

# Images T1, T2 et densité protonique

**B Kastler**  
**D Vetter**  
**Z Patay**  
**A Pousse**  
**M Parmentier**

**Résumé.** – Trois types d'images sont obtenus en imagerie par résonance magnétique : l'image pondérée en T1, en T2 et en densité protonique ( $\rho$ ). Chaque image a des caractéristiques propres et est obtenue avec un choix particulier et bien défini de paramètres de mesure. Nous étudierons dans cet article les propriétés de ces images et les moyens de les obtenir.

© 2003 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

**Mots-clés :** IRM, image pondérée en T1, image pondérée en T2, image pondérée en densité protonique ( $\rho$ ).

## Introduction

Les paramètres tissulaires auxquels on a accès en imagerie par résonance magnétique (IRM) pour l'étude anatomique et la caractérisation tissulaire sont le T1, le T2 et la densité protonique ( $\rho$ ). En séquence en écho de spin, deux paramètres instrumentaux, le temps de répétition (TR) et le temps d'écho (TE), vont permettre d'accéder à ces trois paramètres tissulaires. Le TR va permettre d'agir sur le niveau de repousse en T1 du signal et le TE sur sa décroissance en T2. Ainsi, c'est par un choix adéquat du TR et du TE que l'on influence le contraste de l'image. On dit pondérer l'image en T1, T2 ou densité de protons pour obtenir au final trois types d'images : l'image pondérée en T1, en T2 et en densité protonique.

## Rappels sur la séquence de base en imagerie par résonance magnétique

La séquence en écho de spin comporte un double cycle élémentaire :

- le cycle qui concerne le signal (recueil du signal, traitement du signal), que l'on va transformer en images de type T1, T2 et densité protonique ; ce cycle commence par une impulsion de  $90^\circ$  pour créer de l'aimantation transversale ( $M_{xy}$ ) ou aimantation transversale maximale ( $MT_m$ ), là où on peut la mesurer (plan transversal), suivie d'une impulsion de  $180^\circ$  au bout du temps TE/2 pour s'affranchir des inhomogénéités d'origine instrumentale de  $B_0$  ; on mesure le signal au TE, qui correspond aussi au temps de mesure, c'est-à-dire

le temps au bout duquel on réceptionne le signal; le vecteur d'aimantation mesuré  $MT'_m$  étant légèrement plus petit que  $MT_m$  en raison de la relaxation T2 ;

- une fois le signal recueilli, il va falloir réaliser une image (pixels) sur l'écran d'affichage, fidèle aux données du plan de coupe (voxels) sur le patient ; à ce cycle signal se rajoute donc un deuxième cycle de codage spatial qui va faire appel à trois gradients : un gradient de sélection de coupe ( $G_{sc}$ ), un gradient de codage par la phase ( $G_p$ ), qui va coder les lignes de la matrice, et un gradient de codage de fréquence ( $G_f$ ) qui va permettre de coder les colonnes de la matrice ; ce cycle de codage spatial stocke les données brutes dans un plan de Fourier où l'acquisition se fait ligne par ligne (fig 1) ;

- à chaque cycle, signal et codage spatial, une ligne du plan de Fourier est acquise ; il faut répéter le cycle, signal  $90^\circ$ - $180^\circ$ , et les trois gradients à chaque TR pour remplir une ligne supplémentaire du plan de Fourier ; l'image définitive est obtenue à partir du plan de Fourier, par une double transformée de Fourier dans les deux directions (fig 1).

La répétition de ce cycle, étape obligatoire pour la formation de l'image en IRM, apporte des contraintes en termes de durée d'acquisition et de contraste de l'image que nous allons maintenant envisager.

