

Principes physique et technique de l'irm

1.1 Définition et historique

Définition : L'IRM est une technique de diagnostic médical puissante qui fournit des images tridimensionnelles et en coupe dans n'importe quel plan de l'espace. L'IRM est une technique radiologique récente, non invasive et sans effets secondaires connus.

Historique : La résonance magnétique nucléaire (RMN) est une technique en développement depuis une cinquantaine d'années. Le phénomène physique a été conceptualisé en 1946 par Bloch et Purcell, prix Nobel de physique en 1952. Puis, au court des années 70, Paul Christian Lauterbur a acquis pour la première fois une image provenant d'un IRM. Les nombreux intérêts présentés par ce nouvel outil l'inciteront à le développer avec l'aide de son collègue Peter Mansfield. Ces travaux de perfectionnement aboutiront à deux prix Nobel et à la démocratisation des premières machines IRM pour la médecine humaine à compter du début des années 80. De nos jours et après trente ans d'évolution, l'IRM est devenue l'une des techniques majeure de l'imagerie médicale moderne, potentiellement appelée à des développements importants.

1.2 Principes de bases de physique nucléaire

L'IRM est une technique d'imagerie qui se base sur l'utilisation d'un signal électromagnétique émis par des protons dans un champ magnétique intense.

1.2.1 Origine de la résonance magnétique nucléaire

Tout noyau atomique est composé d'un nombre défini de protons et de neutrons. Ces éléments sont animés d'un mouvement individuel de rotation complexe autour d'un axe passant par leur centre. Une charge qui tourne induit automatiquement un champ magnétique appelé « moment magnétique » qui est représenté par un vecteur d'aimantation microscopique μ (Figure 1). La valeur de ce moment magnétique est proportionnelle à une grandeur caractéristique de la particule en rotation dénommée *moment cinétique de spin* ou plus couramment *spin*. Le spin est donc représenté sous la forme d'un vecteur en rotation sur lui-même. Ainsi, le proton peut être assimilé à un petit aimant avec un pôle Nord et un pôle Sud. Précisons que le spin est une des propriétés des particules, au même titre que la masse ou la charge électrique.

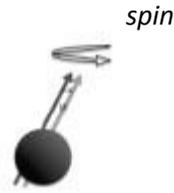
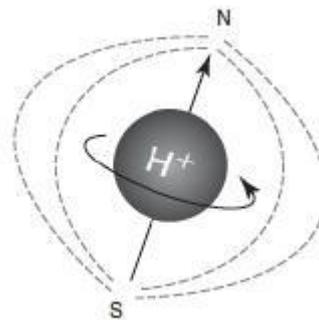


Figure 1 - Une charge qui tourne induit autour d'elle un champ magnétique

C'est ce champ magnétique d'origine nucléaire que l'on mesure et qui est à la base de la technique d'IRM. Chaque proton de l'organisme se comporte comme l'aiguille aimantée d'une boussole.

Pour les atomes dont le noyau est composé d'un nombre pair de nucléons, les protons et les neutrons se rassemblent, ce qui forme un moment magnétique nucléaire global nul. Seuls les atomes avec un nombre impair de nucléons possèdent un moment magnétique global non nul que l'on qualifie d'intrinsèque ou élémentaire. C'est le cas des atomes d'hydrogène (H^1), de carbone (C^{13}), et de phosphore (P^{31}). L'atome d'hydrogène, composé d'un proton chargé positivement lui conférant un moment magnétique très net, est le principal utilisé en imagerie médicale. Il représente deux tiers des atomes de l'organisme des mammifères (63% des atomes du corps humain). L'IRM permet donc



d'obtenir une carte de répartition des atomes d'hydrogène au sein du corps du patient (Labruyère *et al.* 2013).

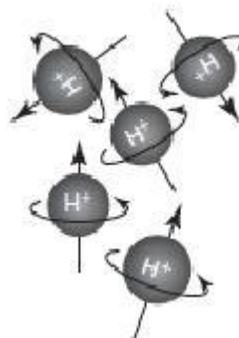


Figure 2 - Spin individuel du proton d'hydrogène (d'après Thrall *et al.* 2013)

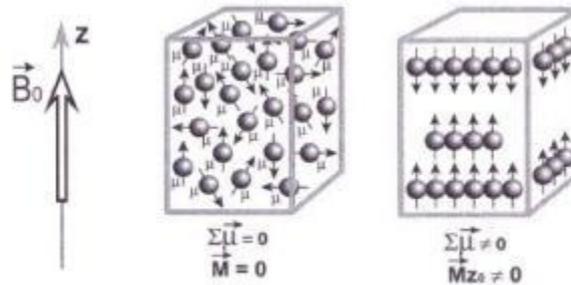
En l'absence de champ magnétique, les protons sont répartis aléatoirement dans toutes les directions de l'espace. Le vecteur d'aimantation macroscopique résultant de tous les vecteurs d'aimantation microscopique μ est donc nul. De plus les protons ne tournent pas de manière synchrone, on dit alors qu'ils sont « déphasés ».

Figure 3 - Spin dans les tissus sans champ B_0 (d'après Thrall *et al.* 2013)

La première étape consiste à aligner tous les protons dans la même direction. Pour cela, on place le patient à l'intérieur d'un aimant très puissant dans le but d'orienter tous ses protons dans l'axe du champ magnétique de l'aimant. La deuxième étape consiste à les faire tourner ensemble, dans le même sens et, dans la même direction. On dit alors qu'ils sont « en phase ».

1.2.1.1 Le modèle classique du phénomène de résonance magnétique

1.2.1.1.1 Spin nucléaire et moment magnétique nucléaire



Le modèle classique permet d'expliquer à l'échelle d'un tissu, les principes physiques sur lesquels se fonde l'imagerie par résonance magnétique.

Il s'agit maintenant d'aligner les protons dans la même direction à l'aide d'un premier champ magnétique statique et élevé appelé B_0 . Soumis à ce champ magnétique statique (B_0) les protons s'alignent selon l'axe du vecteur d'aimantation B_0 de ce champ. Le vecteur d'aimantation globale macroscopique, résultant de la somme de tous les vecteurs d'aimantation microscopiques, n'est donc plus nul.

En effet, les spins sont forcés de s'aligner dans l'axe du champ. Soit, dans le même sens (dit parallèle) soit dans le sens contraire (dit anti parallèle). Sur l'ensemble d'un tissu placé dans un champ magnétique B_0 il existe donc une proportion plus importante de spins alignés dans le sens de B_0 (parallèle) que dans le sens contraire (anti parallèle). L'écart de population entre spins « parallèles » et spins « anti parallèles » suffit à produire un signal RMN à l'échelle tissulaire et entraîne l'apparition

d'un vecteur d'aimantation macroscopique. C'est ainsi ce léger excédent de spin sur le niveau fondamental qui est à l'origine de l'aimantation nucléaire détectable en résonance magnétique nucléaire.

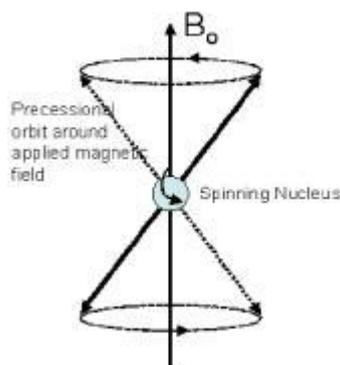
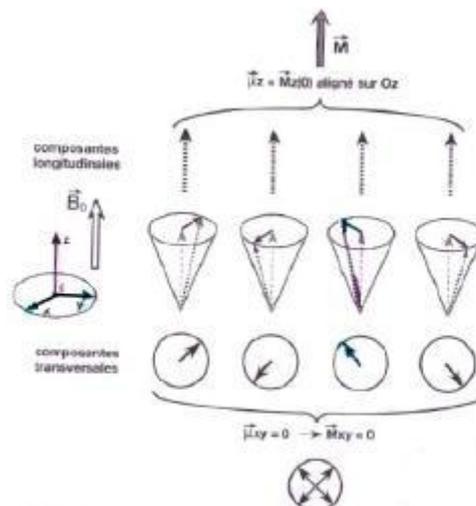


Figure 4 – Protons d'un échantillon tissulaire en l'absence de champ magnétique externe (à gauche) puis à l'état de repos (à droite) (d'après Kastler *et al.* 2011)

Le nombre de protons en excès est proportionnel à l'amplitude du champ magnétique principal : B_0 . Ce champ est déterminé par la puissance de l'appareil d'imagerie utilisé (l'unité de mesure est le Tesla) et conditionnera la précision des images ainsi que leur interprétation ultérieure. A titre d'exemple, à 0,5 Tesla (bas champ) et à température corporelle (37°C), il y a environ 2 par millions de protons en excès (500 002 protons parallèles et 500 000 protons antiparallèles).



1.2.1.1.2 Mouvement de précession et fréquence de Larmor

Pour décrire le vecteur d'aimantation, on définit un repère orthonormé Oxyz, dont l'axe Oz est

parallèle au champ magnétique B_0 . Les protons ne tournent pas de manière synchrone, on dit alors qu'ils sont déphasés. Ainsi à l'équilibre, le vecteur d'aimantation global macroscopique (non nul grâce au champ B_0) est aligné selon Oz et ne présente pas de composante transversale dans le plan xOy .

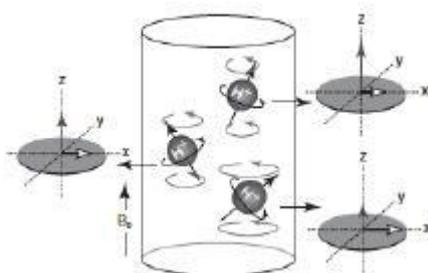
Les protons d'hydrogène ne sont pas statiques, même soumis au champ B_0 . Ils sont animés d'un mouvement de précession autour d'un axe Oz à une fréquence angulaire ω_0 appelée fréquence angulaire de précession. En effet, lorsque les spins, qui ont naturellement un mouvement de rotation, sont soumis à un champ B_0 , ils se mettent à décrire un cône autour de l'axe B_0 : c'est ce qui est appelé le mouvement de « précession » (Thrall *et al.* 2013).

Figure 5 - Mouvement de précession d'un proton autour de l'axe B_0 selon une fréquence ω_0 (d'après Tucker 1996)

Comme vu auparavant, la fréquence angulaire de précession, aussi appelée résonance ou fréquence de Larmor (ω_0), est proportionnelle à l'amplitude du champ magnétique principal B_0 : $\omega_0 = \gamma B_0$ (nombre de rotations par seconde) avec γ une constante inhérente de l'atome étudié (coefficient Gyromagnétique), soit pour l'hydrogène $\gamma_H = 42.6 \text{ MHz/T}$ (mégahertz par tesla) (Pooley 2006).

Ce phénomène de précession implique que le moment magnétique de chaque proton peut être décomposé en deux composantes vectorielles orthogonales : une composante longitudinale ou alignée avec B_0 (z) et une composante transversale (dans le plan xOy).

