de tissus.

Le rapport signal sur bruit (S/B) décrit la relation entre l'intensité du signal et le bruit. Le rapport S/B peut être amélioré en augmentant l'épaisseur de coupe et le nombre d'acquisitions.

Le rapport contraste sur bruit (C/B) représente la différence entre les rapports S/B de deux types de tissus. Il constitue un meilleur critère de qualité que le rapport S/B .



**Contraste, signal
et bruit**

**À propos de la taille d'image
et de la résolution**

**Accélération
de la mesure**



À propos de la taille d'image et de la résolution

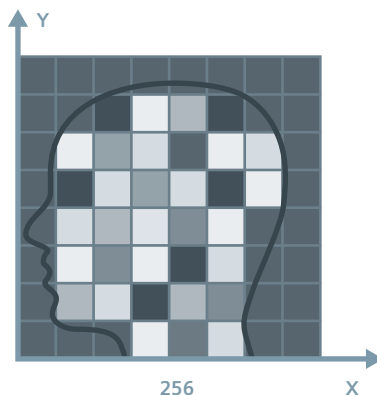
Résolution spatiale des structures acquises dans l'image

La matrice détermine la résolution

La taille de la matrice détermine la résolution et le temps de mesure. Si vous diminuez de moitié le nombre de lignes (résolution de phase), vous diminuez également de moitié le temps de mesure, car le nombre des incréments de codage de phase se trouve également réduit de 50 % et ils sont chronophages. Si vous doublez la résolution de phase, vous augmentez de 50 % le temps de mesure.

Temps de mesure = résolution de phase × TR (temps de répétition) × nombre d'acquisitions

Exemple : pour une acquisition avec une résolution de phase de 256 points et un temps de répétition TR de 500 ms, la mesure durera 128 secondes.

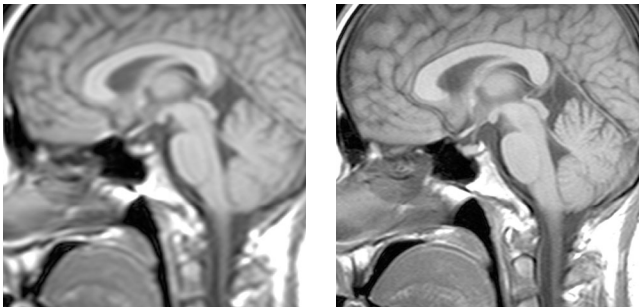


Taille de la matrice et rapport signal sur bruit

La taille de la matrice influence également le rapport signal sur bruit. Avec des voxels plus grands, les protons contribuant à la formation du signal sont plus nombreux.

Si vous agrandissez la taille de la matrice de mesure sans modifier les autres paramètres, la résolution sera améliorée en conséquence. Les voxels deviennent plus petits et le rapport S/B diminue aussi. Le rapport signal/bruit est proportionnel à la taille du voxel. Cela signifie qu'à épaisseur de coupe constante, le S/B est proportionnel à la taille du pixel.

Matrice	Rapport S/B relatif
128	4,0
256	1,0
512	0,25



Images comparées : matrice de 128 (à gauche) avec faible résolution et rapport S/B élevé, matrice de 256 (à droite) avec résolution élevée et rapport S/B plus faible



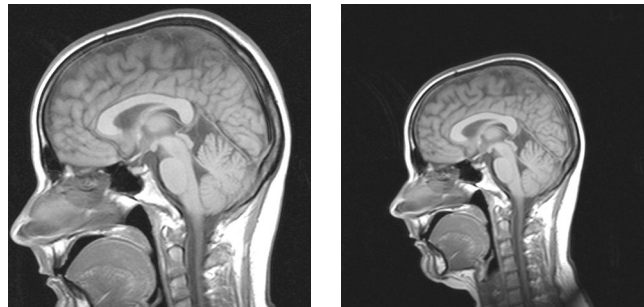
Le champ de vue

Optimisation de la résolution dans le plan et du temps de mesure

Qu'appelle-t-on le champ de vue ?

Le **champ de vue**, abrégé FOV pour Field of View, est la zone d'image de forme carrée ou rectangulaire à mesurer (en mm). En bref, le FOV détermine ce que vous pouvez voir dans l'image de RM.

Pour ne pas perdre du temps et obtenir une résolution maximale, le FOV doit être ajusté à la zone à examiner.



Images comparées : FOV = 230 mm (à gauche), FOV = 330 mm (à droite), inutilement grand

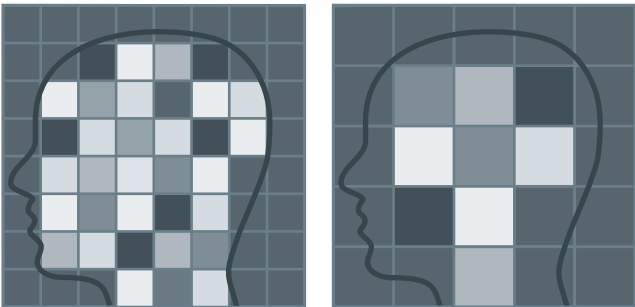
Taille des pixels et résolution dans le plan

Pour une même taille de matrice, plus le champ de vue est petit, plus la résolution dans le plan est élevée. Le nombre de pixels par unité de surface augmente, alors que les pixels eux-mêmes diminuent en taille. Inversement, en conservant la même taille de matrice mais en agrandissant le FOV, on augmente la taille des pixels. La résolution diminue en conséquence.

$$Taille\ de\ pixel = \frac{FOV}{Taille\ de\ matrice}$$

Plus les pixels sont petits, meilleure est la résolution dans le plan.

FOV (mm)	Taille de matrice
256	256×256
256	128×128
128	128×128



FOV de 256 mm
Matrice de 256×256

FOV de 350 mm
Matrice de 256×256

L'image à droite est agrandie pour montrer la tête à la même taille. Les pixels sont plus grands, la résolution est moindre.

CE QU'IL FAUT RETENIR

La taille de la matrice, le champ de vue (FOV) et l'épaisseur de coupe affectent la résolution, mais aussi le temps de mesure et le rapport signal sur bruit.

Une modification de ces paramètres a plusieurs effets.
La meilleure solution est un compromis entre la qualité d'image et le temps de mesure.

Résumé des effets de ces paramètres :

	Temps de mesure	Résolution	S/B
Matrice ↑	↑	↑	↓
FOV ↑	–	↓	↑
Épaisseur de coupe ↑	–	↓	↑



Accélération de la mesure

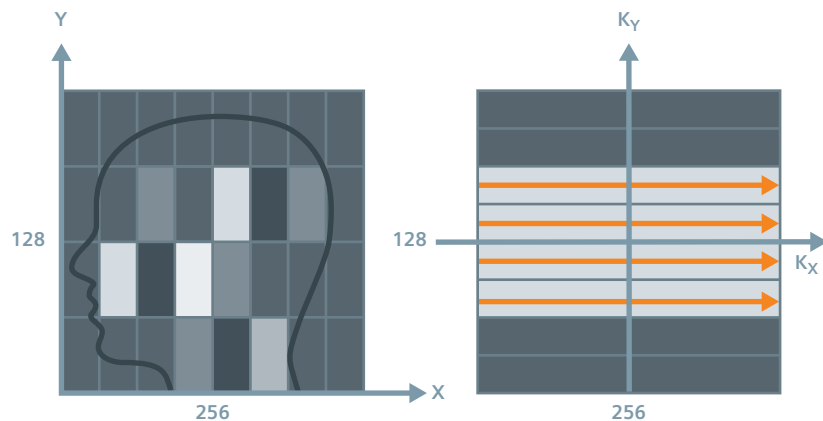
Réduire la taille de la matrice du champ de vue pour accélérer la mesure

Diminution de la résolution de phase

Pour accélérer la mesure, vous pouvez choisir une matrice de mesure plus petite avec une résolution de phase moindre. Au lieu de 256×256 , vous sélectionnez par exemple 128×256 . Les pixels sont maintenant rectangulaires.

Pourquoi la mesure est-elle plus rapide ? La résolution de phase de la matrice de mesure correspond au nombre d'incrément de codage de phase (NP). Elle est directement proportionnelle au temps de mesure ($NP \times TR$).

Une demi-résolution de phase (par exemple, 128) correspond à la moitié du nombre d'incrément de codage de phase. Le temps de mesure est réduit de moitié.

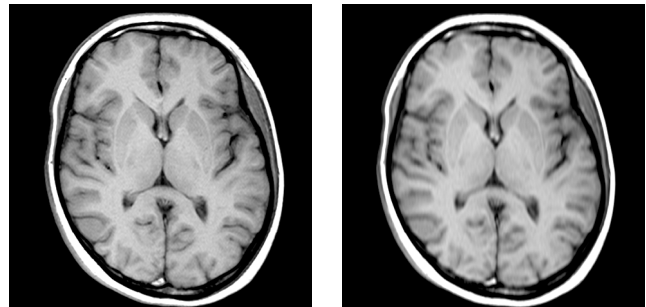


Remplissage de la matrice de données brutes

Réduite, la matrice de mesure est rectangulaire, et l'acquisition des signaux se fait uniquement au niveau des lignes de données brutes situées au centre de la matrice. Les lignes manquantes en périphérie dans l'espace k sont remplies par des zéros.

Pourquoi est-ce que ça marche ? Vous vous souvenez que des structures fines sont représentées dans les régions en bordure dans l'espace k. Les lignes au centre fournissent le contraste essentiel. Lorsqu'une image est reconstruite à partir des données brutes, les pixels sont interpolés dans la direction du codage de phase.

La résolution de l'image diminue en même temps que la résolution de phase (si cette dernière est réduite par exemple de 50 %, la résolution de l'image baisse de 50 % dans cette même direction). Les voxels étant plus grands, le rapport S/B augmente.