## Répétition du cycle signal

La séquence en écho de spin commence par une impulsion de  $90^\circ$  qui entraîne une annulation de l'aimantation longitudinale (ML) transformée en aimantation transversale (MT) (module de ML égal au module de MT). L'aimantation basculée initialement donnant un « grand » vecteur transversal maximal ( $MT_m$ ) à partir duquel le signal va décroître. Dès la fin de l'impulsion de  $90^\circ$ , il y a d'une part une repousse de l'aimantation longitudinale en T1 et d'autre part une décroissance de l'aimantation transversale en T2 ( $T2^*$  en fait) (fig 2A). On accède au T2 si on rajoute, en écho de spin, une impulsion de  $180^\circ$  au temps TE/2 ; le signal récolté sous forme d'écho au temps TE (temps d'écho) va ainsi contribuer à former la première ligne du plan de Fourier. Pour obtenir les lignes suivantes de ce plan de Fourier, au bout du temps TR (temps de répétition), il va falloir répéter le cycle, avec de nouveau une impulsion de  $90^\circ$

**Bruno Kastler** : Professeur des Universités, chef de service, Radiologie A CHU Besançon (B. Kastler), Laboratoire d'image et d'ingénierie pour la santé, Université de Franche-Comté (B Kastler)

**Annie Pousse** : Laboratoire d'image et d'ingénierie pour la santé, Université de Franche-Comté (B Kastler).

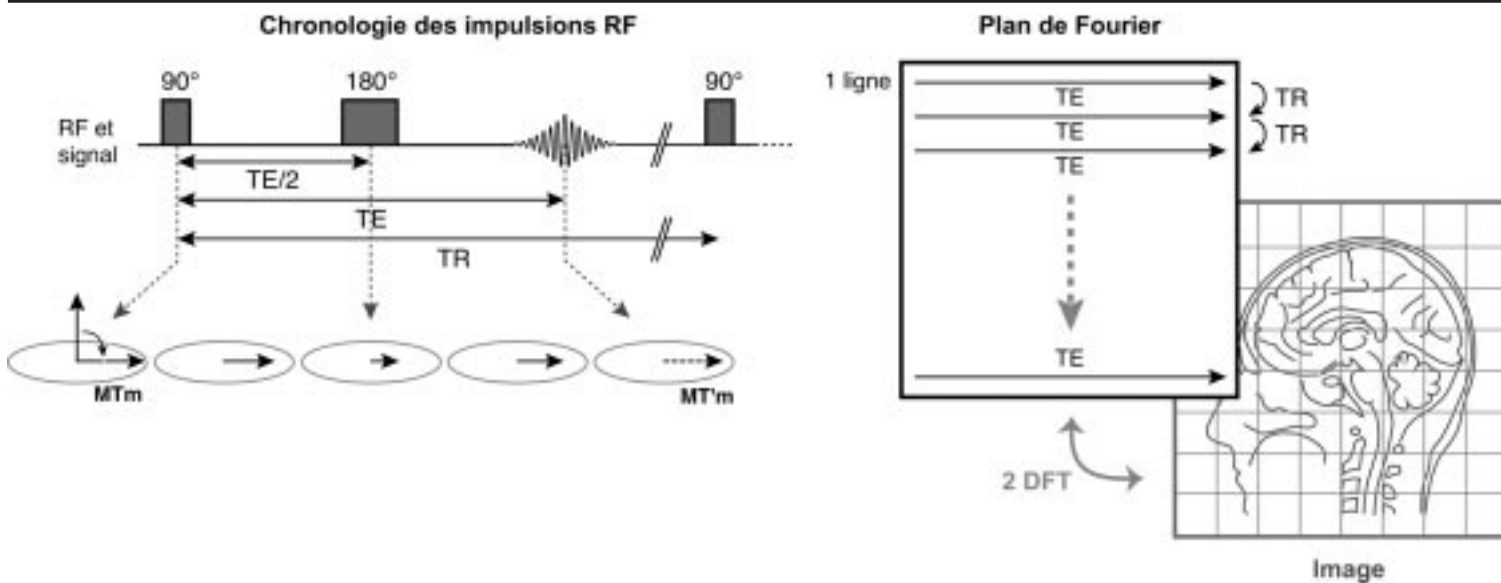
**Michel Parmentier** : Laboratoire d'image et d'ingénierie pour la santé Université de Franche-Comté (B Kastler).