La taille des composantes vectorielles dépend de l'orientation de ces spins par rapport à B_0 pendant la séquence d'IRM. Au fur et à mesure que les spins se décalent par rapport à B_0 , la taille de la



composante vectorielle longitudinale (axe des z) diminue tandis que celle de la composante transversale (plan xOy) augmente.

Figure 7 - Mouvement de précession des atomes d'hydrogène autour d'un axe B_0 (d'après Thrall *et al.* 2013)

Cependant à l'équilibre, les protons ne sont pas en phase. Il y a une dispersion des composantes transversales élémentaires et donc la composante dans le plan xOy est nulle.

C'est la deuxième étape consistant à mettre les protons en phase grâce à un champ électromagnétique tournant, couramment appelé B_1 , qui va permettre d'obtenir une composante transversale.

La résonance magnétique (RMN) consiste en fait à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action simultanée de deux champs magnétiques : l'un statique et élevé (B_0) permettant de les aligner, l'autre électromagnétique et tournant (B_1) qui va permettre de les mettre en phase.

1.2.1.1.3 Phénomène de résonance, phase d'excitation et phase de relaxation

A l'équilibre, le vecteur macroscopique tissulaire obtenu (aligné selon Oz sans composante transversale) n'est pas mesurable car trop faible par rapport à B_0 . Pour pouvoir le mesurer, il faut donc apporter de l'énergie aux protons permettant de basculer le vecteur d'aimantation dans le plan xOy.

L'énergie portée aux protons leur est fournie par l'intermédiaire d'un deuxième champ magnétique B_1 ou onde radio de fréquence (RF). On place alors le système hors de sa position d'équilibre. C'est l'application de B_1 , onde RF, à la fréquence de rotation ω_r et l'apport d'énergie qui en résulte et qui

entraînent une rupture de cet état d'équilibre. Il est nécessaire que la fréquence angulaire de précession des protons ω_0 et ω_r soient égales pour permettre ce transfert. C'est ce que l'on appelle communément le « phénomène de résonance ». Cette condition permet un transfert d'énergie maximale.

En appliquant une onde RF de même fréquence que celle de Larmor, il se crée des interactions entre l'onde RF et les spins en précession. Les protons précession déjà autour de B_0 à une fréquence ω_0 acquièrent un double mouvement de précession à la fréquence $\omega_1 = \gamma B_1$. Lors du mouvement de double précession, il y a une diminution de la composante longitudinale du vecteur d'aimantation et une augmentation de la composante transversale. La valeur maximale du vecteur d'aimantation

24

macroscopique tissulaire selon xOy est égale à la valeur qu'il avait selon l'axe Oz à l'état d'équilibre. La valeur de l'angle de bascule est fonction de l'amplitude et de la durée de l'impulsion d'excitation.

Dans le cadre de l'imagerie par résonance magnétique, l'onde RF est appliquée très brièvement (de l'ordre de quelques millisecondes) et avec une intensité permettant la bascule du vecteur d'aimantation tissulaire généralement de 90° (soit dans le plan xOy). On parle alors d'**excitation**.

Finalement cette fourniture d'énergie aux protons a deux conséquences : les protons vont se mettre à tourner de façon synchrone : c'est la mise en phase des spins ; et la direction des vecteurs d'aimantation des protons bascule légèrement par rapport à l'axe Oz .

Dès la fin de l'excitation, le vecteur d'aimantation tissulaire retrouve sa position d'équilibre, avec une diminution rapide de sa composante transversale et une repousse plus progressive de sa composante longitudinale : les protons se déphasent à nouveau et reviennent dans l'axe de l'aimant (composante longitudinale). C'est le phénomène de **relaxation**.

1.2.1.2 Le modèle quantique du phénomène de résonance magnétique

Le modèle quantique permet de comprendre les phénomènes de relaxation précédemment introduits en détaillant les transferts d'énergie. Il donne une définition atomique des phénomènes contrairement à l'approche macroscopique du modèle classique (Lavaud 2013).

A l'état d'équilibre après application d'un champ magnétique B_0 , les protons s'alignent selon deux orientations (parallèle et antiparallèle à B_0). Ces deux orientations correspondent à deux niveaux d'énergie, E_1 et E_2 . E_1 , correspondant aux protons parallèles à B_0 , est un niveau de basse énergie. A l'opposé, E_2 , correspondant aux protons anti parallèles à B_0 , est un niveau de haute énergie. C'est la prédominance au niveau E_1 (2 par million) qui va créer le champ d'aimantation macroscopique tissulaire.

Dans le modèle classique, la perturbation de l'état d'équilibre met en jeu le phénomène de résonance entre la fréquence de précession angulaire des protons autour de B_0 et l'impulsion d'onde radiofréquence. Le modèle quantique se fonde sur la transition des protons d'un niveau d'énergie à l'autre.

L'application d'un champ magnétique B_1 fournit au système en équilibre une quantité d'énergie égale à la différence entre les deux niveaux d'énergie ($\Delta E = E_1 - E_2$) qui induit des transitions du niveau E_1 de basse énergie au niveau E_2 de haute énergie, et induit donc des modifications de l'orientation du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire.

C'est là que se rejoignent les deux modèles décrits (classique et quantique) : l'onde RF doit posséder une fréquence donnée, correspondant à la fréquence angulaire de précession des protons.

Une fois que la moitié des protons est passée du niveau E_1 au niveau E_2 , il y a alors égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie, et la composante longitudinale du vecteur d'aimantation macroscopique devient nulle. Cet état correspond à une impulsion de 90° .

D'autre part, lorsque les protons changent de niveau d'énergie, c'est-à-dire lorsqu'ils s'orientent en anti parallèle, ils se mettent en phase les uns par rapport aux autres, faisant alors apparaître une composante transversale de l'aimantation. On parle alors de **rephasage des spins** (ou encore de cohérence de phase).

25

Dès la fin de l'excitation, il y a un retour à l'état d'équilibre : le déphasage rapide des spins induit une diminution rapide de la composante transversale du vecteur d'aimantation macroscopique alors que la repousse de la composante longitudinale de ce même vecteur (correspondant aux transitions inverses, E_2 vers E_1) se fait progressivement.

Les deux modèles présentés, classique et quantique, expliquent donc, grâce à deux phénomènes physiques distincts, la bascule du vecteur d'aimantation tissulaire de l'axe Oz dans le plan xOy.

En revenant à leur état originel, les protons restituent l'énergie qu'on leur avait fournie, toujours sous forme d'une onde, qu'il est possible de capter à l'aide d'une antenne adaptée, cette onde s'appelle « signal ». Voyons désormais quels sont les phénomènes permettant de mesurer la bascule de ce vecteur, l'énergie restituée sous forme de signal va permettre l'acquisition d'images exploitables.

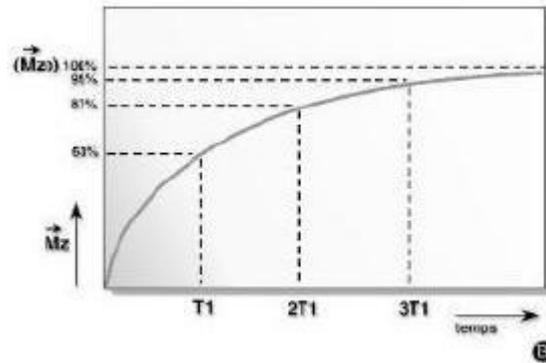
1.2.2 Les différents phénomènes de relaxation

Des techniques sophistiquées permettent de localiser précisément l'origine spatiale de ce signal. La morphologie du signal émis par les protons dépend essentiellement du temps (appelé temps de relaxation) que ceux-ci mettent à revenir dans l'axe de l'aimant (temps T_1) et du temps qu'ils mettent à se déphaser à nouveau (temps T_2).

Suite à l'arrêt de l'application de l'onde RF, l'aimantation nucléaire retourne à sa position d'équilibre parallèle à B_0 en décrivant une trajectoire en hélice étant donné l'excitation instable. La repousse progressive de l'aimantation longitudinale correspond à la relaxation T_1 (revenir dans l'axe) et la décroissance rapide de l'aimantation transversale correspond à la relaxation T_2 (se déphaser).

C'est deux temps T_1 et T_2 sont propres à chaque type de tissu et en rapport avec sa nature histologique et cellulaire (liquide ou solide, structure organisée ou non etc.).

1.2.2.1



La relaxation longitudinale ou T1

Le temps que les protons mettent à revenir dans l'axe de l'aimant lors de la relaxation est appelé T1.

La récupération de l'aimantation longitudinale (ou relaxation T1) correspond en fait à la restitution de l'énergie accumulée par les protons lors de l'excitation sous forme d'échanges thermiques avec le milieu environnant (ce qui correspond à la relaxation spin-réseau).

On parle de relaxation T1 car la repousse de l'aimantation se fait selon une exponentielle croissante possédant une constante caractéristique du tissu étudié. Cette constante appelée T1 et exprimée en millisecondes n'apparaît pas instantanément après arrêt de l'impulsion de l'onde RF. T1 correspond à 63% de la repousse, c'est-à-dire au temps mis par la composante longitudinale du vecteur d'aimantation tissulaire pour atteindre 63% de sa valeur d'équilibre après arrêt de l'impulsion de 90°. La relaxation longitudinale est donc d'autant plus rapide que le T1 est court.

Figure 8 - Courbe exponentielle de l'aimantation longitudinale en fonction du T1 (d'après Tucker *et al.* 1996)

L'ordre de grandeur de T1 est de 200 à 3 000 ms pour un champ de 1,5 Tesla. Dans les milieux biologiques, les molécules sont soumises en permanence à des mouvements de translation, rotation,

collision (mouvements browniens) qui se caractérisent par leur fréquence de collision. Pour que les protons cèdent de leur énergie au milieu moléculaire, il faut que leur fréquence spontanée (fréquence de Larmor) soit proche de la fréquence de collision moléculaire. Ainsi, plusieurs grandeurs influencent la valeur de T1.

La structure moléculaire du milieu examiné est un premier facteur de variation. En fonction de la taille des molécules d'un milieu, les fréquences de collisions moléculaires vont différer ce qui conditionnera en parti le temps de relaxation T1. Par exemple, le T1 de la graisse est court, alors qu'à l'opposé, le T1 des structures cristallines est long.

L'état solide ou liquide de la matière est un second facteur influant de T1. Le T1 est plus long pour les liquides que pour les solides. On peut donc écrire que, le T1 de l'eau pure est long étant donné que les mouvements de molécules y sont très rapides et ont des fréquences caractéristiques beaucoup plus élevées que la fréquence de Larmor. Il y a donc peu d'échanges d'énergie avec les noyaux d'hydrogène excités, impliquant un T1 long. Par exemple, le liquide céphalorachidien possède des valeurs de T1 supérieures à la seconde.

D'autre part, T1 diminue avec la viscosité du milieu, la température de l'échantillon et la présence de substances paramagnétiques comme les agents de contraste. Enfin, notons que T1 est proportionnel à B_0 , et donc dépendant de l'appareil IRM utilisé.

