

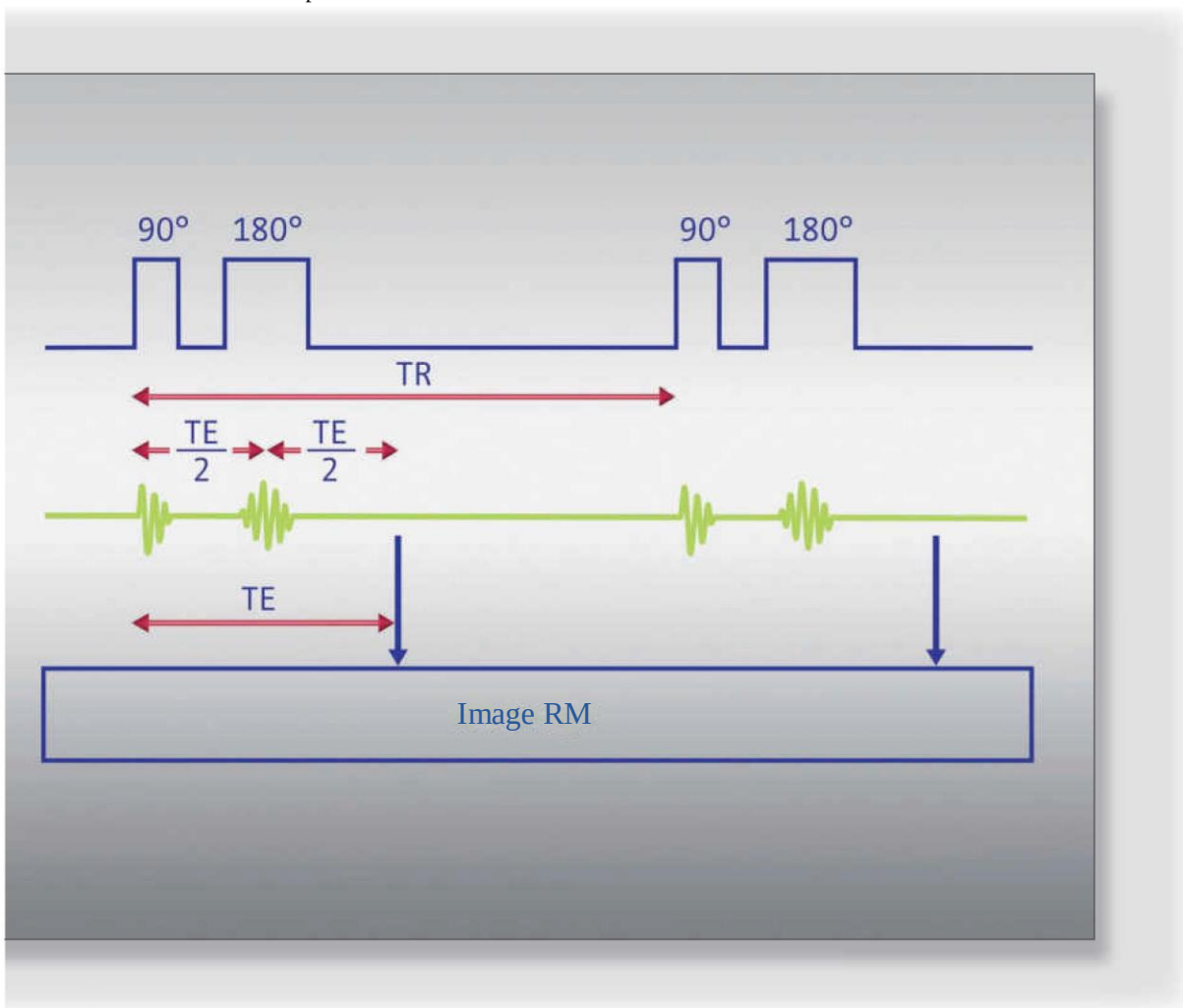
Le schéma d'une séquence d'écho de spin

Revenons à notre séquence d'impulsions d'écho de spin.

Cette séquence peut être illustrée schématiquement comme dans la figure 38 : impulsion de 90° - attente $TE/2$ - impulsion de 180° - attente $TE/2$ - enregistrement du signal. Pour plusieurs raisons différentes, une telle séquence d'impulsions est répétée deux fois ou plus.

Le temps de répétition d'une séquence d'impulsions est TR, temps de répétition. On obtient donc le schéma suivant :

1. Impulsion de 90° - $TE/2$ - impulsion de 180° - $TE/2$ - enregistrement du signal à TE. Après TR (temps écoulé entre le début d'une impulsion de 90° et l'impulsion de 90° suivante) suit un autre cycle d'impulsion et une mesure du signal :
2. Impulsion de 90° - $TE/2$ - impulsion de 180° - $TE/2$ - enregistrement du signal à TE.



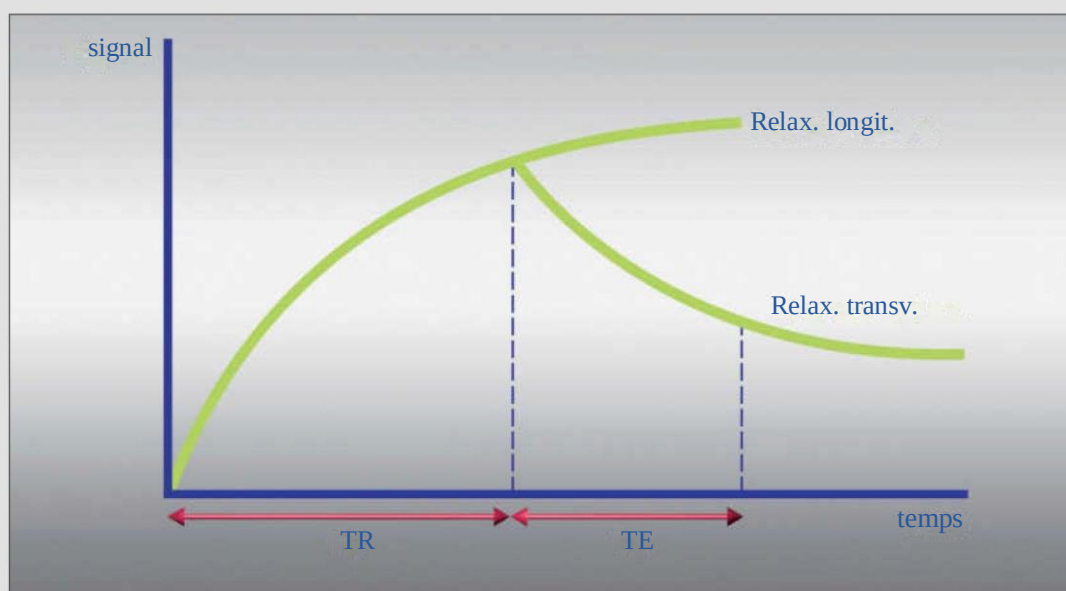


Fig. 39 : Il est possible de déterminer l'intensité du signal pour un tissu en utilisant une **séquence d'écho de spin** en combinant la courbe T_1 et la courbe T_2 pour ce tissu. L'aimantation longitudinale après le temps TR est égale à l'intensité d'aimantation transversale avec laquelle nous débutons, car elle est « basculée » de 90 degrés. Cette aimantation transversale commence immédiatement à disparaître à un taux déterminé par le temps de relaxation transversale, et donc par la courbe T_2 . L'intensité du signal du tissu après un temps TE peut alors être déduite de la courbe T_2 à ce temps TE (qui commence après TR).