1, boulevard Alexander-Fleming, 25030 Besançon cedex, France.

**Daniel Vetter** : Cadre manipulateur.

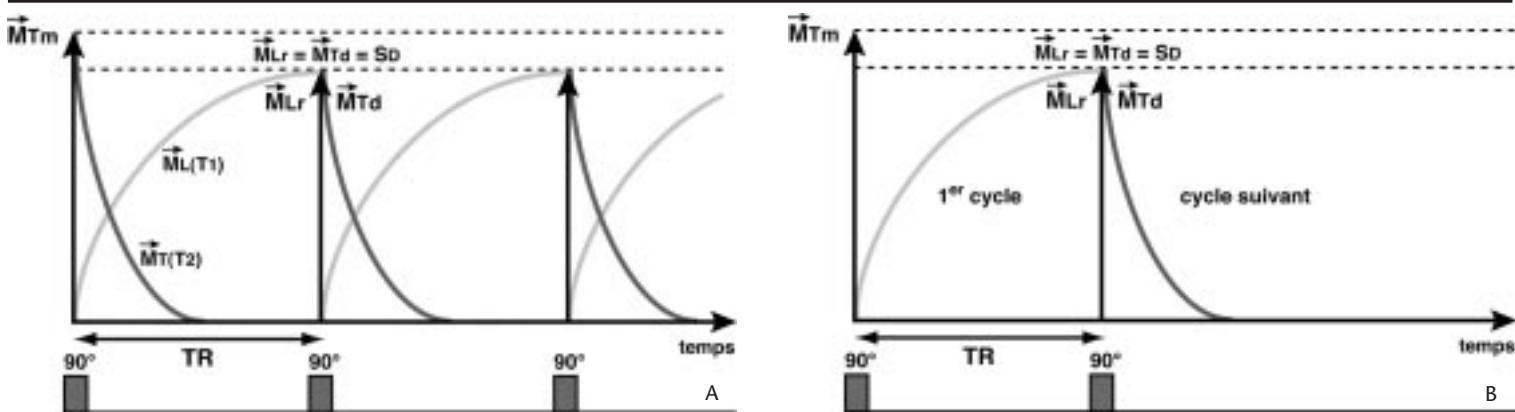
Unité d'imagerie par résonance magnétique, hôpital de Hautepierre, avenue Molière, 67098 Strasbourg cedex, France.

**Zoltan Patay** : Neuroradiologie Hôpital Militaire Central, Budapest, Hongrie



1 Chronologie des impulsions RF et paramètres de la séquence d'écho de spin. Le temps d'écho (TE) correspond au temps de mesure et le temps de répétition (TR) au « temps de passage » d'une ligne sur l'autre, c'est-à-dire à l'intervalle séparant deux impulsions de 90° ou deux cycles élémentaires. Un cycle d'impulsions de 90° et 180° ne permet d'obtenir qu'une ligne du plan de Fourier. Pour obtenir les lignes suivantes

(un cycle complet correspond généralement à 128 ou 256 lignes), il va falloir répéter pour chaque ligne ce cycle. L'image définitive est obtenue à partir du plan de Fourier, par une double transformée de Fourier dans les deux directions x et y. MTm : aimantation transversale maximale.



2 Relation entre l'aimantation longitudinale et transversale. A. Au cours de chaque cycle élémentaire, l'aimantation longitudinale repousse et l'aimantation transversale (MT) décroît. Le TR (en conséquence, de la répétition « pour chaque ligne » du cycle élémentaire 90°-180°) détermine le niveau de repousse de l'aimantation longitudinale à la fin de chaque cycle (MLr) et donc du « signal disponible » (SD) ou « niveau maximal initial » à partir duquel le signal va décroître au début de chaque cycle (MTd).

B. L'aimantation longitudinale (ML) repousse dans un cycle et la MT décroît dans le cycle suivant. MT et ML sont liées l'une à l'autre par les impulsions de 90° : le niveau (longueur ou module MLr) auquel repousse ML est égal au niveau (longueur ou module MTd) à partir duquel va décroître MT :  $MLr = MTd$ .