1.2.2.2 La relaxation transversale ou T2

A l'arrêt de l'impulsion de l'onde RF, il y a *déphasage des spins*. Lors de cette phase, il n'y a pas de transfert d'énergie mais une décroissance rapide de l'aimantation dans le plan xOy (relaxation T2). On peut ainsi noter que la décroissance transversale du vecteur d'aimantation tissulaire est plus rapide que la repousse de sa composante longitudinale : les tissus ont donc toujours un T2 inférieur ou égal au T1.

La relaxation T2 est ainsi nommée car la constante T2, exprimée en millisecondes, caractérise un tissu donné : elle correspond à 63% de la décroissance de la composante transversale du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire. Ainsi, en deux T2, 87% de la décroissance aura eu lieu, 95% en trois T2 et 98% en quatre T2. La relaxation est donc d'autant plus rapide que le T2 est court.

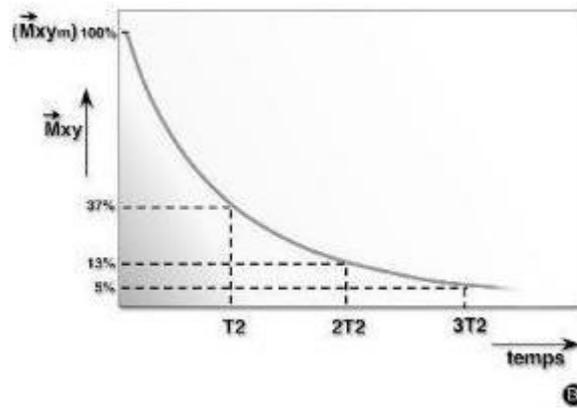


Figure 9 - Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2 (d'après Tucker *et al.* 1996)

A l'instar de T1, il existe un certain nombre de facteurs influençant la valeur de T2. Le T2 est plus long pour les liquides par rapport aux solides. Ainsi, pour l'eau pure, la valeur de T2 est de 3 secondes. De même que pour T1, le T2 est plus court dans les tissus formés de grosses molécules, comme les tissus gras. Enfin, T2 dépend de la viscosité du milieu examiné, T2 étant d'autant plus long que l'échantillon est fluide.

1.2.2.3 Notion de T2*

La décroissance est directement reliée au T2 si le champ magnétique B_0 est uniforme. Cependant, certains facteurs physiques peuvent provoquer une décroissance plus rapide du signal.

A l'échelle microscopique, le champ magnétique B_0 n'est pas rigoureusement homogène sur l'échantillon, ce qui entraîne un déphasage plus rapide des spins. Les fréquences de résonance des protons de cet échantillon ne seront, par conséquent, pas tout à fait identiques. Ainsi, le signal observé est lié aux inhomogénéités du champ B_0 d'origine, et aux inhomogénéités propres du champ magnétique externe B_0 à l'échelle microscopique qui accélèrent la décroissance transversale, dite T2*.

En pratique, le signal reçu décroît en T2* plus rapidement que ce qui était théoriquement prévu en T2.

1.2.2.4 Mesure du signal RMN

Lors de la phase de relaxation la composante transversale du vecteur d'aimantation macroscopique est similaire à une forme de spirale dans le plan xOy. Cette rotation induit un champ magnétique ou onde de RF. Les protons émettent ainsi un signal enregistrable qui traduit la décroissance de l'aimantation transversale des protons (signal de précession libre). C'est ensuite le rôle de l'antenne réceptrice placée à côté de la zone imagée de recueillir ce signal et de le convertir en signal électrique mesurable (Kastler *et al.* 2011).

Or les signaux émis par les protons sont spécifiques des caractéristiques anatomiques et physiologiques des tissus au sein de la région étudiée. Il s'ensuit donc une phase d'amplification et de numérisation qui permet au système IRM de produire in fine des images représentatives de l'anatomie normale et pathologique. L'ordinateur attribuant à chaque signal reçu une localisation

anatomique et une tonalité de gris.

1.3 Eléments constitutifs de la machine IRM

1.3.1 L'aimant

Un aimant est un objet fabriqué dans un matériau magnétique dur, c'est-à-dire dont le champ rémanent et l'excitation coercitive sont grands. Cela lui donne des propriétés particulières liées à l'existence du champ magnétique, comme celle d'exercer une force d'attraction sur tout matériau ferromagnétique. On classe les aimants selon plusieurs critères :

- L'intensité de leur champ magnétique (haut et bas champ)
- Leur type (résistif, permanent ou supraconducteur)
- Leur géométrie (ouverte ou fermée)

L'aimant permet de produire un champ magnétique d'intensité élevée, d'une bonne stabilité temporelle et d'une bonne homogénéité.

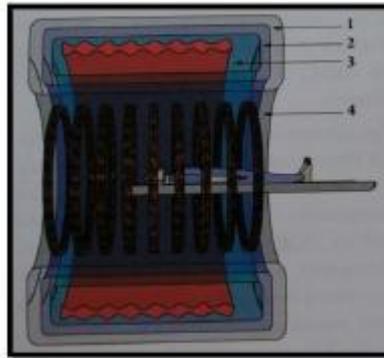
L'aimant est la pièce maîtresse de l'appareil IRM. Son rôle est de produire le champ magnétique principal B_0 . On peut noter que le champ magnétique créé en permanence par l'appareil IRM représente 4 000 à 60 000 fois celui de la Terre, il est mesuré en Tesla (T).

Deux types de systèmes d'imagerie par résonance magnétique sont utilisés en médecine équine : les dispositifs « haut champ » et ceux « bas champ », avec des aimants ouverts ou fermés.

- Les IRM bas champ, inférieur à 0,3 Tesla comportent un aimant permanent et n'impliquent donc pas de courant électrique contrairement aux aimants à haut champ. Ils donnent une image de moins bonne résolution avec des temps d'acquisition plus longs.
- Les IRM haut champs sont munis d'électro-aimants supraconducteurs, de forme cylindrique ouverte à chaque extrémité et nécessitant l'utilisation d'un cryogène pour réguler la chaleur produite par effet joule (ce qui explique en grande partie leur coût élevé). Ils donnent des images plus détaillées, une très bonne différenciation tissulaire, et un signal d'intensité supérieur en un temps d'acquisition plus faible. La maintenance de ces systèmes est très onéreuse en raison de la présence d'hélium liquide pour refroidir l'aimant (Werpy 2007).

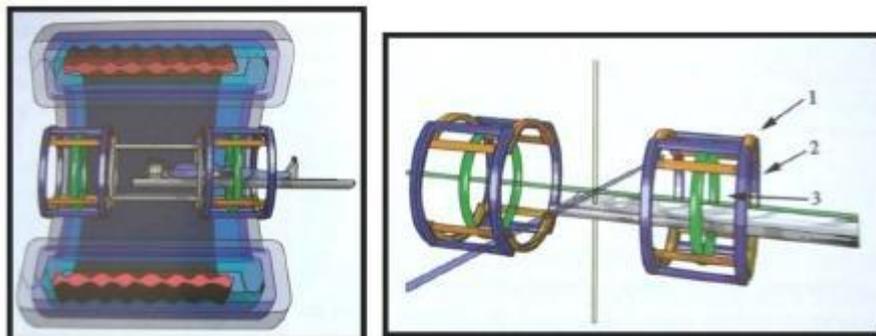
La machine peut être *fermée* en tunnel, ou *ouverte* en forme de U. Ces dernières sont notamment destinées aux patients humains claustrophobes ou obèses, mais l'uniformité du champ magnétique est alors inférieure, le rapport signal sur bruit des images obtenues est donc inférieur.

L'aimant utilisé dans la partie expérimentale de cette thèse (troisième partie) est un aimant haut champ supraconducteur au sein d'une machine fermée. Les aimants supraconducteurs sont constitués d'une bobine supraconductrice et d'un cryostat contenant de l'hélium liquide (parfois



1. Enceinte refroidie à 70°K (Azote liquide), 2. Enceinte refroidie à 20°K (Hélium liquide), 3. Bobines supraconductrices, 4. Bobines d'homogénéisation du champ.

entouré par de l'azote liquide) ceci dans le but de supprimer la chaleur produite par la résistance électrique dans le circuit. Ils ont une forme de tunnel et permettent d'obtenir un champ magnétique intense (3 Tesla) et homogène malgré une consommation énergétique faible. Ils sont cependant chers et l'entretien doit être très régulier (recharge de la cuve d'hélium notamment).



1. Gradient dans l'axe y. 2. Gradient dans l'axe x. 3. Gradient dans l'axe z

Figure 10 - Schéma en coupe d'un IRM à aimant supraconducteur (d'après Hoa *et al.* 2008)

Le champ magnétique obtenu doit être intense afin de favoriser le rapport signal sur bruit. Cependant, l'augmentation de la puissance du champ magnétique diminue le contraste en T1 et majore certains artefacts.

1.3.2 Les bobines de gradient

Elles permettent de générer un gradient de champ magnétique (variation linéaire de l'intensité du champ le long d'une direction de l'espace), nécessaire au codage du signal. Trois paires de bobines sont présentes, une pour chaque direction de l'espace (Kastler *et al.* 2011).

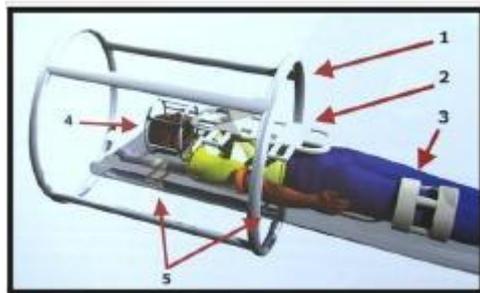


Figure 11 - Bobines de gradients (d'après Hoa *et al.* 2008)

1. Antenne corps entier, 2. Antennes de surface pour l'exploration du tronc, 3. Antenne dédiée pour le genou,
4. Antenne crâne, 5. Antennes intégrées à la table d'examen pour l'exploration du rachis.

1.3.3 Réception du signal par l'antenne

Les antennes sont constituées d'un ou plusieurs anneaux de cuivre et permettent l'émission d'ondes RF et la réception du signal. En mode émission, elles doivent délivrer une excitation uniforme dans tout le volume exploré. En mode réception, elles doivent être sensibles et avoir le meilleur rapport signal sur bruit possible (Hoa *et al.* 2008).

Le signal de résonance magnétique étant faible, elles doivent être placées au plus près de la partie anatomique explorée. Les antennes sont accordées pour correspondre à la fréquence de résonance de « précession » des protons qui se trouvent dans le champ magnétique. Tout comme les aimants, les antennes sont classées selon leur géométrie (volumique ou surfacique), leur mode de fonctionnement (émettrice-réceptrice ou réceptrice seule), ou encore selon leur configuration (linéaire, en quadrature de phase ou en réseau phasé).