Images comparées : résolution de phase de 100 % (à gauche) et de 50 % (à droite)



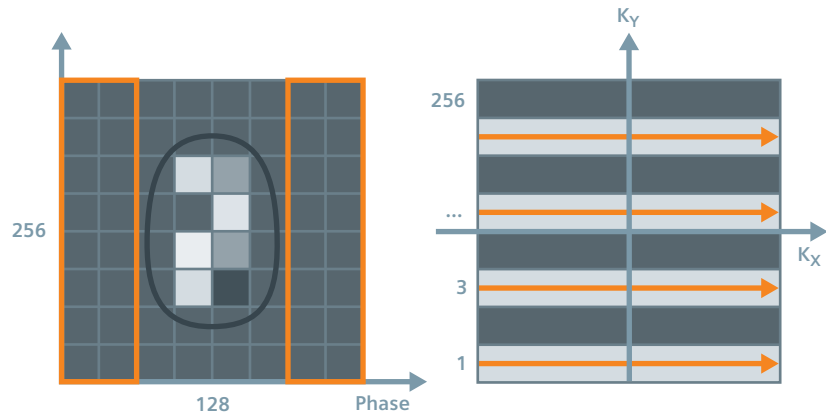
Rognage du champ de vue

En rognant le FOV dans la direction du codage de phase, on accélère la vitesse d'acquisition des images

Champ de vue rectangulaire

Lorsque l'objet à mesurer ne remplit pas complètement un carré, nous pouvons choisir un champ de vue rectangulaire. Si nous rognons de moitié le FOV dans la direction du codage de phase, nous n'avons besoin que de la moitié des incréments de codage de phase. Une ligne sur deux seulement est occupée par des données brutes, les autres ne contiennent que des zéros.

Le temps de mesure est directement proportionnel au nombre d'incrément du codage de phase. Pour cette raison, le temps de mesure d'un demi-FOV est réduit de 50%.

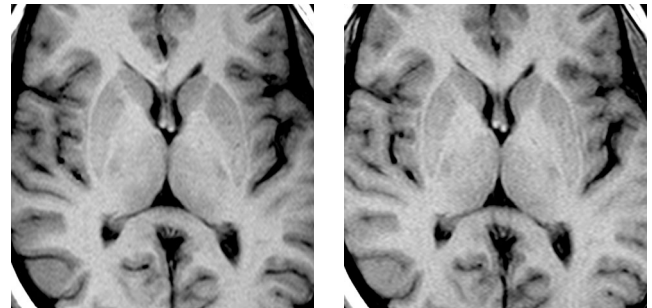


Mesure plus rapide à la même résolution

Avec un FOV réduit de moitié et le nombre d'incrément de codage de phase divisé par deux, la taille du voxel reste inchangée, tout comme la résolution spatiale.

Le rapport S/B décroît.

Un FOV de forme rectangulaire constitue donc une solution acceptable pour accélérer l'acquisition des images.



Images comparées : FOV avec 100% d'incrément de codage de phase (à gauche) et 50% (à droite)



Mesure d'une partie des données brutes

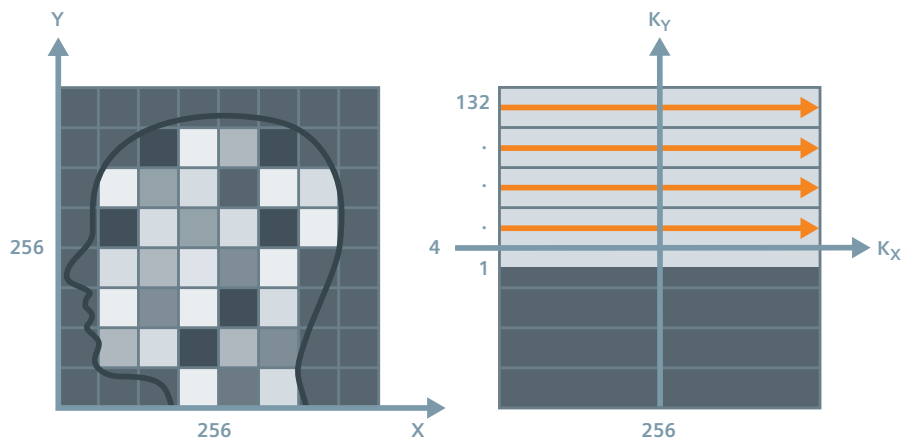
Exploiter la symétrie de l'espace k

Demi-Fourier

Avec la technique en demi-plan de Fourier, c'est une moitié seulement de la matrice de données brutes (espace k) qui est remplie avec des données dans la direction du codage de phase. Les données manquantes sont reconstruites de manière symétrique.

De faibles inhomogénéités du champ magnétique entraînent des déformations de phase. Pour cette raison, un peu plus de la moitié des incréments de codage de phase sont acquis pour la correction de phase.

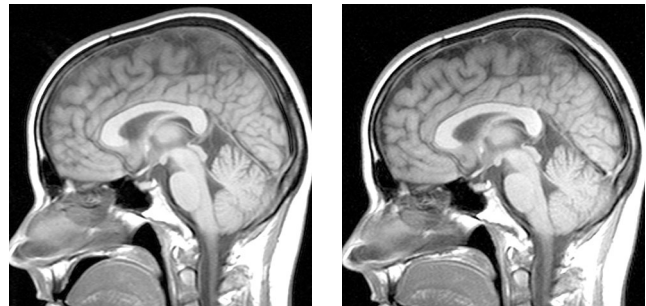
Il en résulte un temps de mesure quasiment réduit de moitié.



Données brutes partielles

La technique d'acquisition partielle du plan de Fourier fonctionne de la même façon que la technique d'acquisition en demi-plan de Fourier : une partie seulement de l'espace k est remplie dans la direction du codage de phase (5/8, 6/8 ou 7/8).

Quel est l'impact sur la qualité d'image ? La résolution n'est pas altérée puisque la taille des voxels n'a pas changé. Le rapport S/B décroît. Dans la plupart des cas, une différence pourra tout juste être discernée entre des images acquises avec et sans technique en demi-plan de Fourier ou en plan de Fourier partiel.



Images comparées : acquisition normale (à gauche) et en demi-plan de Fourier (à droite)

Synthèse

Le temps de mesure peut être raccourci en réduisant la résolution de phase ou bien en réduisant à la fois la résolution de phase et le champ de vue. Exemples démontrant les effets sur le rapport S/B et la résolution :

	S/B	Résolution
Champ de vue 100% Résolution de phase 50%	Meilleur	Moindre
Champ de vue 50% Résolution de phase 50%	Moindre	Inchangée
Demi-Fourier	Moindre	Inchangée





Amélioration de la valeur diagnostique

L'IRM n'a cessé de faire des progrès depuis son invention. Il est bon de se remettre en mémoire quelques-unes des techniques et innovations qui ont ponctué l'histoire de l'IRM, les unes modestes, d'autres plus retentissantes, les unes anciennes, d'autres plus récentes et qui ont servi à améliorer la valeur diagnostique de l'IRM.

Échos et coupes multiples

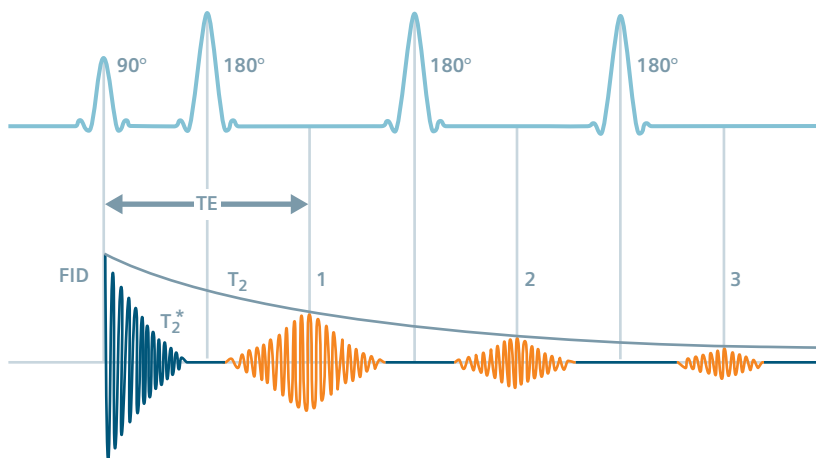
Une expérience multiécho

Échos multiples avec différents degrés de pondération en T_2

Une succession d'échos

Nous avons défini de manière générique la séquence d'impulsions qui contribue à l'acquisition de l'image de résonance magnétique. Rien ne s'oppose à la génération de plusieurs échos pendant le temps de répétition TR. Dans une **séquence multiécho**, plusieurs impulsions de 180 degrés se succèdent, générant plusieurs échos de spin avec différents degrés de pondération en T_2 .

Dans une séquence multiécho, l'amplitude du signal diminue en même temps que la relaxation transversale : plus le temps d'écho est long, plus l'écho est faible. La chute du signal qui dépend du temps d'écho suit l'évolution du temps de relaxation T_2 du tissu. Nous pouvons répéter cela jusqu'à ce que l'aimantation disparaisse entièrement.



Création d'une image T_2 pure

La chute du signal qui dépend du temps d'écho dans une séquence multiécho peut être exploitée pour calculer une image T_2 purement paramétrique, que nous appelons **carte T_2** .



Imagerie multicoupe

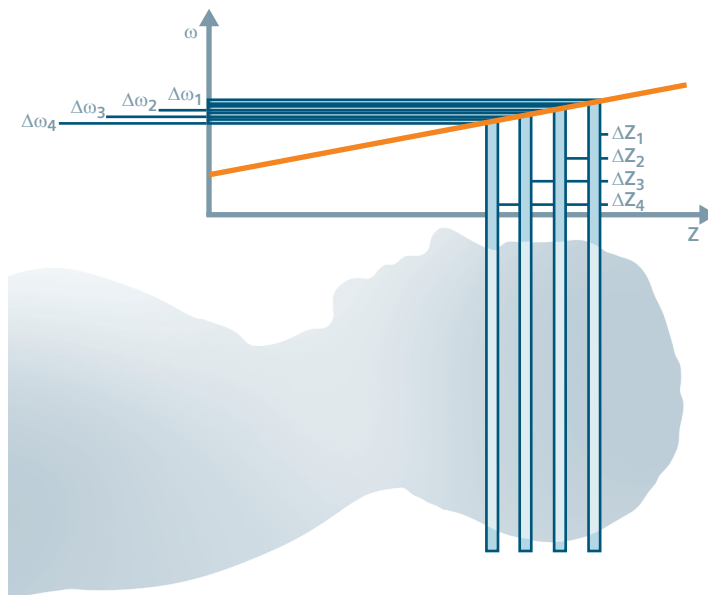
La norme en IRM

Mesure de plusieurs coupes en une fois

Pour couvrir une région du corps, nous pouvons mesurer une série de coupes en 2D ou bien un cube en 3D (voir la section suivante).