TR et TE

Pour déterminer la quantité de signaux que vous obtenez d'un certain tissu avec certains paramètres d'une séquence **d'écho de spin**, il suffit en fait de combiner ses courbes T_1 et T_2 , comme l'illustre la figure 39. Nous avons ici les courbes T_1 et T_2 d'un certain tissu. T_1 représente la relaxation longitudinale et T_2 la relaxation transversale. Quel paramètre a déterminé la quantité **d'aimantation longitudinale**?

C'est TR. Pour voir combien d'aimantation longitudinale sera basculée de 90° sur le côté (et donc pour savoir avec quelle aimantation transversale on a débuté), il suffit de regarder l'intensité de l'aimantation longitudinale au temps **TR**.

L'**aimantation longitudinale** à ce stade, « basculée » dans le plan transversal, est le point de départ de la décroissance de l'aimantation transversale. Il suffit donc d'attacher la **courbe T_2** à ce stade.

La quantité de signaux que nous obtenons avec une séquence d'écho de spin pour construire l'image dépend également du TE, le temps que nous attendons après l'impulsion de 90°.

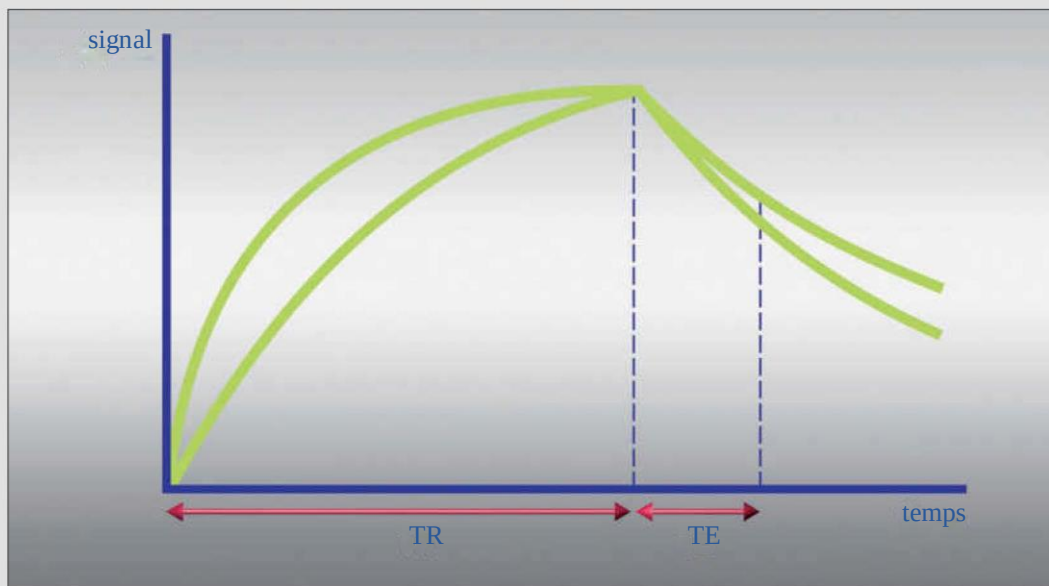


Fig. 40 : En combinant les courbes T_1 et T_2 , on peut déterminer l'intensité du signal de certains tissus pour une séquence d'impulsions en utilisant TR et TE comme illustré, et comme expliqué dans la figure 39. Que se passe-t-il lorsque l'on choisit un TR long, comme illustré? Avec un TR long, les différences de T_1 dans le temps d'aimantation longitudinale ne sont plus très importantes, tous les tissus ayant retrouvé leur pleine aimantation longitudinale. Lorsque nous attendons seulement un TR très court, alors les différences d'intensité du signal dues aux différences de T_2 n'ont pas encore eu le temps de se manifester. L'image qui en résulte n'est donc ni pondérée en T_1 ni en T_2 , mais principalement déterminée par la densité des protons des tissus (pour cela, l'idéal serait que TE soit nul).

Il ne reste donc plus qu'à rechercher l'intensité du signal au temps TE sur la courbe T_2 .

Quelle image obtient-on quand on choisit un TR long et un TE court?

Cela est illustré à la figure 40. Voici les courbes T_1 et T_2 pour deux tissus différents.

Comme nous l'avons entendu précédemment, avec un TR très long, tous les tissus auront totalement récupéré leur aimantation longitudinale; les différences de T_1 des tissus examinés n'influenceront pas le signal, suffisamment de temps s'étant écoulé pour permettre même aux tissus ayant un long T_1 de se relaxer totalement.

Ainsi, lorsque nous choisissons un TR long, comme nous venons de le voir, les différences de T_1 n'ont pas vraiment d'importance.

Lorsque nous utilisons également un TR court, les différences d'intensité du signal dues aux différences de T_2 n'ont pas encore eu le temps de se manifester.

Le signal que nous obtenons n'est donc ni pondéré en T_1 ni en T_2 , mais est principalement influencé par les différences de **densité des protons** ou de **spin**.

Plus il y a de protons, plus il y a de signaux, tout simplement (figure 40).