(sans oublier celle de 180° et les trois gradients... le gradient de codage de phase permettant de passer à la ligne suivante). De nouveau, il y a repousse de l'aimantation longitudinale et décroissance de l'aimantation transversale. À chaque ligne, il y a simultanément repousse de l'aimantation longitudinale et décroissance de l'aimantation transversale... et ainsi de suite jusqu'à la dernière ligne du plan de Fourier.

La combinaison des deux phénomènes de repousse-décroissance, qui a lieu à chaque acquisition d'une ligne (fig 2A), est en fait peu « lisible ». Pour en faciliter la compréhension, remarquons que, d'un cycle à l'autre, les phénomènes sont identiques : le niveau de repousse de l'aimantation longitudinale en T1 dans un cycle correspond au niveau de décroissance de l'aimantation transversale en T2 dans le cycle suivant (après l'impulsion de 90°) (fig 2B). Quand on a décrit, de cette façon, la courbe de repousse dans un cycle et de décroissance dans le cycle suivant, toute la succession des phénomènes (repousse puis décroissance), qui se répète d'une ligne à la suivante, est également défini.

Envisageons maintenant le rôle que jouent les deux paramètres opérateurs dépendants, le TE et le TR, dans la modulation du contraste en T1, T2 et en densité protonique de l'image.

## Quelle est l'influence du temps de répétition sur le signal ?

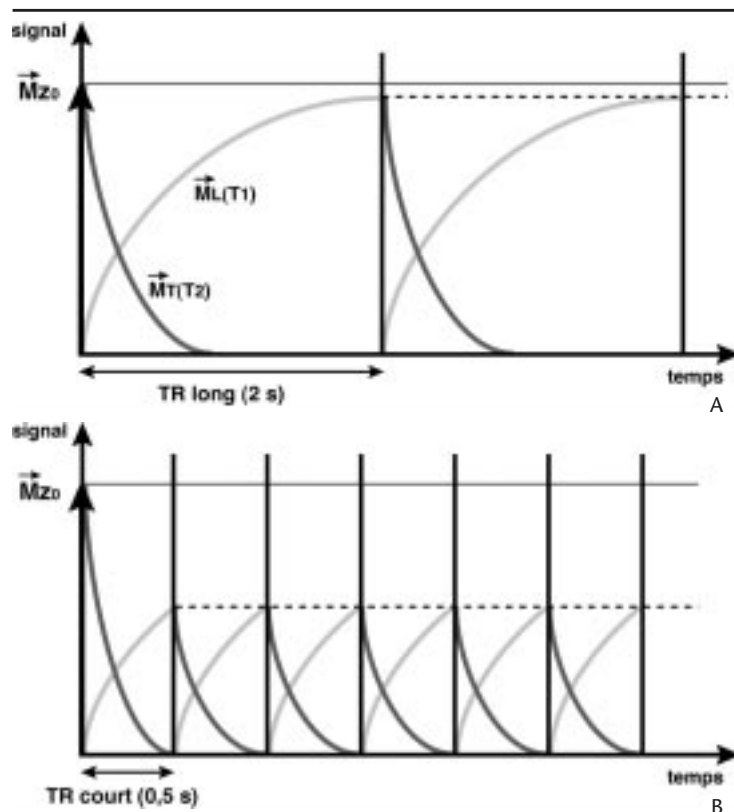
Pour essayer de comprendre quelle est l'influence du TR sur la repousse de l'aimantation longitudinale, nous allons prendre deux cas de figure (fig 3) :

- un premier où le TR est relativement long, c'est-à-dire 2 secondes, soit environ trois fois le T1 pour la substance cérébrale, correspondant à une repousse d'environ 95 % (fig 3A) (à 1,5 tesla, le T1 de la substance blanche et celui de la substance grise sont respectivement de 500 et 750 millisecondes) ;

- un deuxième cas où le TR est court (0,5 seconde, par exemple), soit légèrement inférieur au T1 de la substance cérébrale, ce qui va permettre à l'aimantation de la substance cérébrale de repousser d'environ 50 % (repousse de 63 % si TR égale T1) (fig 3B).