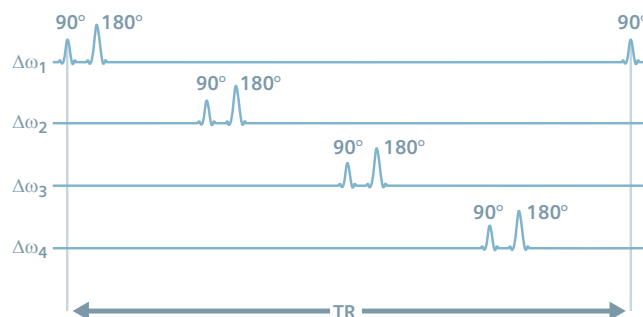
Le gradient linéaire de sélection de coupe permet de faire la distinction entre les différentes coupes excitées par la succession rapide des impulsions RF dans la séquence.

Le temps d'écho TE étant toujours beaucoup plus court que le temps de répétition TR, nous pouvons exciter des coupes supplémentaires (par exemple, z_1 à z_4). en utilisant une **séquence multicoupe**.



La séquence multiécho utilise une série d'impulsions de 90 degrés et de 180 degrés avec des fréquences de résonance différentes, correspondant aux positions définies des coupes. Cette méthode nous procure en une mesure toutes les coupes nécessaires à l'examen d'une zone ou d'une région particulière.

Il n'est pas obligatoire que ces coupes soient parfaitement axiales. En activant correctement les gradients de champ, nous pouvons faire l'acquisition de coupes avec des orientations quelconques, et même changer l'orientation des coupes d'une coupe à l'autre.



Imagerie volumique : 3D

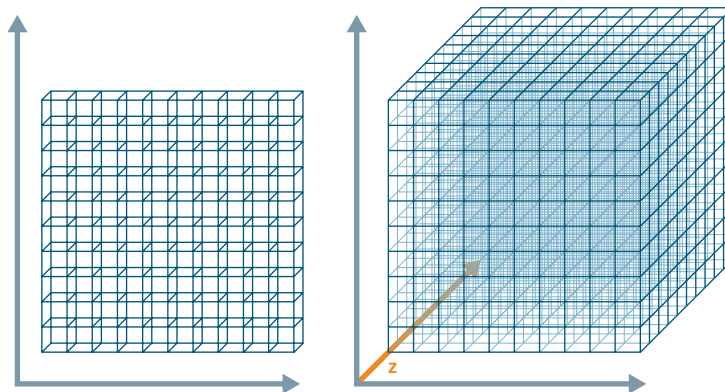
Création de vues spatiales d'une région d'intérêt

Génération de données 3D

Des séquences d'impulsions rapides 3D avec un temps de répétition TR court permettent l'acquisition de données tridimensionnelles. Le volume de mesure entier, le **volume 3D**, est excité dans sa totalité et non par coupes individuelles.

Des phases différentes peuvent être localisées avec précision dans l'espace. C'est le principe de base du codage de phase. Pour générer des données 3D, nous superposons un gradient de codage de phase supplémentaire dans la direction de sélection de coupe (« z » dans notre exemple).

Par l'entremise d'un codage de phase supplémentaire, perpendiculaire au plan d'image, et d'images contiguës, nous obtenons des informations pour un volume défini. Les plans de ce volume sont appelés des **partitions**.



Création de vues spatiales

Les jeux de données 3D qui ont été générés peuvent être exploités à l'aide d'un logiciel de post-traitement standard pour créer des vues spatiales (des images de vaisseaux en 3D par exemple).

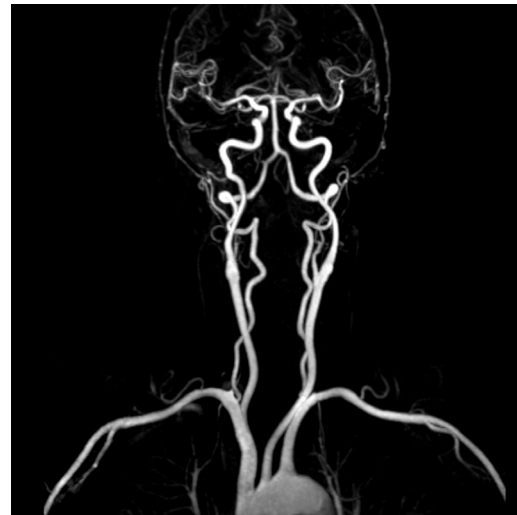


Image spatiale reconstruite à partir de données 3D, une projection d'intensité maximale MIP (Maximum Intensity Projection)

**CE QU'IL FAUT RETENIR**

Une séquence multiécho génère des échos multiples quand on applique plusieurs impulsions d'excitation successives. Cela est possible aussi longtemps que dure la relaxation T_2 .

Imagerie multicoupe (2D) : une séquence multicoupe crée une série de coupes dans la région d'intérêt.

Imagerie volumique (3D) : des séquences d'impulsions 3D rapides permettent l'acquisition de jeux de données 3D à partir desquels il est possible de créer des vues spatiales.

Train d'échos : écho de spin rapide	Imagerie écho-planaire (EPI)	Acquisition parallèle	Champs plus élevés	Imagerie hybride
--	---------------------------------	--------------------------	-----------------------	---------------------

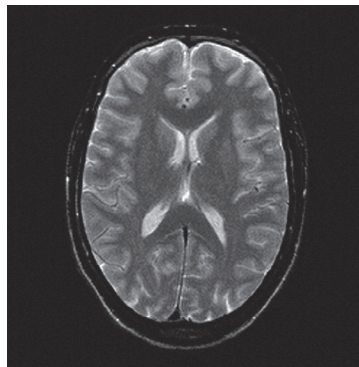


Train d'échos : écho de spin rapide

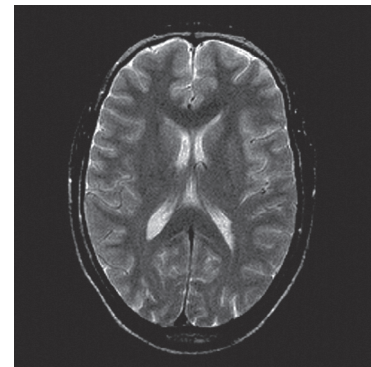
Temps de mesure plus courts et meilleur contraste des tissus

L'émergence d'un écho de spin rapide

Les techniques en écho de spin classiques peuvent durer plusieurs minutes par coupe. Les séquences en écho de spin rapide (TurboSE, TSE) raccourcissent considérablement le temps d'acquisition et ont largement remplacé les techniques en écho de spin classiques. De nos jours, l'utilisation de l'imagerie en ES rapide (Turbo SE) est devenue la routine en IRM.



Images comparées : écho de spin T_2



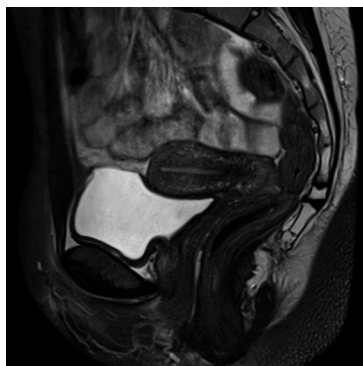
écho de spin rapide T_2

L'écho de spin rapide est basé sur l'imagerie RARE inventée en 1986 par le chercheur allemand en IRM clinique, Jürgen Hennig : « Le monde (et le monde de la résonance magnétique en particulier) est plein de choses « impossibles » qui sont pourtant devenues des réalités. »

Fort contraste T_2

Dans la plupart des cas, les séquences en écho de spin rapide ou Turbo SE sont utilisées pour obtenir des images pondérées en T_2 . La différence la plus notable entre la technique en écho de spin rapide (Turbo SE) et la technique en écho de spin classique réside dans le signal hyperintense de la graisse dans les images fortement pondérées en T_2 . Une technique Turbo SE pondérée en T_1 est également possible et fréquemment utilisée pour l'imagerie du rachis.

Les séquences en écho de spin rapide offre un bien meilleur contraste entre la substance blanche et la substance grise. Il est difficile d'imaginer une imagerie neuroradiologique sans les possibilités de résolution offertes par les séquences en écho de spin rapide.

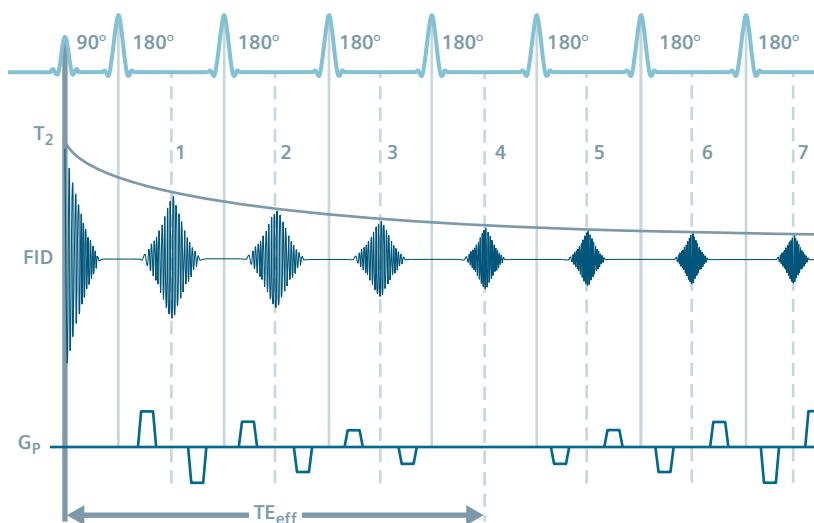




Le facteur turbo définit la vitesse

Turbo SE est une séquence multiécho rapide : pendant le temps que dure une séquence en écho de spin simple pour faire l'acquisition d'un seul écho, la séquence Turbo SE fait l'acquisition d'une série d'échos que nous appelons **train d'échos**. Chaque écho du train d'échos a un codage de phase *différent* (G_p) pour remplir une ligne de la matrice de données brutes. La longueur du train d'échos détermine l'économie de temps maximale, dite **facteur turbo**. Exemple : avec un facteur turbo de 7, la séquence Turbo SE mesure 7 fois plus vite qu'une séquence en écho de spin avec des paramètres comparables.