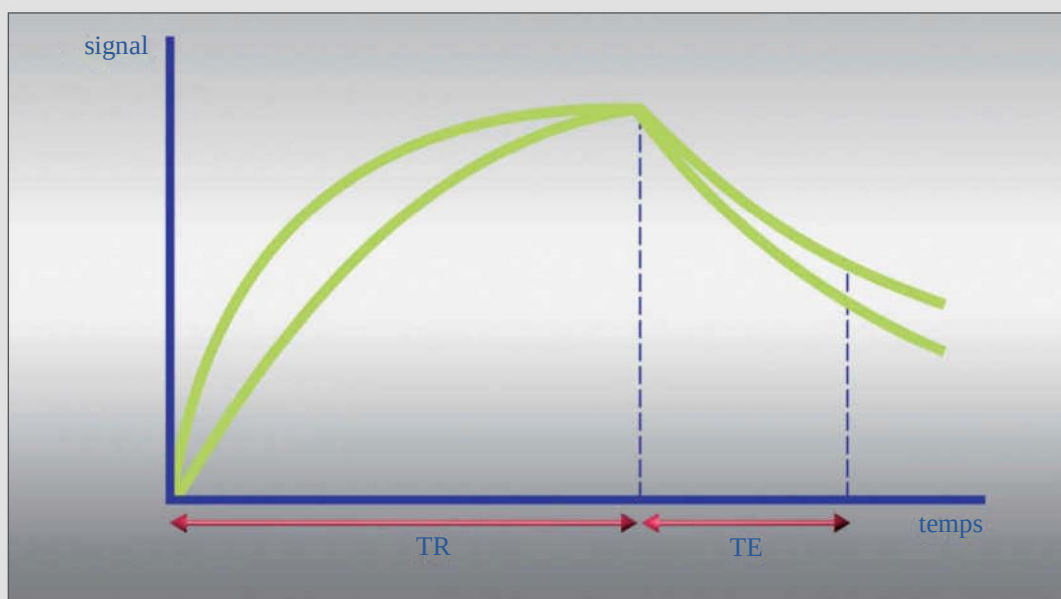


Fig. 41 : Lorsque nous attendons un TR long et un TE long, les différences de T_2 ont eu le temps de se manifester, l'image résultante est pondérée en T_2 .

Et que se passe-t-il lorsque nous utilisons un TR long et un TE long?

Avec un TR long, il n'y a pas de différences importantes dans T_1 . En revanche, avec un TE long, les différences de T_2 s'accroissent. L'image qui en résulte est donc pondérée en T_2 (figure 41).

Que se passe-t-il si nous utilisons un TR plus court et un TE court?

Avec un TR court, les tissus n'ont pas récupéré leur aimantation longitudinale, de sorte que les différences de T_2 (qui déterminent la vitesse à laquelle l'aimantation longitudinale est récupérée) se manifesteront sous la forme de différences d'intensité du signal (figure 42).

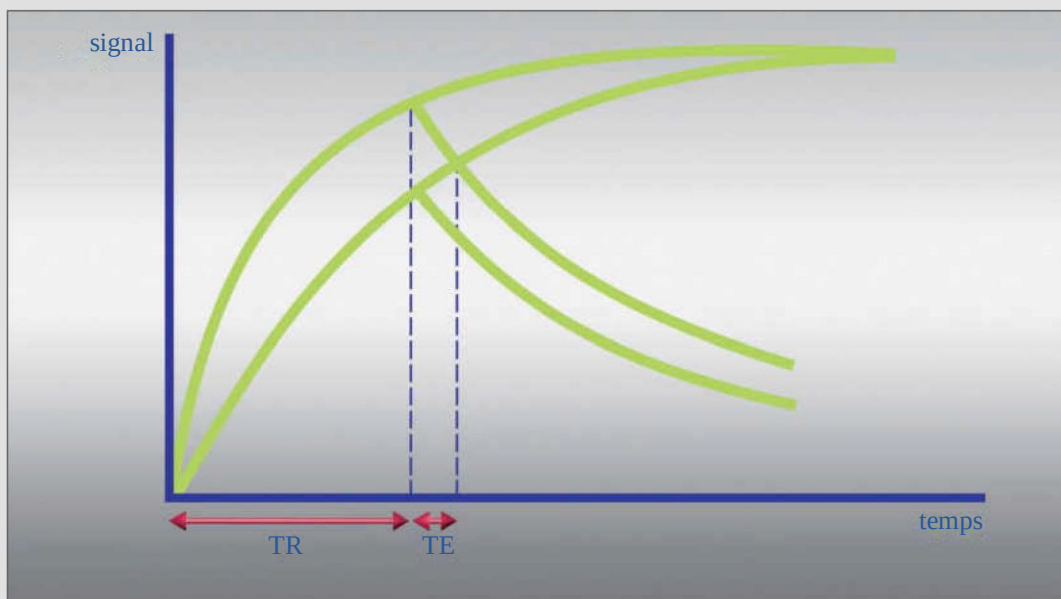


Fig. 42 : Lorsque nous attendons un temps TR plus court, les différences de T_1 influencent davantage le contraste des tissus, l'image est pondérée en T_1 , surtout lorsque nous attendons également un TE court (lorsque les différences de signal dues à des T_2 différents n'ont pas eu le temps de se manifester).

Lorsque TE est court, les différences de T_2 ne peuvent pas vraiment se manifester, de sorte que l'image résultante est toujours pondérée en T_1 (il existe une limite inférieure pour TE, car il faut un certain temps pour que l'impulsion de 180° soit « produite », envoyée et prenne correctement effet, voir aussi dans le livre « *MR Buzzology* »).

Et avec un TE long, nous permettons même à la petite quantité d'aimantation transversale qui en résulte de disparaître dans une large mesure. Le signal qui en résulte sera si petit, d'une intensité si faible qu'il ne pourra pas être utilisé pour produire une image de qualité raisonnable.

Que se passe-t-il si nous utilisons un TR très court et un TE très long?

Ce n'est qu'une question théorique. Pourquoi?

Avec un TR très court, il n'y aura que très peu d'aimantation longitudinale « basculée ».

Si vous avez perdu le fil



Au cours des dernières minutes, vous pensez probablement à abandonner. Comment s'en rappeler - même si vous ne comprenez pas tout (ce qui n'est pas le cas, espérons-le!)?

Regardez la figure 43. Que voyez-vous? Un homme en bermudas (*Short Trousers*). Et compte tenu des conditions météorologiques, une seule personne sur la photo a l'air content.

Cela devrait vous rappeler qu'un TR court (*TRousers*) donne une image pondérée en T_1 (seul 1 est content).

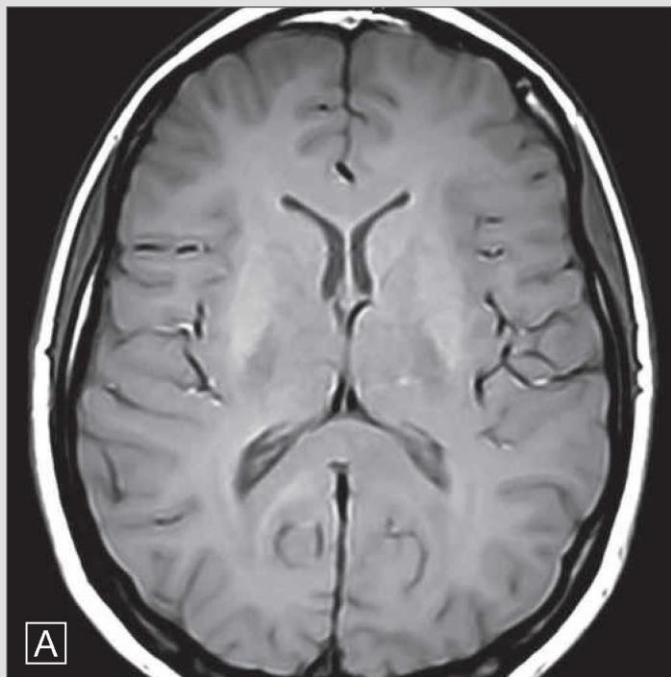
Et que voyez-vous dans la figure 44? Le même couple prend le thé. Or, boire du thé, qui est généralement servi chaud, prend toujours beaucoup de temps. Et dans l'illustration, le TE (Thé) long rend deux personnes contentes. Cela devrait vous rappeler qu'un TE long donne une image pondérée en T_2 .