30

Les antennes de surface sont uniquement réceptrices du signal. Elles sont appliquées le plus près possible des régions d'intérêt afin d'obtenir une qualité du signal optimale. Le volume exploré est limité comparé aux autres types d'antennes. On les utilise donc pour les régions de faible volume tel que l'encéphale.

Figure 12 - Représentation schématique de différentes antennes (d'après Hoa *et al.* 2008)

1.3.4 Le système informatique

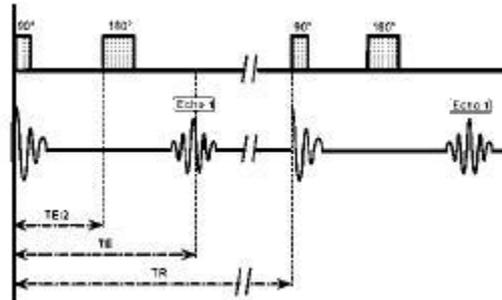
Le système informatique est constitué d'un ordinateur et de processeurs rapides permettant l'acquisition des données, la reconstruction des images et la gestion des différents constituants du système.

Les consoles sont des périphériques de sortie directement reliés à un ordinateur. Une ou plusieurs consoles constituent le lien entre l'opérateur et la machine, permettant notamment la mise en place des paramètres, le contrôle et la visualisation des coupes. La rapidité de traitement, et l'ergonomie sont les critères de performances essentiels de l'équipement informatique d'un appareillage IRM (Hoa *et al.* 2008).

A l'aide du système, l'opérateur va choisir la programmation des séquences de façon à optimiser le contraste, le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale et à limiter les artefacts. En fonction de ce qu'il veut visualiser, l'opérateur choisit les plans de coupes, le type de séquence et les paramètres qui modifient ou non le contraste.

1.3.5 Salle d'examen et cage de faraday

Le système est toujours placé dans une pièce amagnétique suffisamment grande pour accueillir le cheval. Du fait de la présence de l'aimant, la pièce est interdite à toute personne portant un pacemaker, un implant chirurgical ou un objet métallique. Ces restrictions sont indispensables pour éviter tout accident et que ces éléments ne soit pas attirés par l'aimant et ne blessent les personnes



présentent ou encore détériorent le dispositif d'imagerie.

L'enveloppe de la machine et surtout, de l'aimant, est constituée d'une cage de Faraday qui est le principal moyen de blindage destinée au confinement des champs magnétiques produits par la machine et à l'isolement de celui-ci des champs magnétiques extérieurs. Elle permet d'effectuer ces mesures précises en évitant les pollutions électromagnétiques extérieures.

La salle doit être climatisée pour réguler la température. L'objectif est d'éviter tout artefact ou dysfonction dans l'acquisition des images afin d'obtenir une qualité d'image optimale. L'écart autour de la température moyenne à laquelle la machine est paramétrée est de plus ou moins 2°C.

1.4 Les paramètres majeurs qui caractérisent une séquence IRM

Une séquence IRM est définie par les paramètres spécifiques programmés dans le système IRM indiquant la façon dont le signal doit être recueilli. En plus des caractéristiques propres aux tissus, ce

sont les paramètres cités précédemment qui déterminent l'apparence des tissus sur les images. Lorsque l'opérateur les modifie on dit qu'il « pondère » la séquence (Silvain 2012).

Plusieurs séquences sont ainsi associées dans un protocole d'imagerie. En modifiant les séquences IRM, le contraste des images évolue, ce qui permet de mettre en évidence plus spécifiquement certaines formations anatomiques.

Les images IRM habituelles sont réalisées en réglant la machine de façon à refléter l'un des deux temps : on dit que l'image est pondérée en T1 ou en T2.

1.4.1 Quelques définitions

1.4.1.1 Temps d'écho (TE)

Le temps d'écho est l'intervalle de temps entre l'onde de RF excitatrice et la mesure du signal recueilli.

1.4.1.2 Temps de répétition (TR)

Le temps de répétition est l'intervalle de temps séparant deux excitations successives au cours d'une séquence d'acquisition.

Figure 13 - Schéma du TE et TR (d'après Kastler *et al.* 2011)

1.4.1.3 Angle de bascule (flip angle)

L'angle de bascule est l'angle dont l'impulsion de radiofréquence fait basculer le vecteur d'aimantation des protons par rapport à l'axe de champs magnétique statique de l'aimant. En effet, à l'état d'équilibre sous l'effet de B_0 , l'aimantation est parallèle au champ statique. Afin de pouvoir générer un signal, une onde B_1 est envoyée, générant le phénomène de résonance magnétique : l'aimantation nucléaire bascule par rapport à la direction du champ magnétique statique dans un plan qui lui est généralement perpendiculaire, c'est l'angle de bascule. Classiquement en écho de spin, l'angle de bascule est de 90° .

1.4.1.4 Temps d'inversion (TI)

Le temps d'inversion correspond au délai entre une onde RF de 180° d'inversion et l'onde RF de 90° d'excitation qui la suit.

1.4.2 Modulation de TE et TR et pondération en T1 et T2

1.4.2.1 Influence du temps de répétition (TR)

Le TR sépare deux impulsions de 90°, il correspond alors au « temps de repousse » de l'aimantation longitudinale. On dit que le TR « conditionne la pondération en T1 ». En effet, plus le TR sera long, moins on distinguera deux tissus aux T1 différents. Ceci, puisque à l'issue du cycle, les deux tissus auront tous deux récupéré leur aimantation longitudinale maximale (Kastler *et al.* 2011).

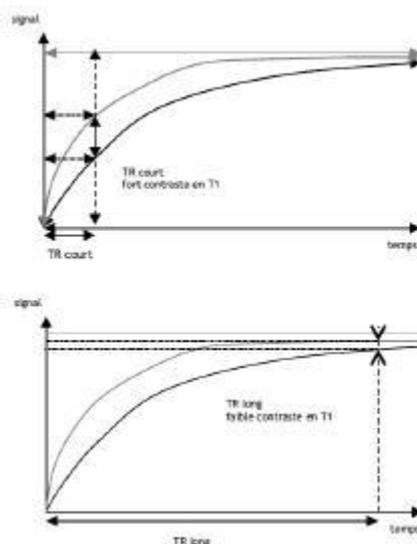
1.4.2.2 Influence du temps d'écho (TE)

Le principe est similaire en ce qui concerne le TE et la pondération en T2 mais dans le sens inverse. Le TE définit le temps pendant lequel on laisse décroître le signal en T2 (relaxation transversale) avant de le mesurer. Si l'on se fie aux courbes de décroissance du signal, un TE trop court ne laisse pas le temps aux tissus d'exprimer leurs différences en termes de vitesse de relaxation transversale, il faut donc augmenter le TE afin d'obtenir un « contraste en T2 » satisfaisant.

1.4.2.3 Contraste en T1 et T2 : origine et interprétation

Le contraste en T1 et en T2 de la séquence est déterminé par le choix des facteurs ci-dessus.

1.4.2.3.1 TR et pondération en T1



Le TR conditionne le contraste en T1, c'est-à-dire la pondération en T1 d'une séquence. Plus le TR est court (0,5 seconde), plus la séquence sera pondérée en T1. Dans ce cas, c'est le tissu possédant le T1 le plus court qui donnera le signal le plus élevé. Dans le cas contraire, plus le TR est long (2 secondes), plus la séquence sera dépondérée en T2 : les différences en T1 des tissus sont alors moins perceptibles (Lavaud 2013).

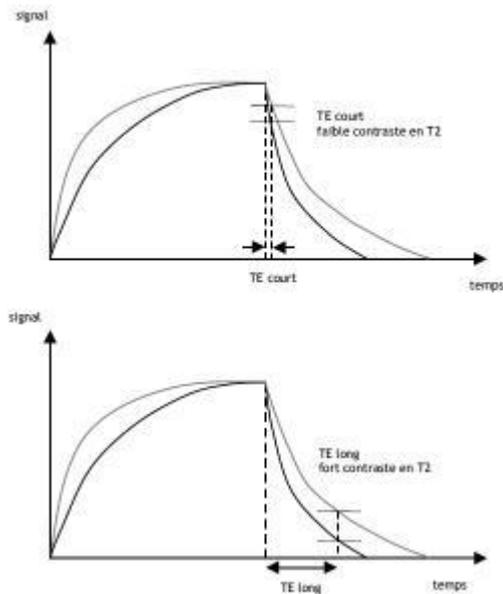


Figure 14 - Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence (d'après Kastler *et al.* 2011)

Le signal du tissu ayant un T1 court sera plus élevé, et il apparaîtra plus blanc. Le signal ayant un T1 long sera plus faible et apparaîtra plus noir. Finalement, plus le TR est court et plus la séquence est pondérée en T1 : les différences de contraste entre tissus seront alors plus marquées. En conclusion, une séquence pondérée en T1 a :

33

- Un TR court (400-600 ms) pour favoriser le contraste en T1
- Un TE court (15 ms) pour minimiser le contraste en T2

1.4.2.3.2 TE et pondération en T2

On choisit le temps pendant lequel on laisse décroître le signal avant de le mesurer. Si le TE est court (inférieur à 20 millisecondes), on ne fait que peu de distinction entre les différences en vitesse de décroissance, et on ne peut pas séparer les différents tissus par leur T2. Par contre, si le TE est plus long (supérieur à 100 millisecondes), il est possible de distinguer les tissus par leur T2.

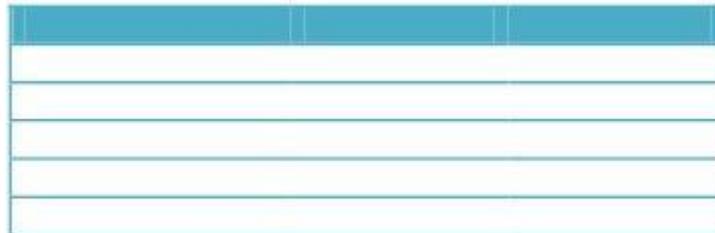


Figure 15 - Schéma illustrant l'influence du TE sur le contraste en T2 (d'après Kastler *et al.* 2011)

Ainsi, le TE conditionne le contraste en T2, c'est-à-dire, la pondération en T2 d'une séquence. Un tissu ayant un T2 plus long donnera un signal plus élevé.

Plus le TE est long et plus la séquence est pondérée en T2. A l'opposé, plus le TE est court, et plus la séquence sera dépondérée en T2. En conclusion, une séquence pondérée en T2 a :

- Un TE long (15 ms) pour favoriser le contraste en T2
- Un TR long (2 000 ms) pour minimiser le contraste en T1

Les séquences en T2 sont mieux contrastées (par rapport aux séquences en T1) mais le rapport signal sur bruit est plus faible car les mesures sont réalisées plus tardivement sur la courbe d'atténuation du signal en T2.

La séquence densité de proton est très utilisée en IRM sur l'appareil musculo-squelettique des chevaux mais n'est pas détaillé ici car présente peu d'avantage pour l'exploration de l'encéphale.