L'écho situé au centre lorsque le gradient de codage de phase est nul détermine le contraste de l'image. L'intervalle de temps entre l'impulsion de 90 degrés et l'écho central représente le **temps d'écho effectif** TE_{eff} .

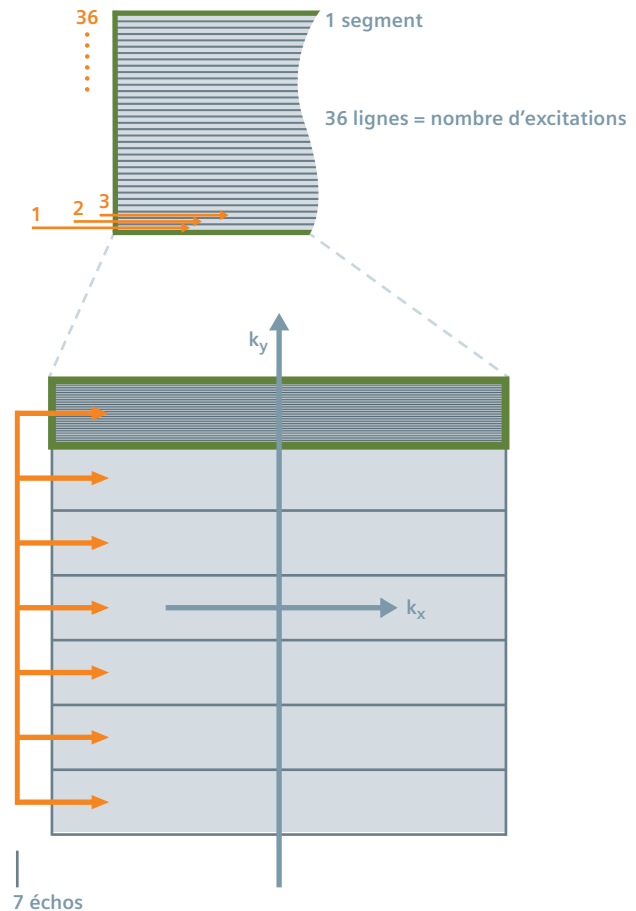


Remplissage segmenté de la matrice de données brutes

C'est la technique de segmentation de l'espace k qui a rendu possible l'écho de spin rapide : en effet, pendant que s'écoule le temps de répétition TR, la séquence en écho de spin rapide fait l'acquisition d'une série entière de lignes de données brutes, alors qu'une technique conventionnelle ne pourrait faire l'acquisition que d'une seule ligne.

Prenons l'exemple d'une matrice de données brutes (espace k) se composant de 7 segments (= facteur turbo) de 36 lignes chacun. Le nombre total de lignes est un multiple entier de la longueur du train d'échos ($7 \times 36 = 252$).

Cela signifie qu'à chaque train d'échos, une ligne de données brutes est remplie pour chaque segment, ce qui crée un « peigne » de lignes remplies. Cette « acquisition en peigne » doit être répétée 36 fois, comme le montre notre exemple.





Optimisation des paramètres pour Turbo SE

Avec un TR fixe, plus le train d'échos est long, plus le temps de mesure est court. Par conséquent, plus de coupes peuvent être acquises par un même temps. Au même moment, la chute de T_2 s'intensifie, ce qui réduit la résolution dans la direction du codage de phase, en particulier si le tissu est examiné avec un T_2 court.

Pour garantir la détection de petites hémorragies cérébrales par exemple, on utilise un TR plus long et une résolution plus élevée afin d'améliorer le contraste. Le facteur turbo peut être abaissé, de 15 à 5 par exemple, mais dans l'ensemble la diminution du temps d'acquisition reste significative.

Un autre développement des techniques Turbo SE implique l'alliance avec une impulsion d'inversion (Turbo Inversion Recovery, TIR) ou un demi-plan de Fourier (Half Fourier Acquired Single Shot Turbo Spin Echo, HASTE), ou bien l'ajout d'échos de gradient (Turbo Gradient Spin Echo, Turbo GSE). Les techniques en écho de spin les plus rapides utilisent un train d'échos complet de 256 échos, voire plus (single-shot Turbo SE ou RARE, Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement).

CE QU'IL FAUT RETENIR

Une séquence en écho de spin rapide (séquence Turbo SE) accélère l'acquisition d'image en générant une série d'échos de spin pour chaque excitation, que l'on appelle un train d'échos.

La matrice de données brutes (espace k) est segmentée. Pour un train de 15 échos par exemple (= facteur turbo), 17 impulsions d'excitation seulement seront requises. Il en résulte un temps d'acquisition extrêmement raccourci.

Le contraste des séquences Turbo SE est dominé par la pondération T_2 .



Imagerie écho-planaire (EPI)

Acquisition d'une image complète en un seul « tir »

De la ligne au plan

Dans la plupart des techniques d'acquisition conventionnelles que nous avons examinées jusqu'à présent, telles que les séquences en écho de spin ou en écho de gradient, les échos générés remplissent la matrice de données brutes (espace k) ligne après ligne.

L'**imagerie écho-planaire (EPI)** est une méthode « single-shot ». Cela signifie qu'une séquence EPI utilise une *seule* impulsion d'excitation (single-shot) pour faire l'acquisition d'une image entière, par exemple le plan 2D intégral en générant un train d'échos de gradient en nombre suffisant pour remplir toutes les lignes de la matrice de données brutes.

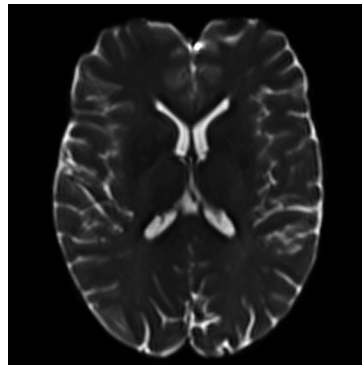


Image EPI

Un ordre de grandeur plus rapide

EPI figure parmi les techniques d'acquisition les plus rapides en IRM. Le temps d'acquisition d'une coupe est égal au temps de répétition, une période de TR par exemple, une fraction de seconde. La séquence EPI est répétée non pas un nombre de fois égal aux incréments de codage de phase, mais un nombre de fois égal au nombre choisi de coupes.

EPI est la méthode par excellence pour l'imagerie de diffusion et de perfusion cérébrale, mais aussi pour la neuro-imagerie fonctionnelle (imagerie BOLD).



Peter Mansfield (prix Nobel de médecine en 2003) a introduit l'imagerie écho-planaire en 1977.

Avec la technique EPI, « la vitesse de formation de l'image peut être augmentée d'un ordre de grandeur par rapport à la méthode d'imagerie qui s'appuie sur l'acquisition d'une seule ligne. »

Sir Peter Mansfield



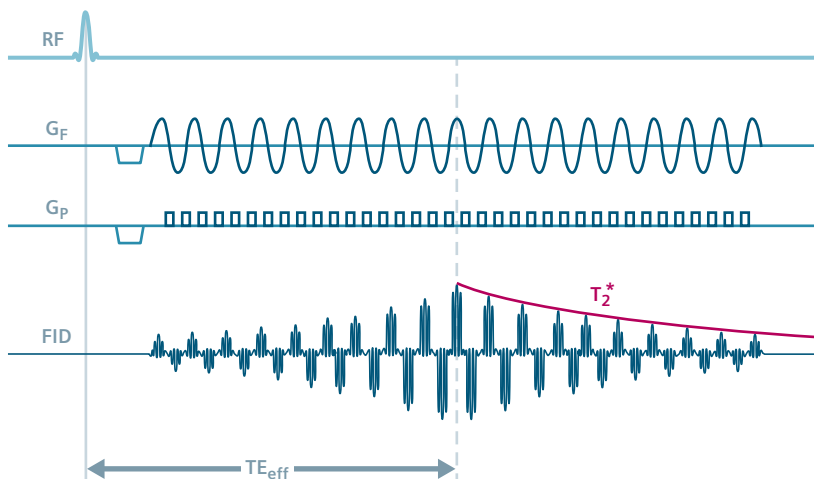
Voilà comment fonctionne EPI

Le gradient de lecture est commuté de façon *bipolaire*. Pendant la FID, il génère un train entiers d'échos de gradient croissants et décroissants avec des signes algébriques différents. Le nombre d'échos de gradient est appelé **facteur EPI**.

La chute rapide en T_2^* de la FID ne laisse qu'environ 100 ms pour générer les échos. C'est la raison pour laquelle la lecture est limitée à un nombre d'échos situé entre 64 et 256.

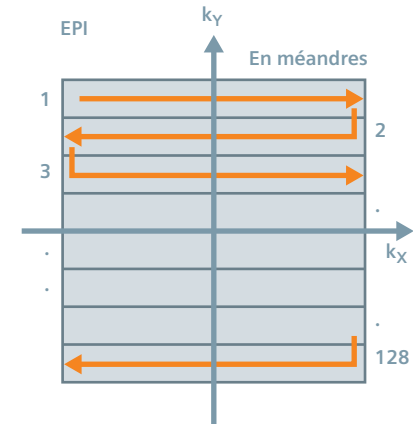
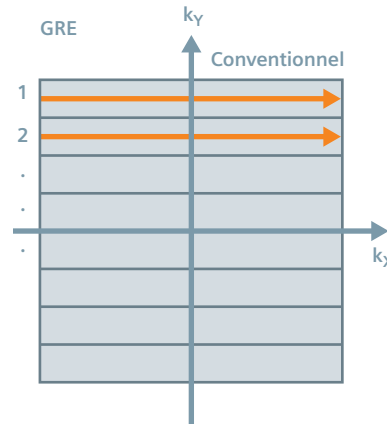
La taille de la matrice EPI se situe par conséquent entre 64×64 et 256×256 et le facteur EPI entre 64 et 256.

Le temps d'écho effectif TE_{eff} coïncide avec le signal maximum.



Pour passer d'une ligne de données brutes à l'autre, le gradient de codage de phase est brièvement activé entre les différents échos de gradient (« blips »). La matrice de données brutes est échantillonnée suivant un parcours en « zigzag », son remplissage s'effectue de manière *méandrique*.