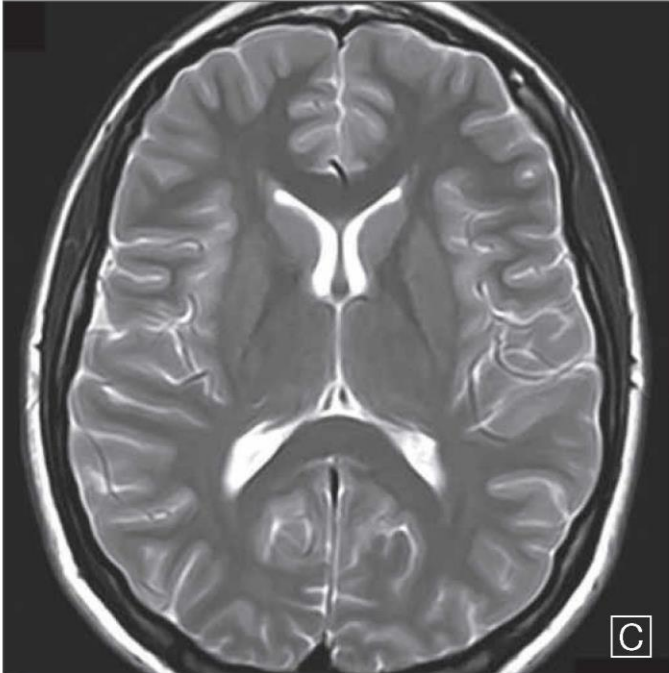


Fig. 43 : Que choisir pour une image pondérée en T_1 ?



Fig. 45 : Images pondérées en T_1 (A), en densité de protons (spin) (B) et en T_2 (C) du même patient. Le sous-champ central est noir sur l'image pondérée en T_1 . Cependant, c'est dans l'image pondérée en T_2 qu'il présente le signal le plus fort. Sur l'image de la densité de spin, il a une intensité de signal intermédiaire.





Quelques conseils pratiques pour l'interprétation des images

Comment pouvons-nous déterminer à partir d'une image, s'il s'agit d'une image pondérée en T_1 ou en T_2 , lorsque l'imagerie a été réalisée avec une séquence d'impulsions normale, et non avec une des séquences rapides (que nous aborderons un peu plus tard)?

En règle générale, si vous voyez du liquide blanc, p. ex. sous-champ central ou urine, c'est qu'il s'agit d'une image pondérée en T_2 . Si le liquide est plus foncé que les solides, nous avons une image pondérée en T_1 ou en densité des protons.

Regardez l'image (figure 45) : Le sous-champ central est sombre, la matière grise est plus sombre (plus grise) que la matière blanche; c'est une **image pondérée en T_1 classique**.

Dans (B), le sous-champ central est encore sombre, même si l'intensité de son signal est légèrement plus élevée que dans l'image pondérée en T_1 ; le contraste entre la matière grise et la matière blanche s'inverse. Il s'agit d'une image pondérée en densité de protons ou de spin, et comme la matière grise a une teneur en eau plus élevée, c'est-à-dire qu'elle contient plus de protons, l'intensité de son signal est plus élevée que celle de la substance blanche.

Dans (C), le sous-champ central a une intensité de signal plus élevée que la matière grise et blanche, l'image est **pondérée en T_2** .

Il s'agit uniquement de règles empiriques. En fait, pour être vraiment sûr, il faudrait examiner deux images prises avec des paramètres d'imagerie différents. Pourquoi?

Regardez la figure 46. Dans cet exemple, on peut voir que les courbes T_2 partent de « hauteurs » différentes et se croisent.

Elles n'ont pas besoin d'être parallèles, comme nous l'avons montré dans l'illustration précédente, ce qui n'a été fait que pour des raisons didactiques, car c'est plus facile à comprendre au début.

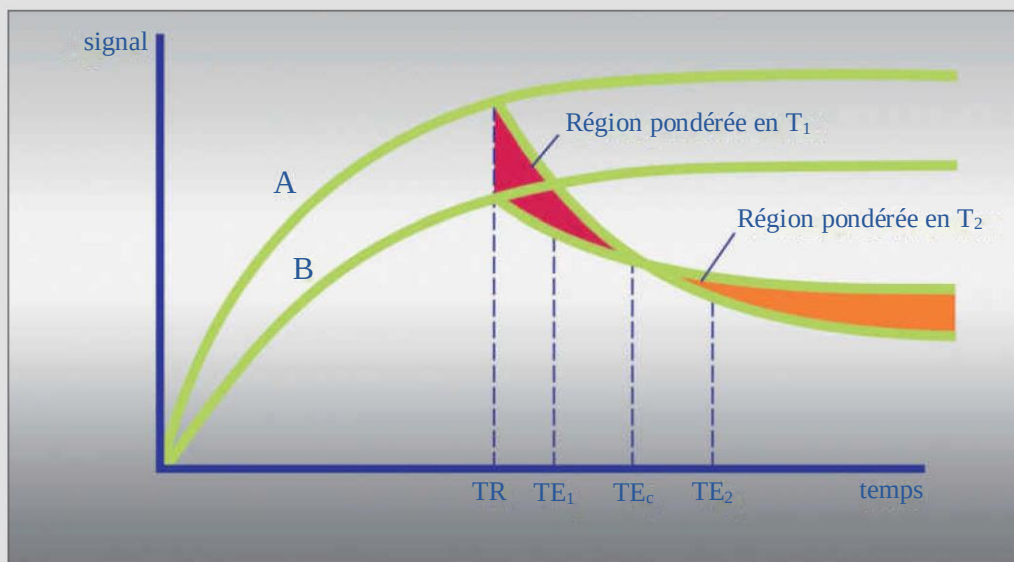


Fig. 46 : Les courbes T_2 de différents tissus peuvent se croiser. L'intensité du signal des tissus est inversée en choisissant un TE au-delà du point de croisement (TE_c) : avant ce point de croisement (p. ex. au TE_1 , le tissu A a une intensité de signal plus élevée que le tissu B. Cela signifie que le contraste de l'image est toujours déterminé par les différences de T_1 ; le tissu A avec le T_1 plus court a l'intensité de signal la plus élevée. Au TE_c , les deux tissus ont la même intensité de signal et ne peuvent donc pas être différenciés. Après ce point de croisement (p. ex. au TE_2), les intensités de signal relatives sont inversées, et le tissu B a le signal le plus fort.