1.4.2.3.3 Limites d'action sur le TR et le TE

Si le temps de répétition est très court, il se produit une saturation de l'aimantation longitudinale et il n'y a donc pas de contraste. Ainsi, pour pondérer une image en T1, il faut raccourcir le TR dans les

34

limites raisonnables. D'autre part, si le TR est trop long, il n'y a pas de signal. Pour pondérer une image en T2, il est nécessaire d'allonger le TE dans des limites raisonnables.

De façon générale, on retiendra que le TE est toujours inférieur au TR, et qu'un TR court est de l'ordre du T1 le plus court du tissu considéré.

1.4.2.3.4 Principales caractéristiques des tissus en IRM

	T1 en ms	T2 en ms
Eau	3 000	30 000
Substance Grise	810	100
Substance Blanche	680	90
Foie	420	45
Graisse	240	8

Tableau 1 – Valeurs du T1 et du T2 selon la nature du tissu (d’après Kastler *et al.* 2011)

1.4.3 Modulation de l’angle de bascule et caractérisation d’une séquence, exemple avec l’écho de spin et l’écho de gradient

La succession d’angles de bascule auxquels sont soumis les protons et la notion de temps d’inversion (TI) vont établir s’il s’agit d’une séquence en :

- écho de spin (SE)
- écho de gradient (GRE)
- écho de spin rapide (TSE : turbo spin echo)
- inversion-récupération (IR)
- suppression de signal de la graisse (STIR : Short Time Inversion Recovery)

1.4.3.1 Caractéristiques de la séquence écho de spin (SE)

L’écho de spin est la séquence de référence. Une séquence d’écho de spin comprend une impulsion de 90°, une attente pendant une durée de TE/2, une impulsion de 180°, une nouvelle attente de TE/2 et un enregistrement du signal à TE.

Le but de cette séquence est de s’affranchir des inhomogénéités locales de champ magnétique afin d’obtenir un signal en T2 et non T2*. En effet, le phénomène de relaxation transversale (T2) est du aux inhomogénéités de champ d’origine moléculaire, à l’origine du pouvoir de discrimination entre les différents tissus lors d’une séquence IRM. Or il existe également des inhomogénéités de champ liées au champ magnétique externe B₀. Ce type d’inhomogénéités accroît considérablement la vitesse de déphasage des spins et est donc à l’origine d’un affaiblissement dommageable de la durée et de l’intensité du signal (Silvain 2012).

L’impulsion d’onde RF supplémentaire de 180° à l’instant précis TE/2 va inverser l’ordre des déphasages des spins dans le plan transversal. Les protons en avance vont se retrouver en retard par rapport aux plus lents et selon la distance qu’ils avaient d’avance. Ainsi, la composante de déphasage des protons due aux inhomogénéités locales de B₀ sera annulée au temps d’écho, et la mesure

effectuée ne sera plus due aux inhomogénéités de champ magnétique mais bien à la relaxation des spins, donc au vrai T2 (Kastler *et al.* 2011).

Le signal mesuré au temps d'écho selon l'axe Ox est alors maximal.

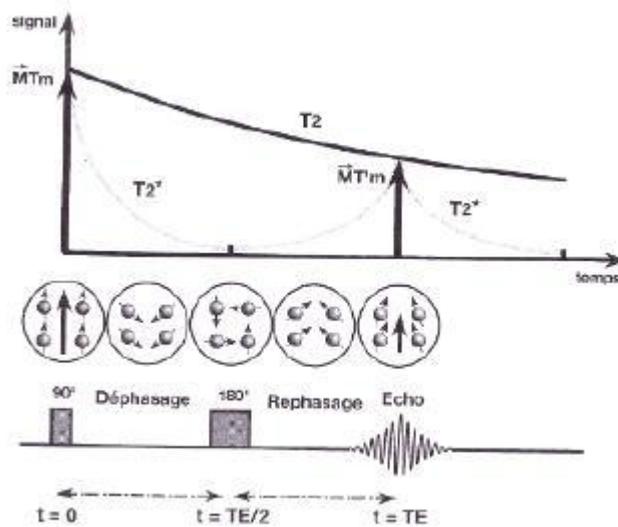


Figure 16 - Chronologie des événements lors du phénomène d'écho de spin (d'après Kastler *et al.* 2011)

Il y a donc une double bascule des protons ce qui permet d'obtenir un signal intensifié. Ainsi, on a accès à une qualité d'images d'une très haute résolution. Cependant, la séquence reste longue à obtenir et donc, très sensible aux mouvements.

Une légère décroissance est tout de même observée entre la valeur du champ au temps d'écho et celle juste après la fin de l'impulsion de 90°. Cette différence est due aux inhomogénéités moléculaires du tissu, et il est impossible de s'en affranchir.

1.4.3.2 Caractéristiques de la séquence écho de gradient (GRE)

La séquence est très rapide avec un TE très court, elle se distingue par :

- Un angle de bascule faible (entre 20 et 60°)
- Une absence d'impulsion RF de 180° de rephasage (il n'y a que l'impulsion RF de 90°)

L'angle de bascule petit diminue la quantité d'aimantation basculée. Le retour à l'état d'équilibre s'effectue donc plus rapidement, cela permet de diminuer le TR entre chaque impulsion. Le principal intérêt de l'écho de gradient est le gain de temps non négligeable. Or l'acquisition primaire de l'information étant, pour les séquences en trois dimensions, en volume (conversion en coupes ultérieurement), ce type de séquence est à privilégier lors de reconstruction en 3D de l'image (Werpy *et al.* 2006).

Cette séquence est très sensible aux inhomogénéités de champ magnétique car les hétérogénéités ne sont pas compensées par une impulsion RF de 180°. Cependant, ne nécessitant qu'une seule impulsion, le temps d'acquisition est beaucoup plus court que pour les images en séquence SE.

Le contraste est variable en fonction du choix du TR et TE, mais la résolution est beaucoup moins

bonne qu'avec l'écho de spin. La pondération (en T1, T2) dépend de TE, TR et de l'angle de bascule. L'inconvénient du faible angle de bascule et du TR très court est une mauvaise pondération en T1.

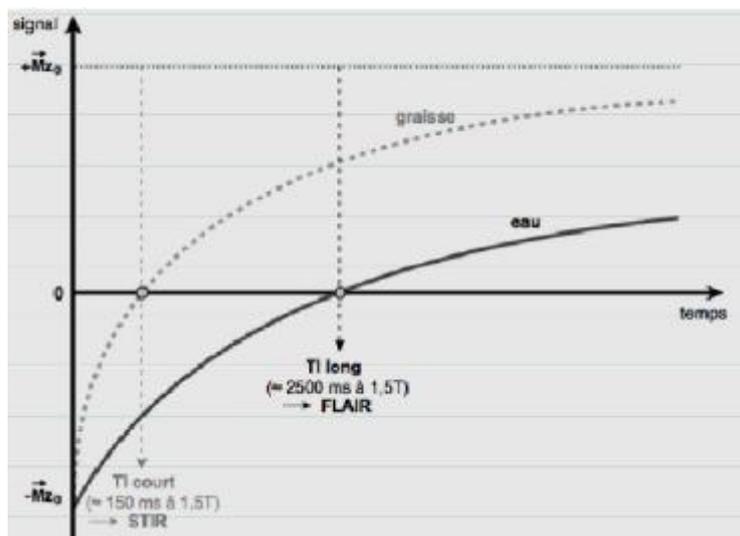
Ainsi, la séquence GRE, ayant un long TE (augmente l'effet T2*), un angle de bascule réduit et un long TR (réduisant l'influence de T1), sera pondérée en T2* et non en T2 (cf. paragraphe 1.1.2.3.). On parle alors de séquence T2*.

1.4.4 Modulation du TI et création de séquences particulières, exemple de la séquence STIR et de la séquence FLAIR

Ces deux séquences sont des applications de la séquence d'inversion récupération (IR).

La séquence IR permet de modifier le contraste naturel obtenu par les différences de temps de relaxation T1 des tissus. Elle comporte une impulsion initiale de 180° (onde d'inversion) qui va faire basculer l'aimantation longitudinale dans la direction opposée. Du fait de la relaxation longitudinale, l'aimantation longitudinale va croître pour revenir à sa valeur initiale, en passant par la valeur nulle. Pour mesurer le signal, il faut appliquer une onde RF de 90° d'excitation.

Ainsi dans cette séquence tous les tissus passent par 0 lors de la repousse (à $t=0,69 \times T1$ du tissu considéré). Cette annulation du contraste peut être mise à profit pour supprimer de l'image une



structure donnée, comme par exemple la graisse. Il suffit pour cela de choisir un temps d'inversion (TI) tel que l'aimantation longitudinale du tissu donnée soit nulle. Ce dernier ne pourra alors pas donner de signal par absence d'aimantation transverse dû à l'absence d'aimantation longitudinale). La technique d'IR permet ainsi de supprimer le signal d'un tissu donné en sélectionnant un TI adapté au T1 de ce tissu, par exemple pour la graisse : $TI = 0,69 \times T1$ graisse (impulsion de 90° au temps TI) (Kastler *et al.* 2011).

Figure 17 - Séquence STIR et FLAIR, la courbe du signal de la graisse s'annule au temps $0.69 \times T1_{\text{graisse}}$ et celle du signal de l'eau la courbe du signal de l'eau s'annule au temps $0.69 \times T1_{\text{eau}}$ (d'après Kastler 2011)

La vitesse de repousse longitudinale étant caractérisée par le temps de relaxation T1, ces séquences vont être pondérées en T1. L'inversion-récupération permet ainsi de majorer la pondération en T1 de la séquence d'imagerie avec laquelle elle est associée (écho de spin ou écho de gradient plus ou moins rapide).

1.4.4.1 Caractéristiques de la séquence STIR

Dans la séquence STIR « Short Time Inversion Recovery » standard, la séquence d'écho de spin est complétée par une impulsion préalable de 180° d'inversion.

37

La graisse présente un T1 court. Ainsi en choisissant un temps d'inversion (TI) court de 140 millisecondes, on peut supprimer le signal de la graisse. La combinaison de l'IR à un T1 court avec des séquences d'écho de spin rapide qui permettent de réduire le temps d'acquisition dans des limites acceptables en pratique clinique.

Ces séquences présentent l'intérêt d'offrir une technique de suppression du signal de la graisse peu sensible aux hétérogénéités de champ magnétique et aux effets de susceptibilités magnétique en présence de métal. Elles peuvent être employées en pondération T1 ou T2.

Cette technique ne doit pas être utilisée pour supprimer le signal de la graisse après injection de produit de contraste type gadolinium (agent aux vertus ferromagnétique, cf paragraphe 1.5.5.). Les tissus rehaussés par ce dernier ont un T1 raccourci et peuvent être effacés par une inversion-récupération à TI court.

La séquence STIR permet donc de supprimer le signal de l'ensemble du de la graisse et par déduction de mettre en évidence des lésions à proximité ou au sein de structures graisseuses (il s'agit de son principal intérêt en médecine équine) ou d'identifier avec certitude une composante graisseuse dans une lésion (De la farge 2009).