Comparons ce qui se passe dans ces deux cas :

- si le TR est long (2 secondes), il y a une repousse quasi totale (95 %) de l'aimantation longitudinale qui, par l'impulsion de 90°, va se transformer en aimantation transversale, de module également élevé au départ ;



3 Influence du temps de répétition (TR) : le TR conditionne le niveau de repousse en T1 (« temps de repousse »).

A. Si le TR est long (2 secondes), il y a une repousse quasi totale (95 %) de l'aimantation longitudinale (ML) qui, par l'impulsion de 90°, va se transformer en aimantation transversale (MT), de module également élevé au départ.

B. En revanche, si le TR est court (0,5 s), la repousse n'est que de 50 %, ce qui diminue d'autant le module du vecteur qui va décroître en transversal.

– en revanche, si le TR est court (0,5 seconde), la repousse n'est que de 50 %, ce qui diminue d'autant le module du vecteur qui va décroître en transversal.

Selon que le TR est choisi long ou court, la repousse de l'aimantation longitudinale au cours de chaque cycle est plus ou moins importante.

*Première déduction* : le TR module la repousse en T1 du signal (TR court : repousse faible ; TR long : repousse importante). Le TR peut donc également être considéré comme le « temps de repousse » (de l'aimantation longitudinale).

Intéressons-nous maintenant à l'influence du TR sur deux tissus dont les T1 sont différents. Prenons deux tissus dont les T1 sont respectivement court et long (fig 4). Si on regarde l'influence que va avoir un TR long et un TR court sur la repousse de ces deux tissus, on s'aperçoit que :

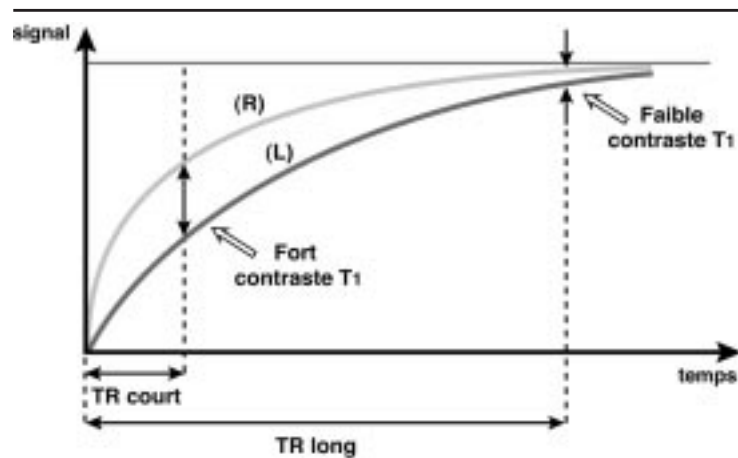
– quand le TR est long (environ 2 secondes), il y a une repousse quasi complète des deux aimantations longitudinales et on ne peut plus les différencier (les courbes sont confondues) ;

– si on raccourcit le TR (0,5 s) (TR étant de l'ordre du T1, voire un peu plus court), on sépare bien les deux tissus lors de la repousse ; celui qui a le T1 court est bien au-dessus de celui qui a le T1 long (30 % de différence environ dans ce cas), d'où un bon contraste en T1.

*Deuxième déduction* : le TR module le contraste en T1. Quand le TR est long, on détruit le contraste en T1 (pas de contraste en T1) et quand le TR est court, au contraire, on favorise le contraste en T1, on a un fort contraste en T1.

Si on résume l'influence du TR sur le signal :

- le TR, temps de repousse, conditionne la repousse en T1 de l'aimantation longitudinale ;
- TR court égal pondération en T1 ;
- TR long égal « dépondération » en T1.