Le fait que les courbes se croisent est très important :

- Avec un TE avant le point de croisement (TE_1), le tissu A aura une intensité de signal plus élevée.
- Avec un TE à ce point (TE_c), nous ne pouvons pas du tout distinguer les tissus, car ils ont la même intensité de signal.

Vous pourriez donc être malchanceux et choisir une séquence d'impulsions avec uniquement les paramètres d'imagerie qui ne permettent pas de différencier les tissus (c'est la raison pour laquelle on effectue deux examens différents avec des pondérations en T_1 et en T_2 différentes).

- Avec un TE au-delà du point de croisement (TE_2), le tissu A aura un signal plus faible que le tissu B.
- Avant ce point de croisement (que vous ne connaissez pas, en regardant une image normalement), les intensités de signal relatives sont encore régies par les différences de T_1 .

Le tissu ayant le T_1 le plus court (ou la densité de protons la plus élevée, si nous avons un TR long) a toujours l'intensité de signal la plus élevée.

Ce n'est qu'avec des TE plus longs que la pondération en T_2 se manifeste. Pensez-y un instant!

Comment le flux influence-t-il le signal?

Nous avons déjà entendu parler de nombreux paramètres qui influencent l'image RM, T_1 , T_2 , la densité de protons, les séquences d'impulsions, TR et TE - mais il y en a d'autres, p. ex. les produits de contraste, et le flux.

On sait depuis longtemps que le **flux** influence le signal RM. Les premières expériences sur ce sujet ont été réalisées il y a plus de quarante ans. Il est intéressant de noter que ce phénomène a été utilisé pour mesurer le flux dans la tuyauterie de carburant des fusées de satellite, sans avoir à obstruer les lignes de flux.

L'influence du flux sur le signal RM est un sujet passablement complexe et difficile, mais essayons au moins d'acquérir quelques notions de base.

Dans la figure 47, nous avons une section de corps traversée par un vaisseau.

Lorsque nous envoyons notre première impulsion de 90° , tous les protons de la section sont influencés par l'onde radio. Après avoir désactivé l'impulsion RF, nous « écoutons » la section et enregistrons un signal.

À ce moment, tout le sang d'origine de notre vaisseau peut avoir quitté la coupe en cours d'examen. Il n'y a donc pas de signal émanant du vaisseau; il apparaît en noir sur l'image. Ce phénomène est appelé **absence de flux (flow-void)**.

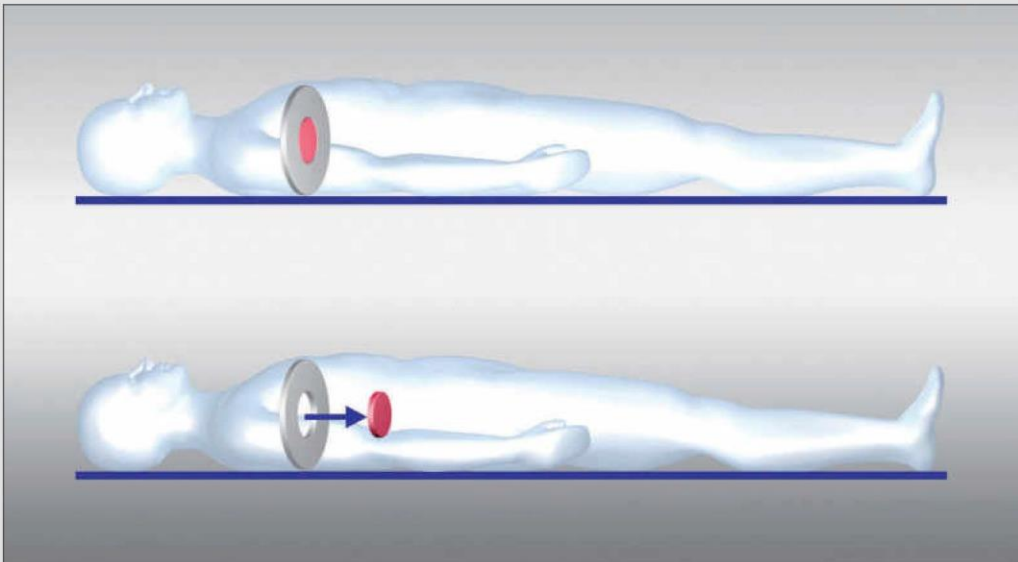
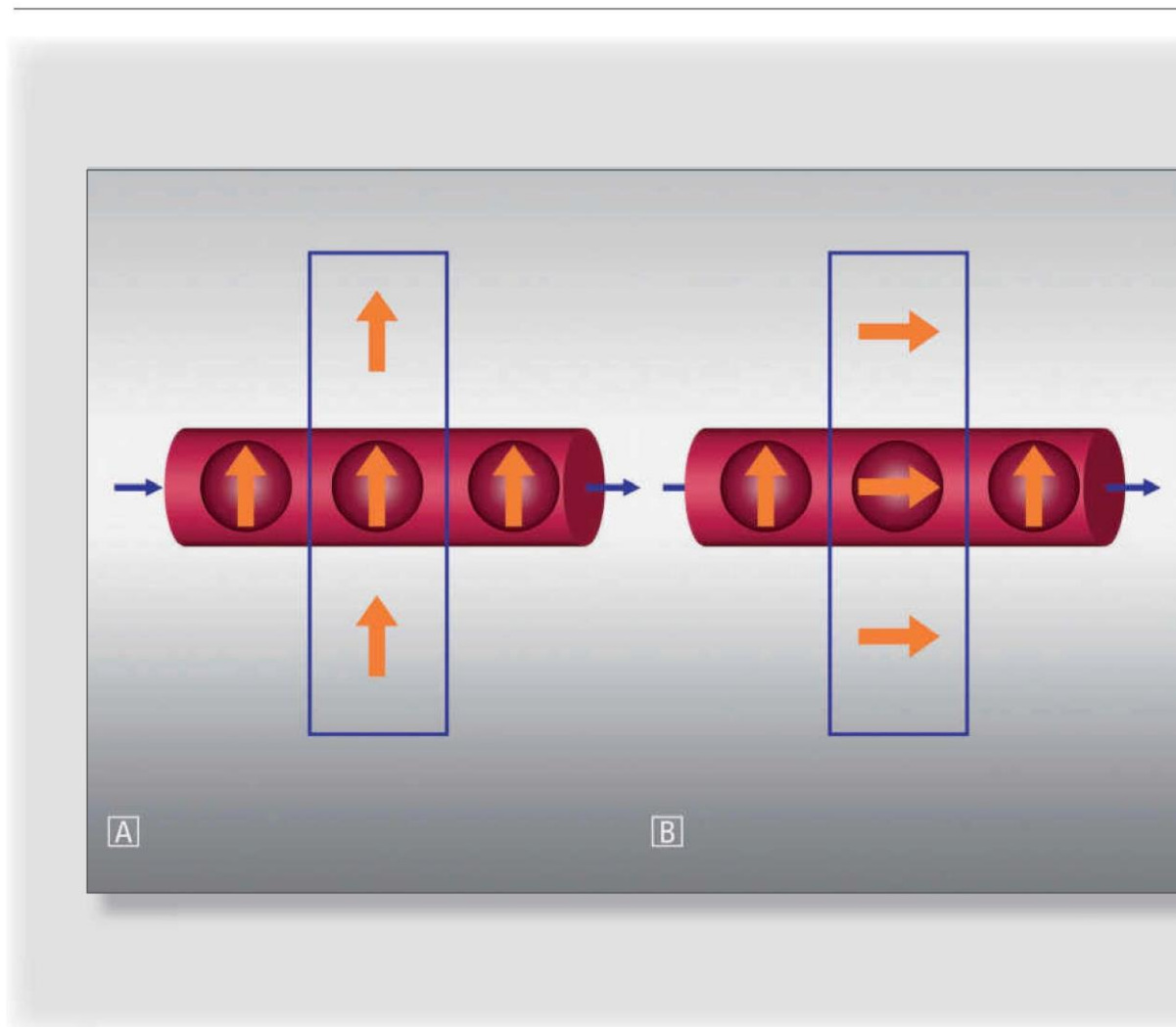