1.4.4.2 Caractéristiques de la séquence FLAIR

L'acronyme provient de l'anglais « Fluid Attenuated Inversion Recovery ». L'objectif de cette séquence est de supprimer le signal des liquides par une inversion-récupération à un temps d'inversion adapté.

L'eau présente un T1 long. En choisissant un TI de 2 000 millisecondes, on peut s'affranchir du signal de l'eau libre. Comme pour les autres séquences en IR, on préfère utiliser une séquence d'imagerie de type écho de spin rapide pour compenser les durées d'acquisition longues liées aux TR longs.

Le signal provenant du LCR est supprimé et un long TE est utilisé afin de donner à cette séquence une forte pondération en T2.

Elle est bien adaptée à l'imagerie du cerveau car améliore la détection du parenchyme cérébral, particulièrement celles localisées à l'interface parenchyme cérébral et LCR, et permet de bien détecter les œdèmes.

1.5 Principes d'interprétations de l'image IRM

en analysant ces images T1 et T2, peut connaître la nature normale ou pathologique des tissus étudiés.

Certaines structures anatomiques comme la corticale osseuse, les calcifications, les cavités ou les conduits aériques (sinus, trachée, bronches) n'engendrent qu'un faible signal. De ce fait, elles apparaissent plutôt sombre quelle que soit la pondération.

1.5.1 Aspect des tissus en pondération T1

Le contraste en pondération T1 est dit **anatomique**. C'est sur celle-ci que l'on étudiera l'anatomie et que l'on recherchera d'éventuelles prises de contraste après injection.

38

La substance blanche apparaît blanche et la substance grise (qui contient naturellement beaucoup d'eau) apparaît grise. Le liquide cébrospinal (LCS) est noir, appuyant le contour du système nerveux central (SNC).

Les tissus graisseux apparaissent avec le signal le plus élevé, en blanc. Les muscles et la moelle osseuse vertébrale apparaissent avec un signal intermédiaire. Enfin les disques intervertébraux émettent eux aussi un signal intermédiaire, cependant plus proche de l'hyper-signal que de l'hyposignal.

Le plus souvent les lésions apparaîtront en hypo-signal (plus sombres) en pondération T1.

1.5.2 Aspect des tissus en pondération T2

Dans le cadre de l'IRM du système nerveux central, les images sont dites **myélographiques** (sous-entendue qu'elles permettent d'explorer la présence de pathologies médullaires). Les liquides, comme le LCS, l'urine ou les collections liquidiennes apparaissent en hyper-signal (blancs). C'est sur celle-ci que l'on dépistera les anomalies, généralement en hyper-signal.

La substance blanche apparaît plus foncée que la substance grise, mais attention T1 et T2 sont complémentaire mais l'un ne représente pas le négatif de l'autre. Le LCS, quant à lui, apparaît clair.

La graisse apparaît souvent en hypo-signal ; néanmoins, la graisse présente un hyper-signal sur les séquences T2 hyper rapides. Les muscles et la moelle osseuse vertébrale donnent un signal intermédiaire, néanmoins toujours hypo-intense par rapport à la moelle épinière. Les disques intervertébraux émettent un double signal : le noyau pulpeux apparaît en hyper-signal alors que l'anneau fibreux est en hypo-signal.

Le plus souvent les lésions apparaîtront en hyper-signal (plus blanches) en pondération T2.

Notons le cas particulier de la séquence T2*(cf. paragraphe 1.3.3.2.) qui est très sensible à certains produits de dégradation de l'hémoglobine tels que la désoxyhémoglobine et l'hémosidérine car ces substances entraînent des perturbations locales du champ magnétique (artefact de susceptibilité magnétique). Cette séquence met ainsi en évidence l'hémosidérine présente après une hémorragie par un hypo-signal en couronne autour de l'hématome. Ces hypo-signaux sont le témoin de micro-hémorragies anciennes, la séquence permet d'objectiver une hémorragie des mois après la survenue de celle-ci, alors que les autres séquences se sont normalisées.

1.5.3 Aspect des tissus avec la séquence FLAIR

Cette séquence remplace généralement la séquence T2 pour l'exploration de l'encéphale. C'est une séquence T2 sur laquelle on supprime le signal du LCR qui apparaît donc noir. Les pathologies de la substance blanche (ramollissements, processus de démyélinisation, etc.) apparaissent hypers.

Lorsqu'une pathologie apparaît dans l'espace sous-arachnoïdien, les sillons deviennent hyper-intenses. Cet aspect est retrouvé pour l'hémorragie sous-arachnoïdienne, la méningite, la carcinomatose méningée et la mélanose leptomeningée (Stuckey *et al.* 2007 ; Tsuchiya *et al.* 2001).

En imagerie humaine, un accident ischémique devient visible en FLAIR au bout d'environ 5 heures. Combinée à la diffusion (cf paragraphe 2.6), cette séquence permet de dater très précisément le début de l'ischémie (Galanaud 2013).

39

1.5.4 Aspect des tissus avec la séquence STIR

Cette séquence permet une suppression non sélective du signal de la graisse. Le STIR est particulièrement adapté à l'étude de l'appareil locomoteur plus que neurologique. Cette séquence permet de mettre en évidence une infiltration métastatique ou un œdème médullaire.

1.5.5 Utilisation d'un produit de contraste

Les produits de contraste en IRM sont choisis en fonction de leurs propriétés magnétiques. On distingue les agents de contraste paramagnétiques et les agents de contraste superparamagnétiques. Dans les agents de contraste paramagnétique, le principe actif est le gadolinium. Il possède sept électrons célibataires non appariés, ce qui va réduire le T1 des tissus où il se localise, ce qui augmente le signal en pondération T1 de ces structures. Il permet le marquage des vaisseaux et tissus richement vascularisés ainsi que les zones d'altération de la barrière hémato-méningée. Les agents de contraste superparamagnétiques sont constitués de nanoparticules d'oxyde de fer.

L'étude des lésions en IRM est facilitée par l'injection intraveineuse de gadolinium qui se distribue dans le tissu interstitiel. L'utilisation du gadolinium est particulièrement indiquée pour repérer les lésions de petite taille ou celles n'engendrant que peu de modifications de signal spontanément, ou encore pour augmenter le contraste entre une lésion et l'œdème qui l'entoure. Elle permet de plus de renseigner sur la néovascularisation tumorale et donc de donner des arguments diagnostiques.

1.6 Qualité de l'image IRM

1.6.1 Critère de qualité de l'image

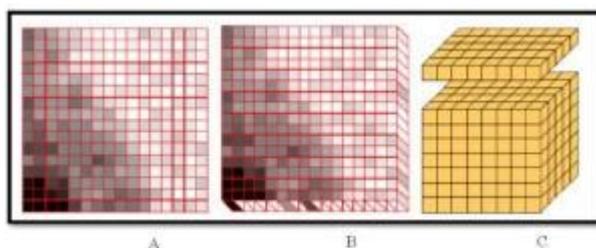
Des mesures physiques permettent d'analyser objectivement la qualité de l'image. Ce sont le rapport signal sur bruit, le contraste ainsi que la résolution spatiale. Selon l'image obtenue, l'opérateur va privilégier l'un ou l'autre de ces critères qui sont interdépendants.

1.6.1.1 *Le rapport signal sur bruit*

Le rapport signal sur bruit est le facteur qui conditionne le plus la qualité de l'image obtenue par résonance magnétique car il influence les critères de qualités suivant : le contraste et la résolution spatiale. Il faut rechercher le meilleur rapport avec la meilleure résolution spatiale, cependant ces deux facteurs sont antinomiques. Le signal augmente à peu près proportionnellement à l'intensité du champ magnétique utilisé (Lacroix 2008).

Il représente la quantité d'informations recueillies correspondant véritablement aux structures anatomiques de l'individu (signal) vis-à-vis de l'information « parasite » produite par l'animal ou par le système IRM (bruit) que l'on peut encore appeler signaux indésirables.

Le signal est notamment lié à l'intensité du champ magnétique et est bien meilleur avec un système haut champ.



Le bruit dépend du système électronique de traitement de signal et des mouvements moléculaires ayant lieu au sein des tissus et des artefacts.

Le rapport est fonction de la séquence d'onde RF et du facteur de remplissage de l'antenne. Les paramètres choisis influencent également le rapport signal sur bruit. Un voxel de grand volume sera à l'origine d'un signal élevé.

Une bande passante correspond à l'ensemble des fréquences contenues dans un signal enregistrées par le récepteur. Le bruit ayant un niveau constant quel que soit les fréquences, le choix d'une bande passante de réception large (ou gamme de fréquence large) favorisera une proportion élevée de

bruit. La réduction de la bande passante contribue à augmenter le rapport signal sur bruit mais à augmenter le phénomène de déplacement chimique (Kastler et al 2011).

Quand le rapport signal sur bruit est faible, l'image apparaît granuleuse. Afin de favoriser l'intensité du signal, le temps d'acquisition peut être allongé (ce qui augmente le nombre d'excitations).

Pendant, cela peut devenir vite incompatible avec une durée raisonnable d'anesthésie.

1.6.1.2 Le contraste

Le contraste correspond à la variation d'intensité de signal entre deux structures adjacentes. En IRM, il dépend des paramètres intrinsèques de chaque tissu (mouvements moléculaires, T1, T2, etc.) mais, ce qui l'influence le plus sont les paramètres réglés par l'opérateur (TR, TE, angle de bascule de la séquence d'acquisition). Le contraste est, de plus, influencé par le rapport signal sur bruit (Olive *et al.* 2002).

1.6.1.3 La résolution spatiale

La résolution spatiale correspond à la taille du plus petit détail que l'on peut identifier. Autrement dit, il s'agit de la capacité du système à reconnaître et à différencier les structures anatomiques les plus petites.

En IRM, la résolution spatiale augmente avec la diminution du voxel défini ainsi que celle de l'épaisseur de la coupe et avec l'augmentation de la taille de la matrice employée pour former chaque image.

Une matrice est constituée de petits cubes (voxels) formant x colonnes et y rangées et dont la profondeur z détermine l'épaisseur de coupe. La moyenne de l'information recueillie dans chaque voxel est affichée sur un pixel correspondant.

Figure 18 - D'une image bidimensionnelle (A) à une image tridimensionnelle (B, C) : Des pixels aux voxels (d'après Nazarian 2002)

Une haute résolution entraîne la baisse du rapport signal sur bruit.

En système haut champ, le signal étant plus important, une matrice et des coupes fines peuvent être employées ce qui permet d'avoir une bonne résolution spatiale. Le grand défi de la technique de l'IRM est de trouver le meilleur compromis possible entre le contraste, le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale qui sont à maximiser et le temps d'acquisition qu'il faut minimiser dans le but d'obtenir une image de la meilleure qualité possible et de limiter au mieux le temps d'immobilisation du cheval (Olive *et al.* 2008).