Voilà donc comment les séquences EPI font l'acquisition d'images diagnostiques en moins de 50 à 100 millisecondes. Ces images sont totalement exemptes d'artefacts de mouvement, faisant de l'EPI une technique particulièrement adaptée pour observer des processus dynamiques ou pour générer des images pondérées en diffusion, sensibles à la mobilité des molécules.





Combiner EPI pour des contrastes différents

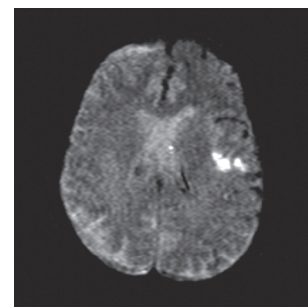
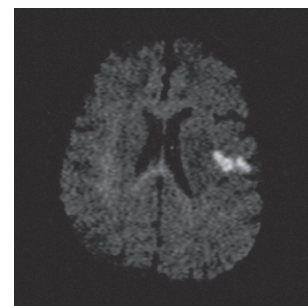
EPI est essentiellement un module de lecture, une sorte d'add-on (extension) pour une séquence d'impulsions. La méthode EPI peut être combinée avec des impulsions de préparation librement sélectionnées (écho de spin, inversion récupération, etc.). Ceci nous permet d'obtenir des contrastes différents avec des séquences EPI. Étant donné que les échos décroissent en même temps que T_2^* , les images contiennent une composante de pondération en T_2^* qui varie en fonction du contraste de base. Du fait qu'EPI est une séquence single-shot, à une seule impulsion, aucun contraste T_1 n'est visible.

Les séquences EPI-FID génèrent un bon contraste T_2^* qui augmente avec le temps d'écho.

Les séquences en écho de spin EPI peuvent être comparées aux séquences en écho de spin conventionnelles avec TR infiniment long. Un long T_2 génère des images contrastées. L'image de tissus examinés avec un T_2 court risque de ne pas être aussi nette.

Les séquences de diffusion EPI ajoutent des gradients de diffusion supplémentaires. Elles sont sensibles à la mobilité des molécules et montrent la diffusion de l'eau dans les tissus. Les acquisitions EPI ont l'avantage de figer le mouvement qui peut être à l'origine d'artefacts dans les séquences classiques en voilant le contraste de diffusion.

Images comparées : fort contraste en diffusion (à gauche), faible contraste en diffusion (à droite)



CE QU'IL FAUT RETENIR

L'imagerie écho-planaire figure parmi les techniques d'acquisition les plus rapides. Elle fait appel à une seule impulsion d'excitation pour l'acquisition d'une image complète en une fraction de seconde : le plan de Fourier intégral en un seul « tir ». Le train d'échos est entièrement généré par l'application de petits gradients de codage de phase appelés « blips ». Le facteur EPI (128 par exemple) définit l'augmentation de la vitesse.

La méthode EPI peut être combinée avec des impulsions de préparation pour obtenir des contrastes différents (EPI SE, diffusion EPI, etc.).

Un autre développement de l'imagerie écho-planaire est l'EPI segmentée, une technique multi-shot. La matrice de données brutes fait l'objet d'un échantillonnage segment par segment.

RESOLVE est une séquence spéciale avec une segmentation dans la direction de lecture.

Acquisition parallèle

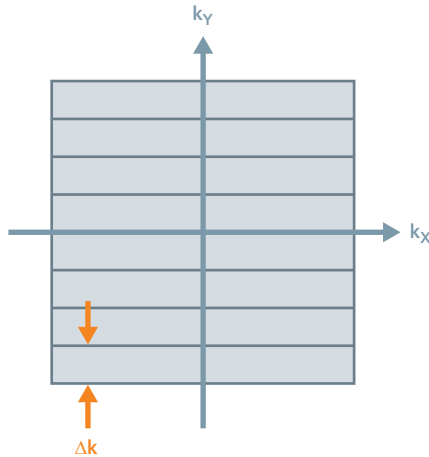
Acquisition parallèle de données avec plusieurs antennes

Les limites du codage de phase classique

Généralement, le temps de mesure est proportionnel au nombre d'incrément de codage de phase. Des séquences standard d'impulsions rapides font l'acquisition des données de manière séquentielle : elles remplissent la matrice de données brutes (espace k) ligne après ligne (comme un fax). Les impulsions de gradient sont appliquées pour chaque ligne individuellement. La fréquence d'application des gradients est un facteur limitant.

Exemple : dans un examen cardiaque classique, le patient doit retenir sa respiration pendant environ 20 secondes pour éviter les artefacts de mouvement dans l'image au moment de l'acquisition. Cela peut être délicat chez les patients souffrant de problèmes cardiaques. Les techniques d'IRM que nous avons présentées jusqu'à présent atteignent leurs limites. Même la technique EPI rapide ne convient pas à toutes les applications.

L'IRM peut être accélérée par des techniques d'acquisition parallèle (PAT) qui regroupent des antennes avec des algorithmes de post-traitement dédiés.

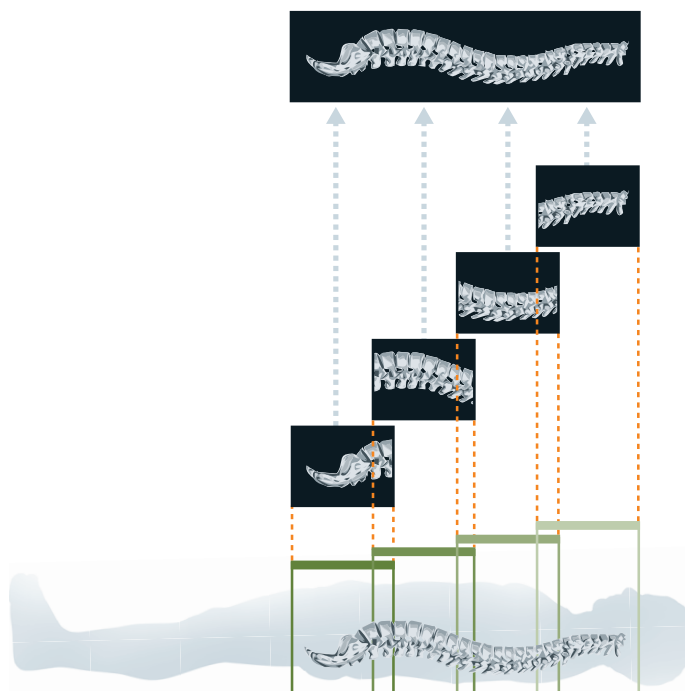


Les antennes en réseau et le facteur PAT

Les antennes de RF sont dédiées à la réception des signaux IRM. Supposons que nous n'utilisons pas une seule, mais autant d'antennes que nécessaire disposées dans l'espace pour obtenir la résolution requise dans la direction de codage de phase (un peu de manière similaire aux méthodes utilisées dans un appareil photo numérique). Dans ce cas, nous n'aurions pas à répéter une séquence d'impulsions, nous pourrions nous affranchir entièrement du codage de phase. Le temps d'acquisition serait considérablement raccourci.

Aujourd'hui, il existe des méthodes cliniques avec des techniques d'acquisition parallèle impliquant plusieurs récepteurs simultanément (de 4 à 64). Pour désigner cette configuration de plusieurs éléments d'antenne, nous parlons d'**antennes en réseau**. Des antennes en réseau sont déjà utilisées dans l'imagerie *séquentielle*.

Dans les techniques d'acquisition parallèle, les éléments d'antenne mis en réseau sont utilisés pour réduire le nombre d'incrément de codage de phase et, finalement, le temps de mesure. Le facteur d'accélération est appelé facteur PAT.



Le principe de l'imagerie en réseau : avec une technique en réseau standard, des images séparées sont créées avec chaque élément d'antenne (dans notre exemple : 4). Ces images sont ensuite combinées pour former une image globale. De cette façon, nous pouvons couvrir une région anatomique plus étendue sans porter atteinte au temps de mesure.



Le codage avec antennes en complément du codage avec les gradients

Des techniques d'acquisition parallèle utilisent le concept d'antennes en réseau. À la différence des techniques en réseau standard, elles utilisent les caractéristiques géométriques des antennes en réseau.

La disposition spatiale des différents éléments d'antenne fournit des informations supplémentaires sur l'origine des signaux IRM.

Lorsque les antennes sont disposées dans la direction du codage de phase, nous pouvons utiliser les informations supplémentaires et omettre certains incréments du codage de phase qui sont chronophages. En d'autres termes, nous complétons le codage spatial avec les gradients par un codage avec les antennes.

PAT permet soit d'augmenter la vitesse pour une même résolution d'image, soit d'augmenter la résolution dans le même temps d'acquisition.

Un temps d'acquisition plus court est particulièrement précieux lorsque le temps joue un rôle primordial (imagerie cardiaque en temps réel, angiographie avec produit de contraste, mesures de perfusion).

Les séquences EPI, combinées à l'imagerie parallèle, utilisent des trains d'échos plus courts. Elles fournissent une meilleure qualité d'image avec moins d'effets de traînée et de distorsions.

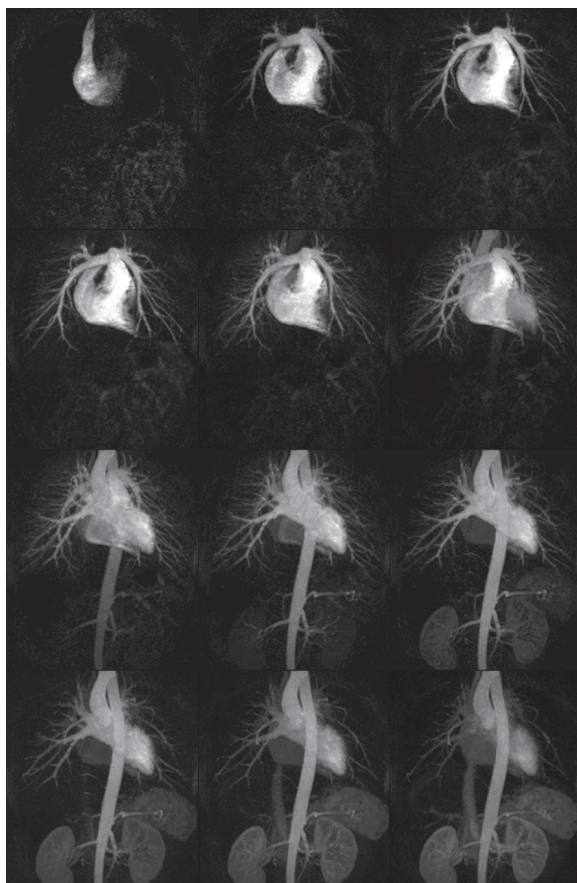
Les méthodes de reconstruction en imagerie parallèle utilisent des algorithmes nommés SENSE, GRAPPA ou CAIPIRINHA (voir Volume 2, *Aimants, flux et artefacts*).