4 Le temps de répétition (TR) module le contraste en T1.

Prenons deux tissus dont les T1 sont respectivement court (R) et long (L) : quand le TR est long (environ 2 secondes), il y a une repousse quasi complète des deux aimantations longitudinales et on ne peut plus les différencier (les courbes sont confondues) ; quand on raccourcit le TR (environ 0,5 s), on sépare bien les deux tissus lors de la repousse. Celui qui a le T1 court (R) est bien au-dessus de celui qui a le T1 long (L) d'où un bon contraste en T1.

### Quelle est l'influence du temps d'écho sur le signal ?

Le TE (deuxième paramètre instrumental) est le temps qui sépare l'impulsion de 90° de la lecture du signal au niveau de l'écho ; il correspond au moment au bout duquel on mesure le signal. L'impulsion de 180° est appliquée au temps TE/2, provoquant un rephasage des déphasages liés aux inhomogénéités du champ B<sub>0</sub>. On réalise la mesure lorsque le signal est maximal au moment de l'écho (c'est-à-dire au bout de 2 TE/2, = TE) (fig 1). Donc, le TE est le temps de mesure ou d'échantillonnage du signal (moment auquel on mesure le signal TE et non pas durée d'échantillonnage).

Intéressons-nous maintenant à la décroissance en T2 du signal des mêmes tissus que précédemment. L'un, celui qui avait un T1 court, a un T2 court et décroît rapidement en T2 (un tissu à T1 court a généralement un T2 court et, réciproquement, un tissu à T1 long a généralement un T2 long, sauf la graisse qui a un T1 très court et un T2 intermédiaire). Au contraire, l'autre, tissus qui avait un T1 long, a un T2 long et décroît donc lentement. Avant d'étudier l'influence du TE, il est logique d'utiliser un TR relativement long pour que la repousse soit relativement complète et que par conséquent, le niveau de décroissance au départ soit proche (annulant ainsi les différences dues à la repousse en T1).

On réalise des mesures soit à TE précoce, soit à TE tardif (fig 5) :

– si on fait des mesures avec un TE très court, on sépare très mal ces deux courbes et on ne peut pas différencier les tissus ;

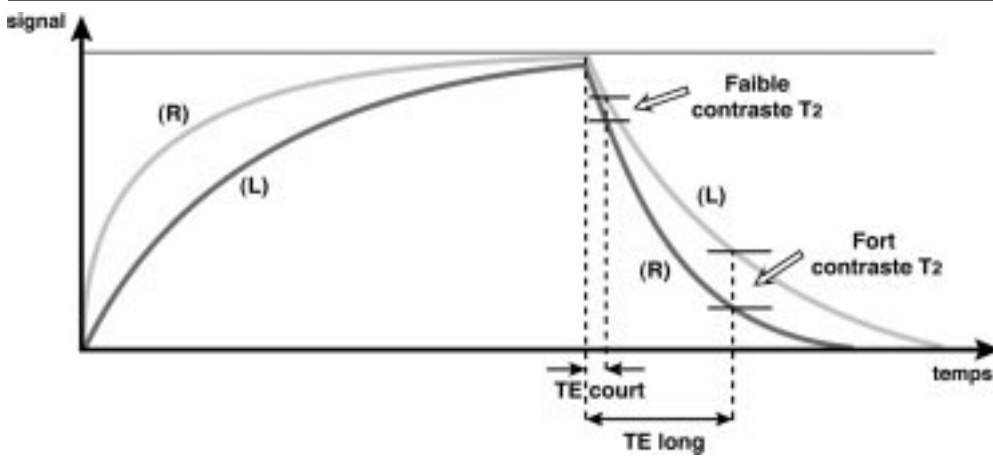
– si, en revanche, on fait des mesures avec un TE relativement long, on va bien séparer ces deux courbes de décroissance en T2 ; le tissu qui a le T2 long est bien au-dessus de celui qui a le T2 court (de 300 à 400 % de différence entre les courbes), d'où un bon contraste en T2.