Pour augmenter le pouvoir de résolution, il faut réduire les hétérogénéités magnétiques et augmenter l'intensité du gradient pour diminuer la taille du pixel. La taille du pixel est également contrôlée par la taille du champ d'exploration (FoV) et par la matrice.

Si la résolution spatiale augmente, le rapport signal sur bruit diminue car il est proportionnel au volume du voxel. Il faut donc faire attention lors de la programmation de la séquence : le gain en résolution spatiale peut être inutile l'image est trop bruitée du fait du voxel trop petit.

1.6.1.4 Les artefacts

Les zones d'artefacts sont des zones d'erreur de signal qui modifient l'apparence des structures anatomiques étudiées. L'origine de ces artefacts peut être le patient lui-même ou le système IRM. Pour chaque type d'artefact certains équipements IRM, certaines séquences ou certains contextes pathologiques favorisent leur apparition.

Il s'agit donc de les corriger, les minimiser, les réorienter ou bien les reconnaître et les accepter.

1.6.1.5 Le temps d'acquisition

La durée d'acquisition d'une image dépend principalement du temps de répétition TR de la séquence d'imagerie utilisée. TR est en effet le temps nécessaire à l'acquisition d'une ligne de l'image. La durée de l'immobilité du patient (donc le temps d'acquisition) conditionne également la qualité de l'image.

1.6.2 Paramètres techniques influençant la qualité de l'image

1.6.2.1 Les paramètres non opérateurs dépendants

1.6.2.1.1 Les paramètres inhérents aux tissus étudiés

Ce sont les temps de relaxation T1 et T2, le flux etc. Ils influencent le rapport signal sur bruit et le contraste.

1.6.2.1.2 Les paramètres dépendants du système

Ils sont fixés par le constructeur (Thrall *et al.* 2013).

- L'aimant : le rapport signal sur bruit est proportionnel au champ magnétique B_0 qui doit être le plus homogène possible.
- L'émetteur : une amplification non linéaire est responsable d'une déformation de l'onde d'excitation et du phénomène d'excitation croisée.
- Les gradients : ils sont caractérisés par leur intensité maximale qui détermine les limites inférieures de l'épaisseur de coupe, du FoV et de TE, par leur linéarité et par leur temps de

montée. L'opérateur agit sur les gradients lorsqu'il choisit le plan et l'épaisseur de coupe.

42

- L'antenne : elle est caractérisée par sa sensibilité et son gain. Les antennes de surface permettent d'obtenir le meilleur rapport signal sur bruit tout en augmentant la résolution spatiale (diminution du FoV) mais elles n'explorent qu'une faible profondeur.

Dans certaines mesures, l'opérateur a cependant une certaine action sur les deux paramètres précédents.

1.6.2.2 Les paramètres opérateurs dépendants

Ils permettent à l'opérateur de faire un choix optimal en fonction de la région explorée et de la lésion recherchée.

1.6.2.2.1 Les paramètres modifiant le contraste

Pour les séquences courantes, les paramètres accessibles sont le TR, le TE et l'angle de bascule.

- Le rapport signal sur bruit : augmente avec le TR jusqu'à une valeur maximale. 96% du signal disponible est obtenu quand $TR = 3 \times T1$
- Le TR : s'il est court ($< T1$), la diminution de l'angle de bascule augmente l'intensité du signal
- Le TE : le TE optimum correspond au TE minimum permis par l'appareil car l'augmentation de TE diminue le rapport signal sur bruit. L'augmentation de TE indispensable pour la pondération T2 : on peut alors réduire la largeur de la bande passante pour augmenter le signal. Mais le nombre de coupes diminue quand le TE augmente.

1.6.2.2.2 Les paramètres ne modifiant pas le contraste

- L'épaisseur de coupe

Son augmentation provoque une augmentation de la taille du voxel, une augmentation du nombre de protons et donc un signal plus intense avec un rapport signal sur bruit plus élevé. Cependant la résolution spatiale est moins bonne : les effets de volume partiels sont majorés avec des coupes épaisses. Une coupe plus fine permet une meilleure résolution spatiale, mais le rapport signal sur bruit est alors plus faible. Les coupes peuvent être jointives ou espacées. Les coupes jointives peuvent être affectées par un phénomène d'excitation croisée qui dégrade l'image.

- Champ de vue FoV et matrice

Ils sont indissociables et contrôlent la taille du pixel ainsi que le volume du voxel.

- Le nombre d'excitation

Il permet de modifier le rapport signal sur bruit et le temps d'acquisition sans influencer la résolution spatiale. Ainsi, modifier le nombre d'excitations et le meilleur moyen pour compenser les effets induits par la modification des autres paramètres. En augmentant le nombre d'excitations, on augmente le rapport signal sur bruit et le temps d'acquisition. Le rapport signal

4

sur bruit augmente car le signal est identique à chaque mesure alors que le bruit, lui, est aléatoire.

- La bande passante

Elle correspond à l'ensemble des fréquences contenues dans un signal enregistrées par le récepteur. Une bande passante étroite donne un meilleur rapport signal sur bruit des images. Cependant, une diminution de la bande passante augmente l'artéfact de déplacement chimique.

Ainsi il faut toujours trouver le bon compromis entre le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale et le temps d'acquisition.

1.7 Artefacts en imagerie par résonance magnétique

Un artefact est un signal inapproprié qui apparaît avec une localisation spatiale précise au sein d'une image. Il est caractérisé par une augmentation de l'intensité du signal dans une zone qui n'est pas censé en produire, ou par une perte de signal alors que le signal devrait être produit.

L'IRM repose sur l'hypothèse que la fréquence des spins dépend uniquement du champ statique et des gradients appliqués. L'effet d'un gradient appliqué pendant un temps t peut être résumé par un déphasage du signal qui dépend de sa position dans l'image. Le problème de la localisation du signal réside dans le fait que la fréquence, et par conséquent la phase du signal observé, dépendent aussi d'autres mécanismes. Cela est à l'origine des artefacts de l'IRM.

1.7.1 Artefact de susceptibilité magnétique

La susceptibilité magnétique d'un tissu est liée à sa faculté de s'aimanter lorsqu'il est placé dans un champ magnétique. Lorsque deux structures ayant des susceptibilités magnétiques très différentes (par exemple air/os au niveau des sinus, du nasopharynx, des poumons) il existe un gradient de champ magnétique au niveau de leur interface. Ce gradient induit un déphasage accéléré des spins responsables d'un signal hypo-intense et d'une distorsion de l'image à la zone d'interface.

Il est possible de diminuer les inhomogénéités de champ grâce à des bobines réglables appelées bobines de Shim. En ajustant ces bobines, les variations de champ induites par l'échantillon peuvent être compensées en partie. Si cela n'est pas suffisant, une augmentation de l'amplitude des gradients peut être envisagée (Messe 2010).

Les séquences en écho de spin y sont moins sensibles que les séquences en écho de gradient. Grâce à l'impulsion de rephasage de 180° , l'écho de spin permet de corriger les hétérogénéités de champ

constantes au sein d'un voxel. Des TE courts peuvent réduire la perte de signal en laissant moins de temps au déphasage de se produire. Une bande passante de réception large (gradients élevés) autorise également une diminution du TE car l'écho de gradient de lecture du signal est plus précoce et l'acquisition du signal plus rapide.

Cet artefact peut cependant se révéler intéressant d'un point de vue diagnostic notamment en IRM fonctionnelle cérébrale. Ils sont également mis à profit pour la détection des hématomes. Les produits de dégradation du sang (déoxyhémoglobine et hemosidérine) ont des susceptibilités magnétiques élevées. Les séquences en écho de gradient avec une pondération en T2* permettent de mettre en évidence de petits hématomes sous la forme de vides de signal.

44

1.7.2 Artefact de déplacement chimique

Les protons situés dans des environnements différents (ex : graisse/eau) précèdent à des vitesses différentes. Lors de l'application des différents gradients de localisation, on aura un décalage au niveau de l'interface graisse/eau avec une ligne claire là où les signaux se superposent, et une ligne noire là où les signaux se séparent (Silvain 2012). Ces artefacts concernent essentiellement les appareils à haut champ.

Pour les diminuer, on peut augmenter la largeur de la bande passante, au détriment du rapport signal sur bruit, ou utiliser des méthodes de suppression de graisse.

1.7.3 Artefact de mouvement

Les artefacts de mouvements peuvent être dus aux mouvements oscillatoires, aux mouvements volontaires ou aux mouvements physiologiques du cheval, ou encore aux mouvements liquidiens dans les vaisseaux sanguins. Lorsqu'ils surviennent ils engendrent des « images fantômes » qui gênent l'interprétation des structures anatomiques. Un certain nombre de stratégies peuvent être mises en œuvre pour les éviter : immobilisation maximale de la zone d'étude ou utilisation de techniques correctrices (McKnight 2004).

1.7.4 Artefact liés aux phénomènes de flux

Le flux pulsatile du sang ou du LCS peut engendrer des images fantômes dans la direction du codage de phase : fantômes de renforcement (hyper-intense) ou fantômes d'annulation (hypo-intense).

Les moyens utilisés pour diminuer ces artefacts sont : la synchronisation cardiaque, les séquences avec gradient de compensation de flux, la présaturation, la compensation de flux, et l'inversion des gradients de codage de phase et de fréquence.

1.7.5 Artefact de troncature

Ces artefacts consistent en de multiples bandes d'hyper- et d'hypo-signal parallèles à une interface entre deux régions de signal très différent (par exemple absence de signal de la corticale osseuse et hyper-signal marqué de la graisse sous-cutanée).

Ils sont dus au fait qu'il est difficile de représenter une zone où il existe une transition brutale de

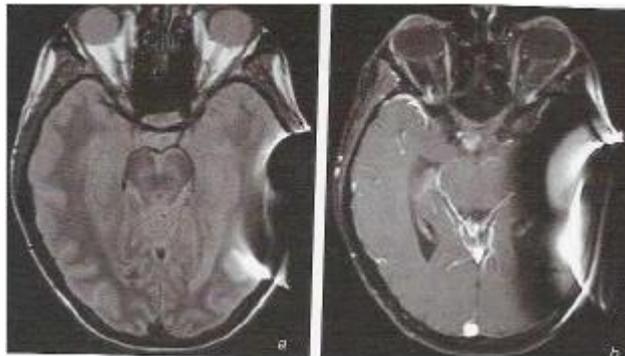
signal par une série de Fourier tronquée, c'est-à-dire comportant un nombre fini de fonctions sinusoïdales. Théoriquement, l'image est reconstituée par un nombre infini de sinusoides, de fréquences, phases et amplitudes différentes. En pratique ce nombre est fini, d'où des artefacts dans les zones de transitions brutales du signal.

Ils peuvent se manifester à la fois le long des codages de phase et de fréquence, permettant ainsi de les différencier d'un artefact de mouvement qui ne se produit que dans le sens du codage de phase.

Pour les corriger, il faut augmenter le nombre de phases, réduire le champ de vue (FoV) et augmenter la matrice de l'image.