Fig. 47 : Les effets de flux sont responsables de l'aspect noir du sang qui coule, l'absence de signal dans les vaisseaux sanguins.



Ce n'est pas la seule façon dont le flux peut influencer l'image, de nombreux facteurs peuvent entrer en jeu, p. ex. un rehaussement lié au flux.

L'illustration 48 montre un vaisseau sanguin traversant une coupe en cours d'examen. (A) représente la situation avant l'impulsion de 90° et (B) immédiatement après l'impulsion, l'aimantation longitudinale est « basculée » de 90° .

Si nous attendons encore un certain temps avant d'envoyer une deuxième impulsion de 90° , comme en (C), les protons auront subi une certaine relaxation, et il y a de nouveau une certaine aimantation longitudinale, comme le montrent les flèches pointant vers le haut.

Les protons dans le vaisseau sanguin ont cependant quitté la coupe et ont été remplacés par des protons qui ont encore toute leur aimantation longitudinale.

Si nous envoyons maintenant une deuxième impulsion de 90° , le signal provenant du vaisseau sera plus important que celui provenant de son environnement, car l'aimantation longitudinale est plus importante à ce moment-là. La force du signal et les effets de flux constituent en fait des sujets beaucoup plus compliqués.

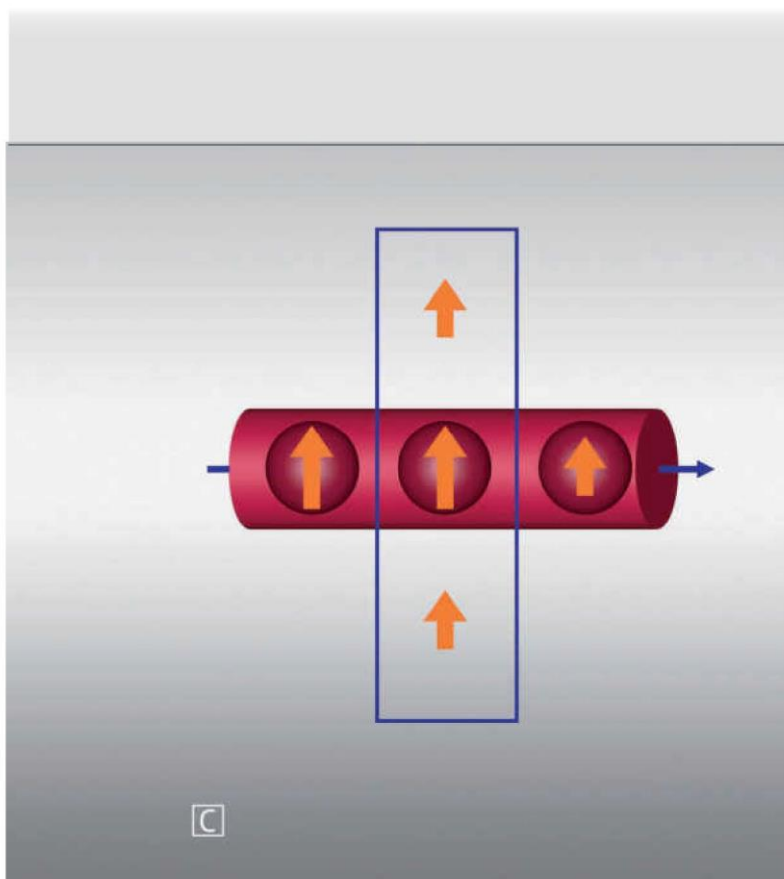


Fig. 48 : Le flux peut avoir des effets différents sur l'intensité du signal, et peut également entraîner un rehaussement lié au flux, qui est expliqué en détail dans le texte.

Par exemple, lorsque vous utilisez l'imagerie multicoupe, c'est-à-dire que vous prenez des images de plusieurs coupes en même temps (voir page 83), le signal dépend également de la direction du flux. En outre, il diffère sur la section transversale d'un vaisseau, selon le profil du flux et selon qu'il s'agit d'un **flux** laminaire ou turbulent. Si vous voulez en savoir plus à ce sujet, vous devriez consulter l'un des manuels standard complets (ou avant cela dans le livre « *MR Buzzology* »).

Vous y trouverez plus d'informations sur l'angiographie par IRM.

Dans cette technique, le fait que le flux influence le signal IRM est utilisé de manière positive en affichant les protons en mouvement.