CE QU'IL FAUT RETENIR

Avec les techniques d'acquisition parallèle, des incréments de codage de phase sont laissés de côté, ce qui permet de diminuer le temps de mesure selon le facteur PAT.

L'imagerie parallèle fait appel à des antennes en réseau dédiées et à des algorithmes de reconstruction (SENSE, GRAPPA, CAIPIRINHA).

Le principe est semblable à la génération d'une image d'un champ de vue réduit en imagerie conventionnelle.



ARM dynamique avec
acquisition parallèle.
Chaque jeu de données
3D a été mesuré en deux
secondes environ.

Northwestern University,
Chicago, Illinois



Champs plus élevés

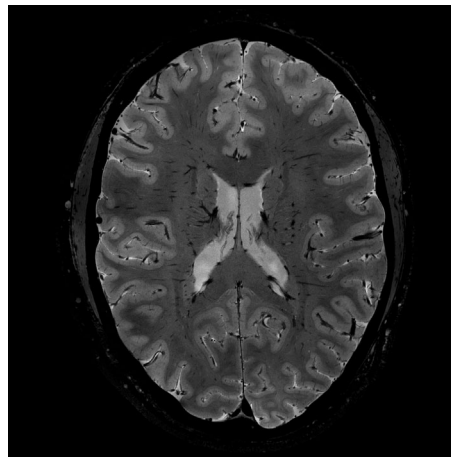
7 teslas et au-delà

Impact de l'intensité du champ magnétique

La richesse des informations collectées est supérieure avec des intensités de champ magnétique élevées, grâce à une meilleure résolution spatiale et spectrale et à des mécanismes de contraste d'autant plus efficaces que le champ magnétique est intense.

La principale raison d'augmenter l'intensité du champ magnétique réside dans l'amélioration du signal IRM. L'aimantation M croît proportionnellement à l'intensité du champ magnétique.

La fréquence de Larmor est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique. À 7 teslas, les spins des protons entreront en précession à une fréquence de 300 MHz. Les longueurs d'onde correspondantes ont à peu près les dimensions du corps humain. Comme nous le verrons par la suite, cela a des conséquences sur la configuration des séquences d'impulsions et sur celle des antennes.



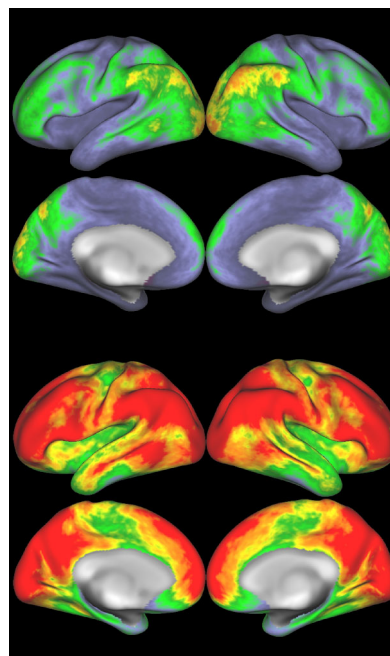
Détails anatomiques ultrafins du cerveau

Leibniz Institute for Neurobiology (LIN),
OvGU, Magdeburg, Allemagne

Signal plus élevé, meilleur contraste

En IRM, le bruit dans les images ne dépend pas de l'intensité du champ magnétique. Plus le champ magnétique est intense, plus le signal augmente et plus le rapport signal sur bruit (S/B) s'améliore. Avec un scanner de 7 teslas, le rapport S/B est plus de deux fois supérieur à celui obtenu avec un scanner de 3 teslas, ce qui signifie que la qualité d'image est nettement meilleure.

Certaines constantes de relaxation diffèrent entre 7T et 3T. Pour certaines applications, cela se traduira par un meilleur contraste avec une intensité de champ supérieure. L'imagerie BOLD, par exemple, bénéficie simultanément d'un meilleur rapport S/B et d'un contraste BOLD renforcé. Pour certaines applications, le calcul des moyennes n'est plus nécessaire et les temps d'acquisition sont réduits de manière significative.



Cartes des rapports C/B en IRM à l'état de repos : valeurs faibles (couleurs froides) pour 3 teslas (en haut), valeurs plus élevées (couleurs chaudes) pour 7 teslas (en bas)

Consortium
The Human Connectome
Project. CMRR, Minnesota,
USA ; Washington University
St.Louis, USA ; Oxford
University, UK



Augmentation de la résolution

Les signaux IRM plus forts d'un scanner plus puissant peuvent être utilisés pour faire l'acquisition d'images dans le domaine submillimétrique.

Supposons que nous réduisons la taille des voxels. L'intensité du signal va faiblir puisque le nombre de protons contribuant à la formation du signal aura diminué. À 7T, il est possible de faire l'acquisition par RM d'images morphologiques à haute résolution jusqu'à la taille d'un voxel isotrope de 0,2 mm.

Émission et réception en multicanal

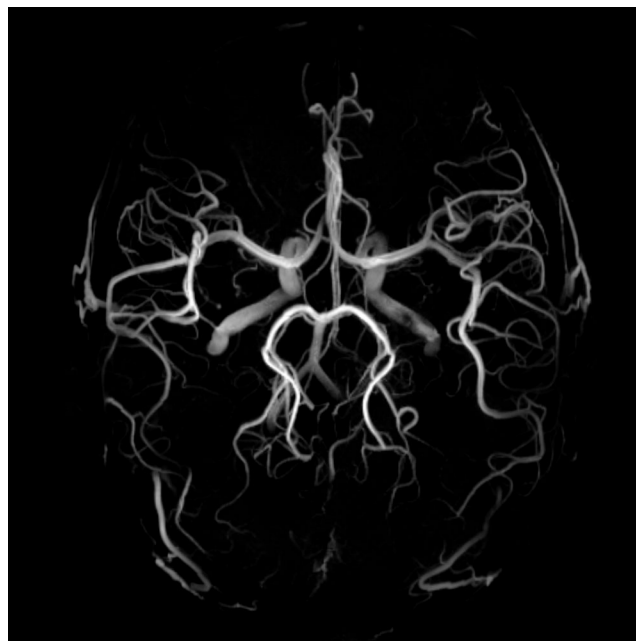
L'inhomogénéité du champ de RF (inhomogénéité B_1) et celle du champ magnétique statique (inhomogénéité B_0) constituent des défis liés à des intensités de champ plus élevées. En outre, à 7 T, l'énergie de RF absorbée par le corps humain et exprimée par le taux d'absorption spécifique (SAR) augmente elle-aussi. Par ailleurs, d'autres effets indésirables tels que les artefacts de susceptibilité, se manifestent de manière plus ou moins forte en fonction de l'intensité du champ magnétique.

L'augmentation de l'inhomogénéité B_1 peut être traitée en utilisant un émetteur parallèle multicanal (pTx). Jongler avec la forme des impulsions permet d'homogénéiser le champ de RF sur une région prédéfinie et de réduire les valeurs de SAR de manière significative.

Les effets de susceptibilité peuvent être traités en utilisant l'imagerie parallèle. Plus l'intensité de champ est élevée, plus le facteur d'accélération atteint est élevé.

Angiographie cérébrale avec résolution de 0,5 mm

CMRR, Minnesota, USA





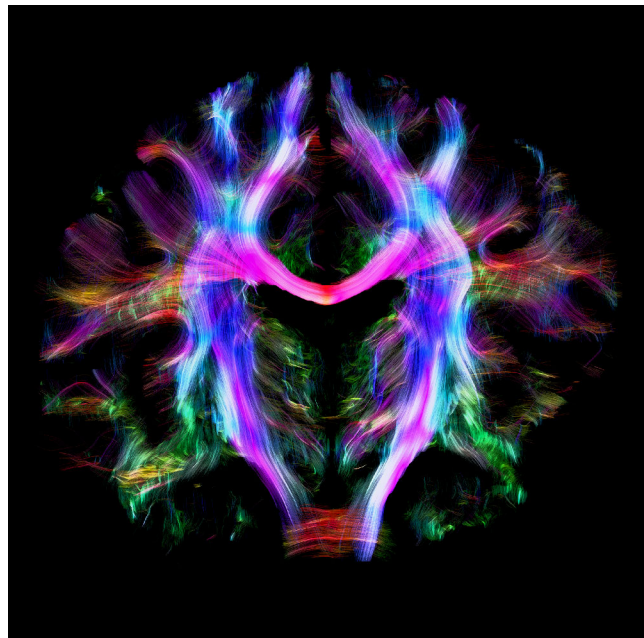
Avantages cliniques des intensités de champ élevées

L'imagerie haute résolution permet de visualiser des détails anatomiques et des informations fonctionnelles, pour analyser le métabolisme tissulaire par exemple. Cela permet une meilleure visibilité des lésions. Quelques exemples issus de plusieurs applications :

- Spectroscopie neuro-imagerie fonctionnelle (BOLD) ou imagerie pondérée en diffusion
- Imagerie sans aucun produit de contraste exogène. Certaines applications avec un rapport S/B limité dans le corps, telles que l'angiographie ou la perfusion, peuvent en bénéficier.
- Imagerie de noyaux de faible sensibilité autres que les noyaux d'hydrogène