1.7.6 Artefact de repliement ou d'aliasing

Cet artefact survient lorsque le diamètre de l'objet à visualiser est supérieur au champ de vue utilisé (FoV) ou lorsque le patient est mal centré dans l'aimant. Il est lié à un échantillonnage insuffisant du



signal IRM. Il se manifeste par un repliement des structures les plus périphériques sur le centre de l'image. Cet artefact peut se produire, théoriquement, dans les trois directions (sélection de coupe, codage de phase et codage de fréquence).

45

Des filtres permettent généralement de les corriger dans le sens du codage de fréquence et il ne reste ordinairement visible que dans le sens du codage de phase. Pour l'éliminer, il faut choisir un FoV plus large que l'objet examiné, au détriment de la résolution spatiale. L'utilisation d'antennes de surface permet également de réduire le risque de repliement ; ainsi, les structures éloignées de l'antenne ne participent pas au repliement.

1.7.7 Artefact métallique

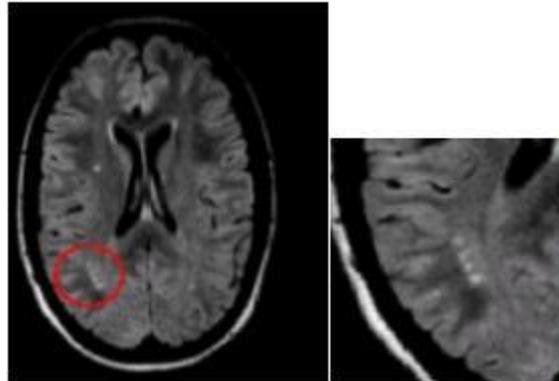
La présence de corps ferromagnétiques s'accompagne de distorsions locales du champ. Il se présente sous la forme d'un vide de signal, entouré d'un arc en hypersignal, la déformation de l'image est caractéristique. L'image est d'autant plus détériorée que ces corps étrangers sont volumineux et les artefacts métalliques sont plus prononcés sur les IRM haut champ.

Pour le corriger il faut diminuer le TE, utiliser des séquences spin écho (plutôt qu'un écho de gradient) et préférer un champ magnétique bas.

Figure 19 - Exemple sur encéphale humain d'artefact métallique

1.7.8 Phénomène d'excitation croisée

C'est l'excitation de coupes adjacentes d'une coupe donnée par une impulsion RF destinée normalement uniquement à cette coupe. Cet artefact réduit le rapport signal sur bruit et modifie le contraste. Il est surtout marqué pour les séquences d'écho de spin à TR et TE longs. L'espacement entre les coupes (minimum 1 mm) permet de l'éviter.



1.7.9 Le phénomène de l'angle magique

L'artefact de l'angle magique peut avoir lieu lorsque les fibres de collagène forment avec l'axe du champ magnétique principal un angle de $54,7^\circ (\pm 10^\circ)$. Les séquences ayant un temps d'écho court sont les plus sensibles. Une solution consiste à comparer systématiquement des images suspectes à celles réalisées en T2 FSE car cette séquence est moins sensible à l'artefact de l'angle magique.

1.8 Intérêt de l'IRM haute résolution 3 Tesla et plus

Les IRM à haut champ assurent un rapport signal sur bruit plus élevé. D'après Werpy (2007) ce rapport augmente quasiment linéairement avec la force du champ. Les explorations de neuro-imagerie sur un appareil 3T bénéficient d'une augmentation de ce rapport d'un facteur 2 par rapport à l'IRM 1.5T. L'amélioration de ce rapport permet une augmentation de la résolution spatiale et/ou une diminution des temps d'acquisition. Ainsi, certaines lésions de petite taille et peu contrastées ne sauront être détectées qu'avec un haut champ. Par exemple, des défauts cartilagineux de petite taille qui peuvent avoir, à moyen ou long terme des répercussions cliniques, ne sont pas visualisés avec l'IRM bas champ (Falque 2010). Cette amélioration du rapport signal sur bruit permet

46

également de développer les potentialités fonctionnelles de la technique : diffusion et tractographie (cf paragraphe 2.5), spectroscopie et IRM d'activation.

L'augmentation du champ magnétique entraîne un allongement du T1 du tissu cérébral et améliore ainsi le contraste entre les structures vasculaires et le tissu adjacent. Ceci a pour effet d'optimiser

considérablement l'angiographie cérébrale avec ou sans injection de produit de contraste. On peut ainsi explorer les structures vasculaires distales et réaliser de manière plus performante les séquences dynamiques. L'imagerie en pondération T2 est améliorée à 3T. En effet, on obtient une meilleure résolution spatiale, il devient donc possible de réaliser des acquisitions 3D en haute résolution dans des délais très courts, aussi bien en turbo spin écho T2 qu'en FLAIR. On peut grâce à cela étudier de manière très fine l'hippocampe, l'oreille interne et détecter de façon très précise les petites lésions de sclérose en plaques chez l'humain, notamment dans les localisations juxta-ventriculaire (Pattany 2004).

Figure 20 - Séquence FLAIR 3 Tesla : mise en évidence de petites lésions de sclérose en plaque chez un patient humain (d'après le Dr J.F Luaba Tshibanda au CHU de Liège)

Le passage au 3T s'accompagne d'une augmentation de sensibilité à la susceptibilité magnétique et donc d'une amélioration du contraste T2*. Ceci présente un réel intérêt pour les séquences de perfusion avec injection de produit de contraste dont la qualité est meilleure par rapport à ce qu'on obtient à 1.5T. Ces séquences sont très utiles dans la mise au point précoce des accidents vasculaires ischémiques en mettant en évidence la zone de souffrance tissulaire susceptible d'être sauvée par un traitement thrombolytique rapide chez l'humain. Cette augmentation de sensibilité permet aussi une meilleure détection des hémorragies. Cependant avec l'IRM 3T il y a plus d'artefacts de susceptibilité magnétique.

L'apport du 3T en imagerie fonctionnelle d'activation cérébrale, qui permet de « voir travailler le cerveau », est indéniable. Cette imagerie bénéficie également de l'augmentation des effets de susceptibilité magnétique. Elle est à l'origine de beaucoup des recherches en neurosciences. Elle commence seulement à s'installer dans les consultations de neuroradiologie notamment en tant qu'outil de planification des interventions chirurgicales en localisant les zones fonctionnelles qui doivent être identifiées comme telles par le neurochirurgien au cours d'une intervention d'exérèse tumorale par exemple. Elle trouve aussi des applications dans l'évaluation des pathologies responsables des troubles cognitifs tels que la maladie d'Alzheimer et la sclérose en plaques (Luaba Tshibanda 2006).

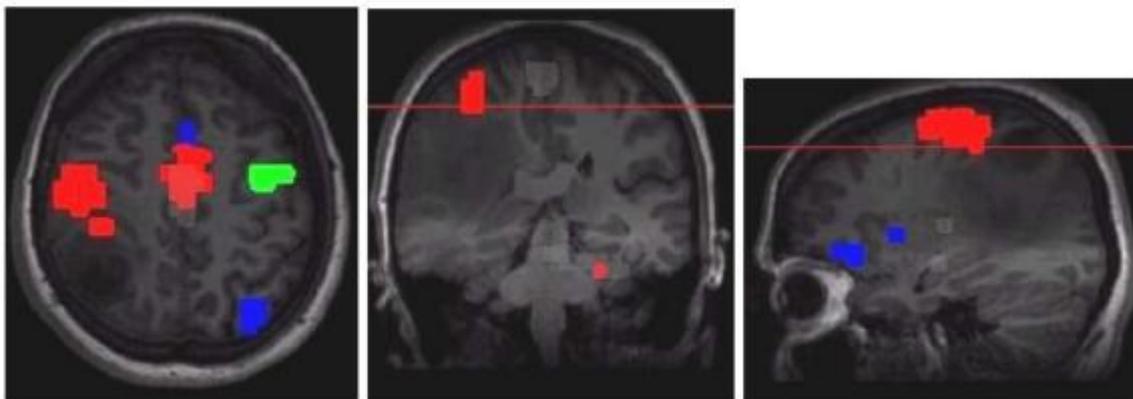


Figure 21 - Imagerie fonctionnelle d'activation cérébrale pré-opératoire à 3 Tesla sur cerveau humain : mise en évidence des zones corticales fonctionnelles à préserver lors d'exérèse tumorale (d'après Luaba Tshibanda 2006)

L'imagerie de diffusion donne une mesure du déplacement des molécules d'eau dans les tissus et permet d'avoir une vision des fibres qu'elles rencontrent. On peut ainsi étudier à 3T la structure cérébrale avec une haute résolution spatiale grâce à l'augmentation du rapport signal sur bruit et à l'utilisation des techniques d'imagerie parallèle qui diminuent les artefacts de distorsion. Elle permet de tracer les différents faisceaux neuronaux et de vérifier leur intégrité, leur envahissement ou dislocation au cours d'un processus pathologique notamment tumoral.

De plus, l'IRM haut champ est plus sensible aux sources d'artefacts, notamment aux artefacts de susceptibilité magnétique comme énoncé précédemment. Les artefacts de déplacement chimique sont exacerbés à haut champ car la différence de signal entre l'eau et la graisse est la plus importante (220 Hz contre 25 Hz à bas champ). Ceci se produit généralement à l'interface entre eau et graisse (Falque 2010). La spectroscopie bénéficie des effets combinés de l'augmentation du signal sur bruit et du déplacement chimique à 3T qui améliorent la résolution spectrale par rapport au 1.5T. Cette technique, autrefois réservée à la recherche, est entrée dans le bilan de routine de pathologies aussi différentes que les tumeurs cérébrales et les affections démyélinisantes en médecine humaine (Luaba Tshibanda 2006).

Par contre, les artefacts de mouvements sont moins fréquents du fait de la diminution du temps d'acquisition des coupes. Les artefacts de volume partiel, dus à la présence de plusieurs tissus différents dans un même voxel, sont quant à eux palliés en haut champ par le fait que l'épaisseur des coupes peut être diminuée sans perdre trop de signal.

Il persiste des contraintes techniques telles que les courants induits dans les tissus par la radiofréquence susceptibles de provoquer un échauffement du patient et les nuisances sonores dont il est tenu compte lors des explorations des patients. L'intérêt est important, cependant il faut savoir que le passage à un IRM haut champ impose des modifications des protocoles et un apprentissage particulier. L'aimant haut champ est supraconducteur et nécessite l'utilisation d'un cryogène pour éliminer la chaleur induite par la résistance électrique dans le circuit. Ce cryogène est l'un des éléments expliquant le coût élevé de l'IRM haut champ. L'entretien est aussi plus cher et la machine nécessite plus d'espace avec un renforcement de la cage de Faraday impliquant plus de frais à l'installation (Werpy 2007).

La place croissante de l'IRM 3T en neuro-imagerie clinique se justifie non seulement par le gain de

temps de réalisation des examens lorsque les protocoles d'acquisition sont optimisés mais surtout