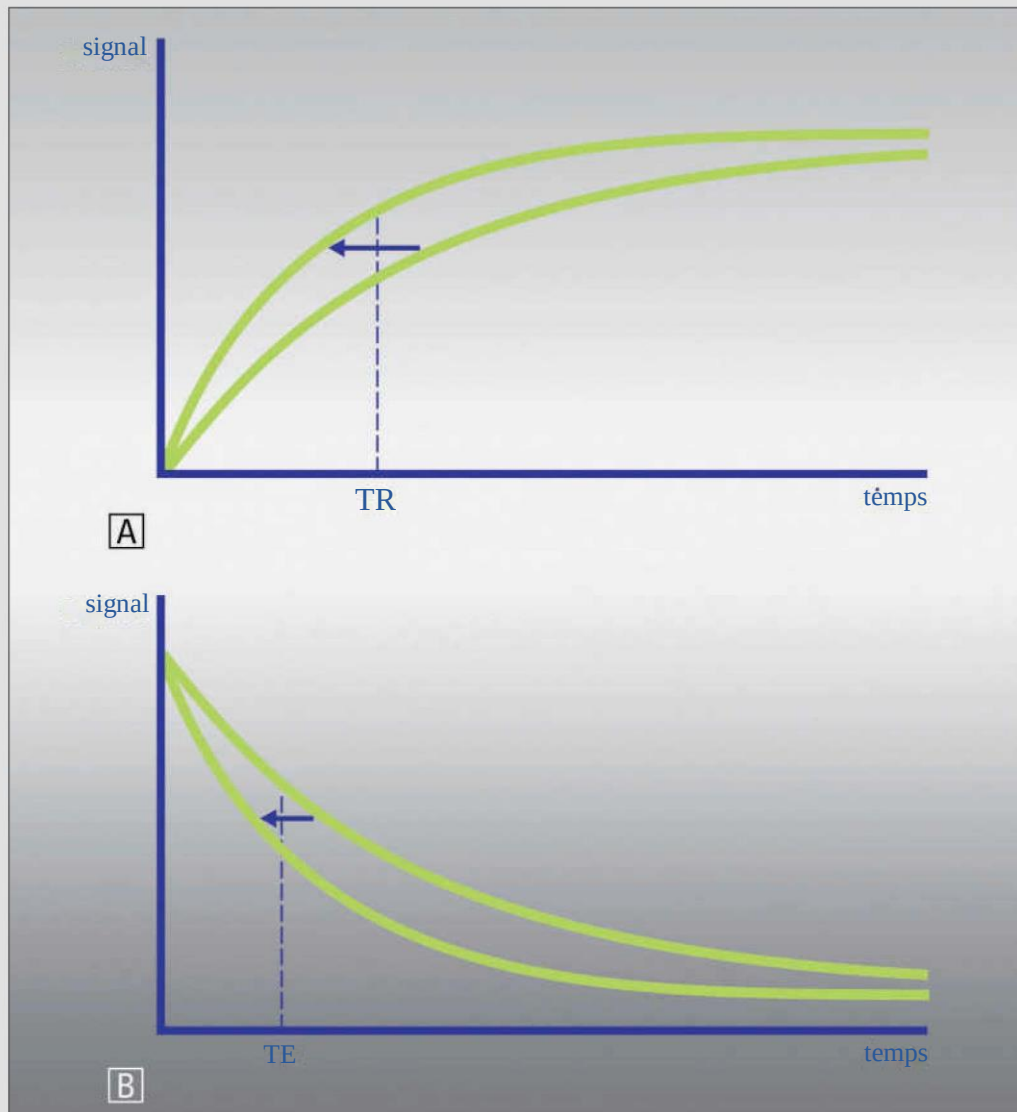


Fig. 49 : Les substances paramagnétiques comme le gadolinium raccourcissent le T_1 et le T_2 de leur environnement. Les courbes respectives T_1 (fig. 49A) et T_2 (fig. 49B) sont décalées vers la gauche. Cela signifie que pour un certain TR, il y a plus de signaux, et pour un certain TE, par contre, il y en a moins.



Qu'en est-il des produits de contraste RM?

Certaines substances dites **paramagnétiques** ont de petits champs magnétiques locaux, qui provoquent un raccourcissement des temps de relaxation des protons dans leurs environs. Cet effet est appelé rehaussement de la **relaxation des protons**.

Le corps contient de telles substances paramagnétiques en circonstances normales. Il s'agit par exemple des produits de dégradation de **l'hémoglobine**, p. ex. **la désoxyglobine** et **la méthémoglobine**, que l'on trouve dans les hématomes, ou encore de l'oxygène moléculaire.

Le **gadolinium (Gd)**, une substance paramagnétique, est utilisé dans les produits de contraste RM, comme dans Magnevist® ou Gadovist®.

Chimiquement, le gadolinium est une terre rare, qui est cependant toxique à l'état libre. De ce fait, elle est liée à « un autre produit chimique » selon un processus chimique appelé chélation, ce qui résout le problème de la toxicité. Par exemple, dans Magnevist®, ce produit chimique est le DTPA.

Les propriétés pharmacologiques de nombreux produits de contraste contenant du gadolinium comme le gadopentétate de diméglumine ou le gadolinium DTPA (Magnevist®) ou le gadobutrol (Gadovist®) sont très similaires aux produits de contraste iodés utilisés en radiologie conventionnelle : toutefois, ces produits de contraste contenant du gadolinium sont encore mieux tolérés.

Les **produits de contraste** contenant du Gd ont un effet sur l'intensité du signal des images pondérées en T_1 et en T_2 , car ils raccourcissent les T_1 et T_2 (figure 49), ce qui signifie que les courbes respectives sont décalées vers la gauche.

En effet, pour un **TR** donné, il y a plus de signaux, pour un **TE** donné, il y en a moins.