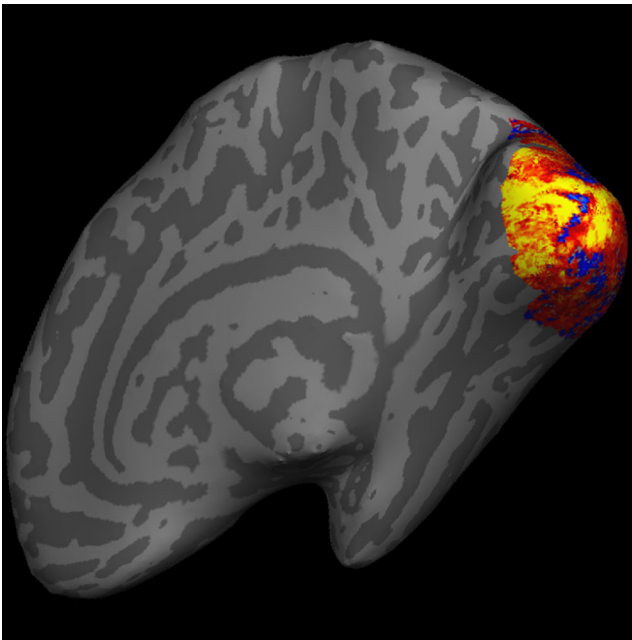
Fibres transparentes entrecroisées dans une image complète du cerveau : EPI pondérée en diffusion avec résolution de 1 mm

Max Planck Institute, Leipzig, Allemagne



IRMf BOLD à haute résolution

MGH, Boston, USA



Imagerie hybride

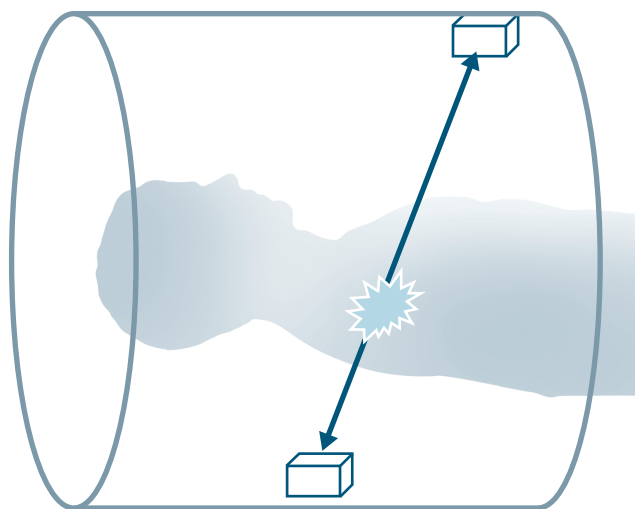
Combiner différentes modalités d'imagerie (IRM-TEP)

Que signifie TEP ?

TEP (Tomographie par émission de positons) est une technique d'imagerie servant à localiser les tissus ayant une activité métabolique élevée, souvent révélatrice de la présence de tumeurs. Le tissu peut être localisé indirectement par l'accumulation des métabolites liés à un traceur radioactif.

En se désintégrant le traceur émet un positon (l'antiparticule associée à l'électron). Le positon perd de l'énergie lorsqu'il entre en interaction avec le milieu environnant. En fonction de la perte d'énergie du rayonnement émis par le traceur ou l'isotope utilisé, le positon va parcourir une distance plus ou moins longue avant de s'annihiler avec un électron. Deux rayons gamma composés de photons de haute énergie sont alors émis dans des directions opposées. Si une paire de détecteurs enregistre les deux photons « dos à dos » dans une certaine fenêtre de temps, une « ligne de réponse » (LOR, Line of response) est formée entre les deux événements et enregistrée comme « coïncidence ».

À partir d'un grand nombre d'événements de coïncidence, nous pouvons calculer des images tridimensionnelles de la distribution du traceur dans le corps humain.



Détection d'émission photonique

Avantages de l'IRM-TEP

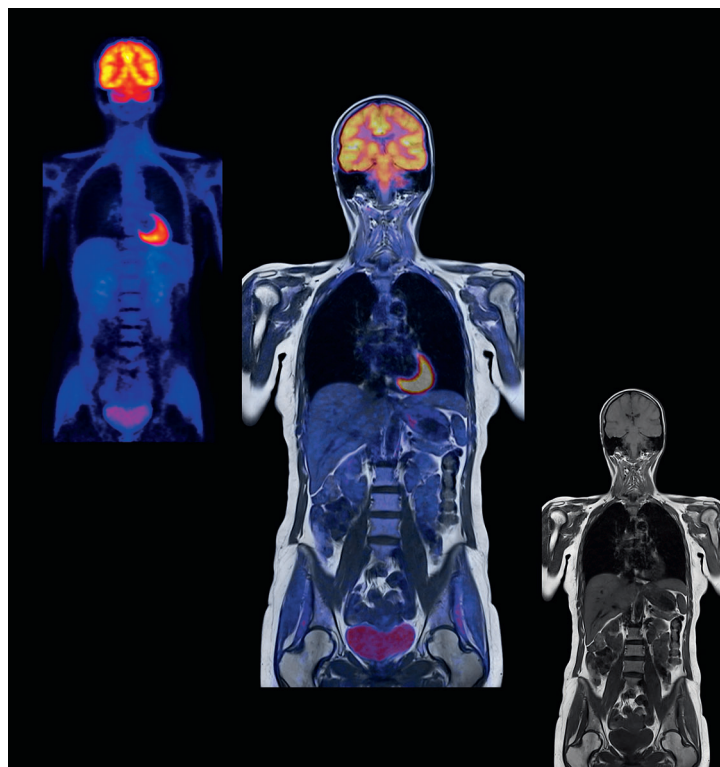
Comparons la TEP à l'IRM. Étant donné que les signaux TEP sont basés sur des événements constitués par l'annihilation de positons, les images résultantes sont relativement parasitées et présentent une faible résolution spatiale.

Cependant, la TEP fournit des détails métaboliques qui ne peuvent être générés avec l'IRM moins sensible. Grâce à une meilleure localisation et une résolution plus élevée, l'IRM fait apparaître dans l'image des informations fonctionnelles et structurelles supplémentaires.

Dans ce contexte, la combinaison de la TEP et de l'IRM est hautement complémentaire. En dépit de l'exposition à un rayonnement ionisant, il ne manque aucune information diagnostique.

TEP (à gauche), fusion (au milieu) et IRM (à droite)

ZEMODI, Brême, Allemagne





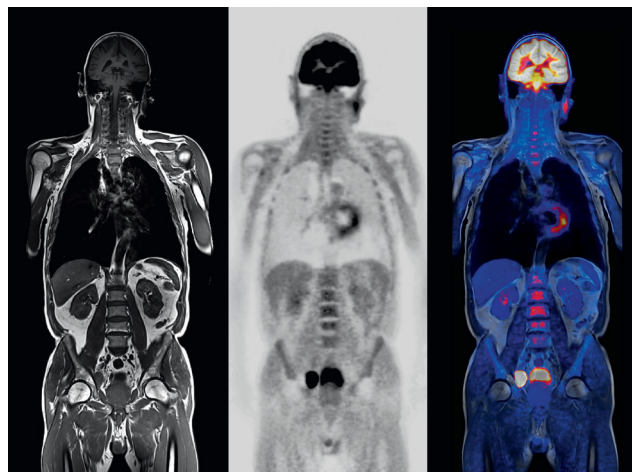
L'IRM et la TEP font équipe

Comment ces deux modalités fonctionnent-elles ensemble ?

L'IRM peut affecter la performance de la TEP en raison des champs magnétiques et des radiofréquences élevés. Mais le bruit des radiofréquences introduites par les composants électroniques du TEP ou les inhomogénéités du champ magnétique peuvent aussi diminuer la qualité des images de RM.

L'acquisition séquentielle est une solution : des images TEP et des images de RM sont traitées séparément, puis alignées. Dans ce cas, il n'existe aucune interférence mutuelle. Cependant, l'imagerie séquentielle contient le risque de voir le patient bouger entre deux examens et, par conséquent, le risque d'un désalignement localisé. De plus, l'examen est chronophage.

Les inconvénients sont compensés par l'acquisition simultanées d'images TEP et IRM dans des conditions (fonctionnelles) identiques.



Images du corps entier : IRM (à gauche), TEP avec correction de l'atténuation (au milieu), IRM-TEP fusionnée (à droite)

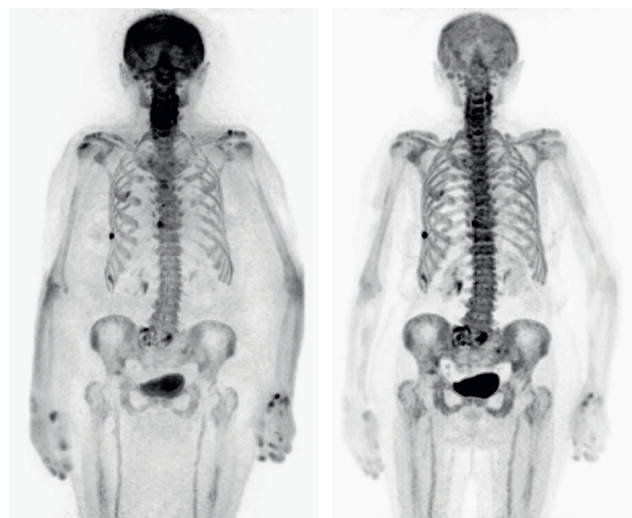
ZEMODI, Brême, Allemagne

Atténuation du signal TEP

Le signal des photons émis est affaibli par la matière ou le tissu. Les antennes de RF par exemple, la table d'examen et le patient (tissus mous, air ou os) affaiblissent le signal TEP.

Les données TEP acquises doivent par conséquent être corrigées pour réduire les artefacts. Cette correction se fait avec des images d'IRM qui ont subi un post-traitement spécifique et sont appelées **cartes d'atténuation** (ou cartes AC). Les cartes AC sont utilisées pour créer des images TEP corrigées.

Alors que les images avec correction de l'atténuation sont généralement plus fiables, le processus de correction lui-même conduit à des artefacts. Il en résulte que les images sont toujours reconstruites avec et sans correction. Les images sans correction doivent faire l'objet d'un contrôle avant d'être utilisées pour un diagnostic adéquat.