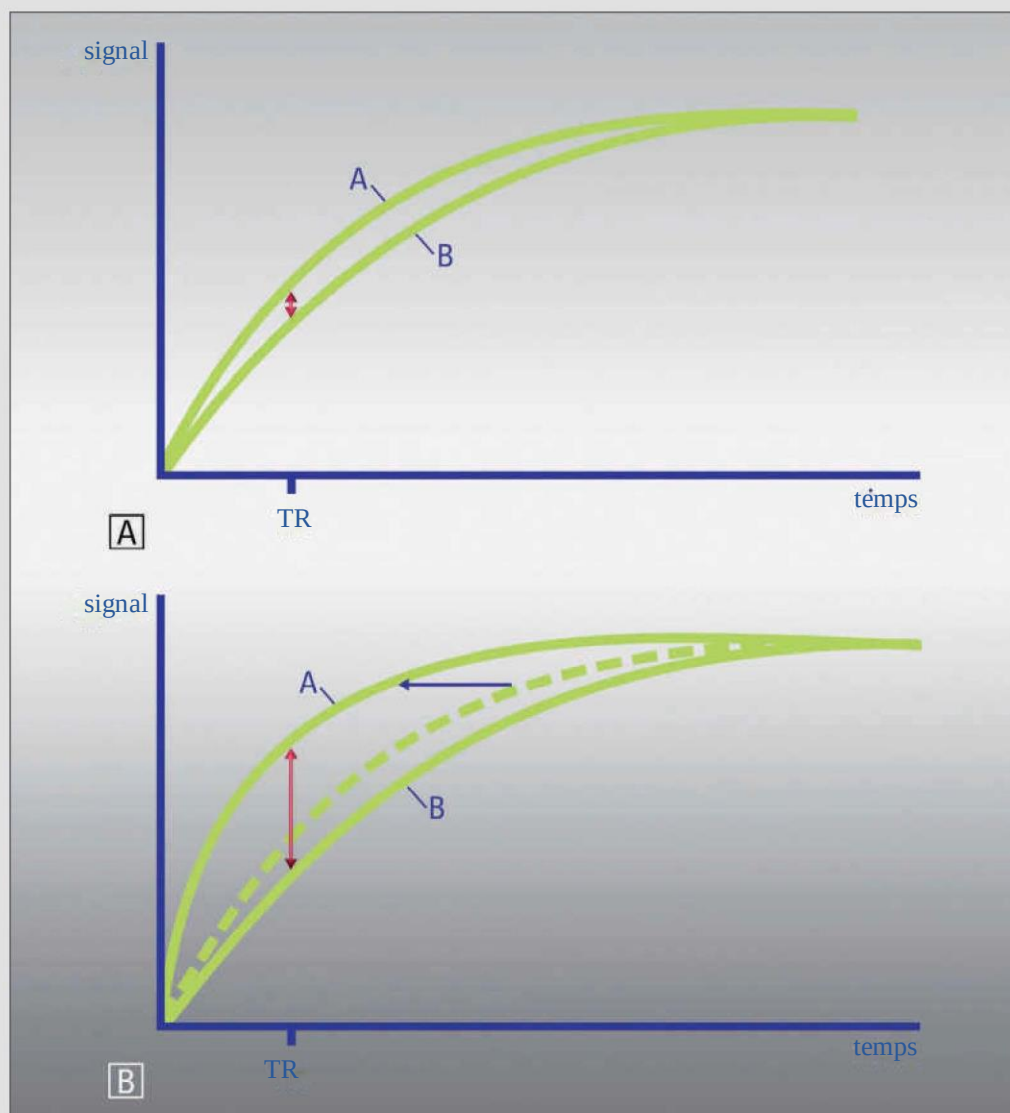


Fig. 50 : En (A), les courbes T_1 des tissus A et B sont très proches l'une de l'autre, ce qui n'entraîne qu'une faible différence d'intensité du signal entre les tissus au TR. Dans (B), la courbe T_1 du tissu A est décalée vers la gauche, car le produit de contraste a pénétré dans le tissu A mais pas dans le tissu B. Au même moment TR, il y a maintenant une différence beaucoup plus prononcée dans l'intensité du signal, c'est-à-dire le contraste des tissus.

La figure 50 illustre l'intensité du signal pour deux tissus, A et B. Le produit de contraste Gd administré par voie intraveineuse pénètre dans le tissu A, mais pas dans le tissu B.

Le T_1 du tissu A devient plus court et la courbe T_1 est décalée vers la gauche.

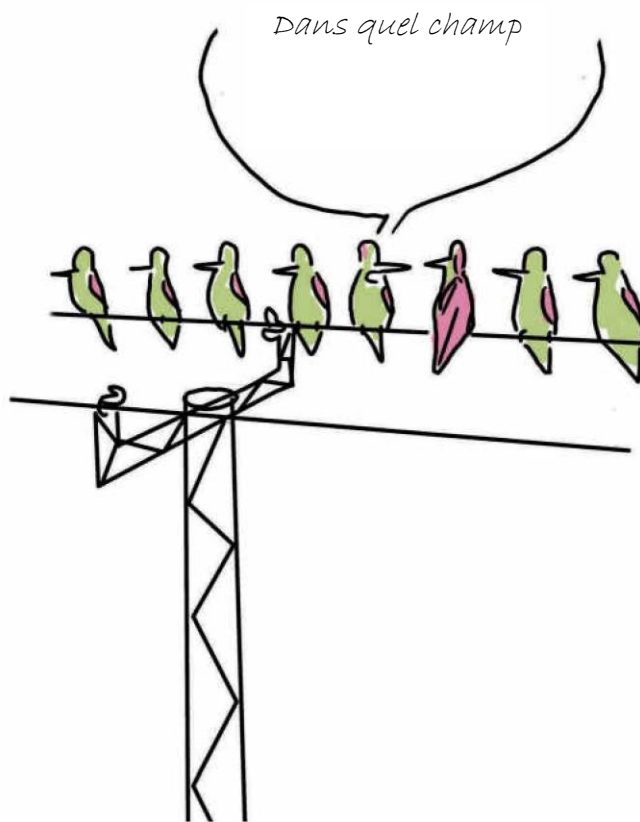
Il en résulte que le signal du tissu A au temps TR est plus fort qu'auparavant, et les deux tissus peuvent être mieux différenciés, le contraste étant meilleur.

Que se passe-t-il si nous effectuons un examen pondéré en T_2 après application d'un produit de contraste; nous avons vu sur la figure 49 : la courbe T_2 est décalée vers la gauche, réduisant le signal provenant d'un TE donné.

Comme la perte de signal est souvent plus difficile à reconnaître qu'un rehaussement du signal, les images pondérées en T_1 sont la technique d'imagerie prédominante utilisée après l'injection de produit de contraste. Comme le **produit de contraste** n'est pas distribué de manière uniforme dans l'organisme, les signaux provenant des différents tissus seront influencés différemment. Par exemple, les tissus tumoraux vascularisés sont rehaussés. Cela peut, par exemple, aider à différencier les tissus tumoraux des œdèmes environnants, qui pourraient sinon être impossibles à distinguer.

Il est également important que les composés Gd ne traversent pas la barrière hémato-encéphalique intacte, mais seulement la **barrière hémato-encéphalique perturbée**.

En général, il a été démontré que, dans la majorité des cas, l'utilisation de produits de contraste augmente la détection des lésions et la précision diagnostique de l'IRM.



Bon, récapitulons



Comme nous le savons maintenant, de nombreux paramètres, p. ex. T_1 , T_2 , la densité de protons, les paramètres de la séquence d'impulsions, influencent l'apparence des tissus dans une image RM.

- Avec un TR court, nous obtenons une image pondérée en T_1 .
- Avec un TE long, l'image est pondérée en T_2 .
- Les effets de flux peuvent être variables, et vont de la perte de signal au rehaussement du signal.
- Les substances paramagnétiques, p. ex. le produit de contraste Gadolinium-DTPA, raccourcissent les T_1 et T_2 des protons environnants. Il en résulte une augmentation du signal dans les images pondérées en T_1 et une diminution du signal dans les images pondérées en T_2 .
- L'imagerie pondérée en T_1 est la technique préférée après injection du produit de contraste.