Images TEP du corps entier : sans correction (à gauche), avec correction de l'atténuation (à droite)

ZEMODI, Brême, Allemagne

Références

- A. Abragam. *The Principles of Nuclear Magnetism*. Clarendon Press, Oxford, 1961
- F. Bloch. Nuclear Induction. *Phys. Rev.* 70 :460, 1946
- S. Brandt, H. D. Dahmen. *The Picture Book of Quantum Mechanics*. 4th Edition. Springer, New York, 2012
- R. W. Brown, Y. N. Cheng and E. M. Haacke. *Magnetic Resonance Imaging : Physical Principles and Sequence Design*. 2nd Edition. Wiley & Sons, Hoboken, NJ, 2014
- C. Cohen-Tannoudji, B. Diu and F. Laloë. *Quantum Mechanics*. 2 Volume Set. Wiley-VCH, Weinheim, 1992
- A. H. Compton. The magnetic electron. *J. Franklin Institute* 192(2) :145, 1921
- R. Damadian. Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance. *Science* 171 :1151, 1971
- M. J. Dawson. *Paul Lauterbur and the Invention of MRI*. MIT Press, Cambridge, MA, 2013
- R. R. Ernst. Nuclear Magnetic Resonance Fourier Transform Spectroscopy. Nobel Lecture, 1992
- R. R. Ernst, W. A. Anderson. Application of Fourier Transform Spectroscopy to Magnetic Resonance. *Rev. Sci. Instrum.* 37 :93, 1966
- M. Faraday. Experimental Researches in Electricity. *Phil. Trans. R. Soc. Lond.* 122 :125, 1832
- J. B. J. Fourier. *Théorie de la chaleur*. Didot, Paris, 1822. angl. : *The Analytical Theorie of Heat*. Cambridge University Press, Cambridge UK, 1878
- W. Gilbert. *De magnete*. Short, London, 1600. angl. : *On The Loadstone and Magnetic Bodies*. Quaritch, London, 1893
- E. L. Hahn. Spin Echoes. *Phys. Rev.* 80(4) :580, 1950
- E. L. Hahn. Free Nuclear Induction. *Physics Today* 6(11) :4, 1953
- J. Hennig, A. Nauwerth and F. Friedburg. RARE Imaging : A Fast Imaging Method for Clinical MR. *Magn. Reson. Med.* 3 :823, 1986
- J. Hennig. Ultra high-field MR : useful instruments or toys for the boys ? *Magn. Reson. Mater. Phys.* 21 :1, 2008
- D. I. Hoult, B. Bhakar. NMR Signal Reception : Virtual Photons and Coherent Spontaneous Emission. *Concepts Magn. Reson.* 9 :277, 1997
- J. Larmor. A Dynamical Theory of the Electric and Luminiferous Medium. Part III. *Philos. Trans. R. Soc. Lond.* 190 :205, 1897
- P. C. Lauterbur. Image Formation by Induced Local Interactions : Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. *Nature* 242 :190, 1973
- P. C. Lauterbur. All Science is Interdisciplinary — From Magnetic Moments to Molecules to Men. Nobel Lecture, 2003
- M. H. Levitt. *Spin Dynamics : Basics of Nuclear Magnetic Resonance*. 2nd Edition. Wiley & Sons, Chichester, 2008
- Z. P. Liang and P. C. Lauterbur. *Principles of Magnetic Resonance Imaging : A Signal Processing Perspective*. IEEE Press, New York, 1999

P. Mansfield, P. K. Grannell. NMR Diffraction in Solids? *J. Phys. C : Solid State Phys.* 6 :L422, 1973

P. Mansfield. Snap-Shot MRI. Nobel Lecture, 2003

P. Mansfield. *The Long Road to Stockholm : The Story of Magnetic Resonance Imaging*. Oxford University Press, 2013

Interview with Sir Peter Mansfield. Nobel Media AB 2014. <http://www.nobelprize.org/mediaplayer/index.php?id=554>

M. Munowitz. *Coherence and NMR*. Wiley & Sons, New York, 1988

E. M. Purcell, H. C. Torrey and R. V. Pound. Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid. *Phys. Rev.* 69 : 37, 1945

E. M. Purcell. Research in Nuclear Magnetism. Nobel Lecture, 1952

I. I. Rabi, S. Millman, P. Kusch and J. R. Zacharias. The Molecular Beam Resonance Method for Measuring Nuclear Magnetic Moments. *Phys. Rev.* 55 :526, 1939

I. I. Rabi, N. F. Ramsey and J. Schwinger. Use of Rotating Coordinates in Magnetic Resonance Problems. *Rev. Modern Phys.*, 26(2) : 167, 1954

V. M. Runge, W. R. Nitz, M. Trelles and F. L. Goerner. *The Physics of Clinical MR Taught Through Images*. 3rd Edition. Thieme, Stuttgart, 2014

C. P. Slichter. *Principles of Magnetic Resonance*. 3rd Edition. Springer, Heidelberg, 1990

S. I. Tomonaga. *The Story of Spin*. University of Chicago Press, 1997

Picture credits :

Cover image : Visualization of DTI data, depicting a detail of an axial slice of the human brain. Dataset : Gordon Kindlmann at the Scientific Computing and Imaging Institute, University of Utah, and Andrew Alexander, W.M. Keck Laboratory for Functional Brain Imaging and Behaviour, University of Wisconsin, Madison.

Page 10–11 : Bar magnet with iron filings, Awe Inspiring Images, fotolia.com

Page 25–25 : Roulette wheel in motion, fergregory, fotolia.com

Page 184–185 : Landeanflug, Stefan Lenz, fotolia.com

Index alphabétique

A

Addition de vecteurs, 14
 Aimantation, 22
 Aimantation longitudinale M_z , 45
 Aimantation transversale M_{xy} , 45
 Aimants élémentaires, 8
 Amplificateur de gradient, 102
 Angle de bascule, 44
 Angle de Ernst, 150
 Antenne en réseau, 207
 Axe Z
 Système de coordonnées, 34

B

Blindage
 Actif, 61
 Blindage actif, 61
 Bobines de gradient, 104
 Bruit, 160

C

C/B, 166
 Cages de Faraday, 63
 Champ de dispersion, 60
 Champ de vue (voir aussi FOV), 172
 Champ magnétique
 Homogène, 10
 Inhomogène, 86
 Statique, 10
 Champ magnétique homogène, 10
 Champ magnétique inhomogène, 86
 Champ magnétique statique, 10
 Codage de fréquence, 113
 Codage de phase, 114
 Composantes
 Vecteurs, 15
 Constante de temps, 70
 Contraste, 132, 159
 Coupe, 101
 Coupes
 Oblique, 105
 Coupes obliques, 105
 Courbe sinusoïdale, 26

D

Débit d'absorption spécifique (SAR), 62
 Demi-Fourier
 Espace k, 180
 S/B, 181
 Densité protonique, 32, 134
 Déphasage, 127
 Données brutes, 109
 Centre, 118
 Le long des bords, 118
 Données brutes au centre, 118

E

Écho de gradient, 127
 Écho de spin, 90
 Effet de volume partiel, 163
 Ensemble, 21
 Ensemble de spins, 21
 Épaisseur de coupe, 100
 EPI (Echo-planar imaging)
 Séquences de diffusion, 204
 Séquences en écho de spin, 204
 Séquences FID, 204
 Espace k, 116, 177
 Demi-Fourier, 180
 Plan de Fourier partiel, 181

F

Facteur EPI, 202
Facteur PAT, 207
Facteur turbo, 196
FID, 49
FISP, 154
FLASH, 152
Flèche
 Représentation vectorielle, 14
FOV (champ de vue), 172
 FOV rectangulaire, 178
 Taille de matrice, 173
Fréquence, 26
 Largeur de bande, 101
Fréquence de Larmor, 28
Fréquence spatiale, 116

G

Gradient de champ
 Magnétique, 98
Gradient de champ magnétique, 98
Gradient de codage de fréquence
 G_F , 113
Gradient de codage de phase G_P , 114, 122
Gradient de lecture, 123
 voir aussi Gradient de codage de fréquence, 113
Gradient de sélection de coupe
 G_S , 100, 121
 G_S (gradient de sélection de coupe), 100, 121

H

Hertz, 26

I

Image pondérée en T_1 , 138
Image pondérée en T_2 , 136
Imagerie 3D, 190
Impulsion de 180 degrés, 44
Impulsion de 90 degrés, 44
Impulsion préparatoire, 142
Impulsion RF
 180 degrés, 44
 90 degrés, 44
Incréments de codage de phase, 115
Intensité de champ, 10
Intensité du champ magnétique, 10
Inversion récupération « vraie », 147

L

Largeur de bande, 101
 Lignes de champ, 10
 Lignes de champ magnétique, 10

M

Matrice, 170
 Matrice réduite, 176
 Matrice de données brutes, 115
 Méthode single-shot, 200
 M_{xy} (aimantation transversale), 45
 M_z (aimantation longitudinale), 45

P

Particules atomiques, 30
 parties par million, 33
 Partitions, 190
 Phase, 27
 Pixels
 Taille de pixel, 173
 Plan de Fourier partiel, 181
 Plan XY
 Système de coordonnées, 34
 Position de coupe, 100
 Précession, 17
 Processus exponentiels, 68

R

Rapport contraste/bruit, 166
 Relaxation, 66
 Relaxation longitudinale, 74
 Relaxation transversale, 81
 Rephasage, 127
 Résonance, 41

S

S/B, 161
 SAR (Débit d'absorption spécifique), 62
 Séquences de diffusion (EPI), 204
 Séquence d'inversion
 récupération, 142
 Séquence multicoupe, 188
 Signal, 158
 Bruit, 160
 Différence de signal, 167
 Intensité du signal, 162
 Rapport contraste/bruit, 166
 Rapport signal sur bruit, 161
 Signal de précession libre (FID), 49
 Signal IRM, 48
 Slew Rate (SR) (vitesse de
 montée), 103
 Spin nucléaire, 30
 Spins
 Déphasage, 127
 Rephasage, 127
 Steady state, 150
 Système de coordonnées, 15
 Axe Z, 34
 Plan XY, 34

T

T_1 (relaxation longitudinale), 74
 T_2 (relaxation transversale), 81
Taille de matrice, 108
TE (temps d'écho), 90
 TE_{eff} (temps d'écho effectif), 196, 202
Temps d'écho effectif TE_{eff} , 196, 202
Temps d'inversion TI, 142
Temps d'écho TE, 90
Temps de montée, 103
Temps de répétition TR, 120, 133
TI (temps d'inversion), 142
TR (temps de répétition), 120
Train d'échos, 196

V

Vecteurs
Addition, 14
Composantes, 15
Représentation, 14
Vitesse de montée, 103
Volume, 190
Voxel, 21

Siège Siemens Healthcare

Siemens Healthcare GmbH
Henkestraße 127
91052 Erlangen
Allemagne
Téléphone : + 49 9131 84-0
siemens.com/healthcare