*Déduction* : le TE conditionne la pondération T2 d'une séquence. Plus on allonge le TE, plus la séquence est pondérée en T2 ; plus on raccourcit le TE, plus la séquence est « dépondérée » en T2. Si on réalise plusieurs mesures (échos), la pondération en T2 de la séquence va augmenter au fur et à mesure des échos successifs, les échos tardifs ayant une pondération T2 de plus en plus forte.

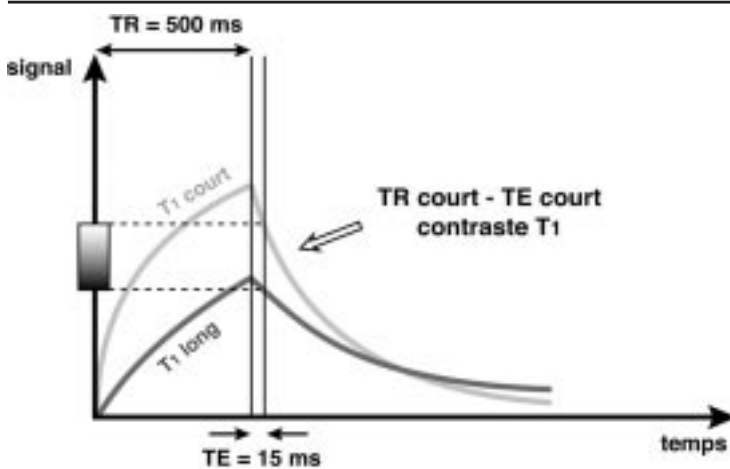
Si on résume l'influence du TR et l'influence du TE, on voit que :

- le T1 est lié au TR, le T2 est lié au TE ;
- le T1 et le T2 sont des paramètres tissulaires non opérateurs-dépendants qu'on ne peut pas modifier (ils sont liés à des propriétés intrinsèques du tissu) ;





5 Le temps d'écho (TE) conditionne la pondération T2. Prenons deux tissus dont les T2 sont respectivement court (R) et long (L) : si on fait des mesures avec un TE très court, on sépare très mal les deux courbes de relaxation et on ne peut pas différencier les tissus ; si, en revanche, on fait des mesures avec un TE relativement long, on va bien séparer ces deux courbes de décroissance en T2. Le tissu qui a le T2 long (L) est bien au-dessus de celui qui a le T2 court (R), d'où un bon contraste en T2.



#### 6 Séquence pondérée en T1.

Tous les paramètres sont courts : le temps de répétition (TR) est court pour faire du T1 ; le temps d'écho (TE) court pour ne pas faire du T2. C'est le tissu qui a le T1 le plus court qui donne le plus de signal (celui qui monte rapidement).

– le TR et le TE sont des paramètres instrumentaux opérateurs-dépendants qui, pour le premier, conditionne la pondération en T1 et, pour le deuxième, la pondération en T2 ; en jouant donc sur le TR et le TE, on va pouvoir obtenir une image plus ou moins pondérée ou dépendante en T1 ou en T2.

### Quels sont les impératifs d'une séquence pondérée en T1 ?

Si on applique ce qu'on vient d'apprendre, il faut utiliser un TR court pour obtenir une séquence pondérée en T1. Il faut également

utiliser un TE le plus court possible pour ne pas avoir de pondération en T2 (fig 6). En fait, comme on ne peut pas faire une mesure directe des aimantations qui repoussent en T1 (à cause de  $B_0$  qui est très intense par rapport à l'aimantation  $M_z$ ), on laisse repousser les tissus, on bascule et on mesure le plus rapidement possible avec un TE le plus court possible. En séquence en écho de spin, on a cependant la contrainte d'attendre deux fois le temps au bout duquel on a appliqué l'impulsion de  $180^\circ$  (TE/2) et on ne peut donc pas faire de TE très court (l'idéal serait de faire des mesures tout de suite, à TE nul). Le TE minimal étant d'environ 15 ms, il y a ainsi toujours une faible part de pondération T2 qui vient se rajouter à la pondération T1 en écho de spin.

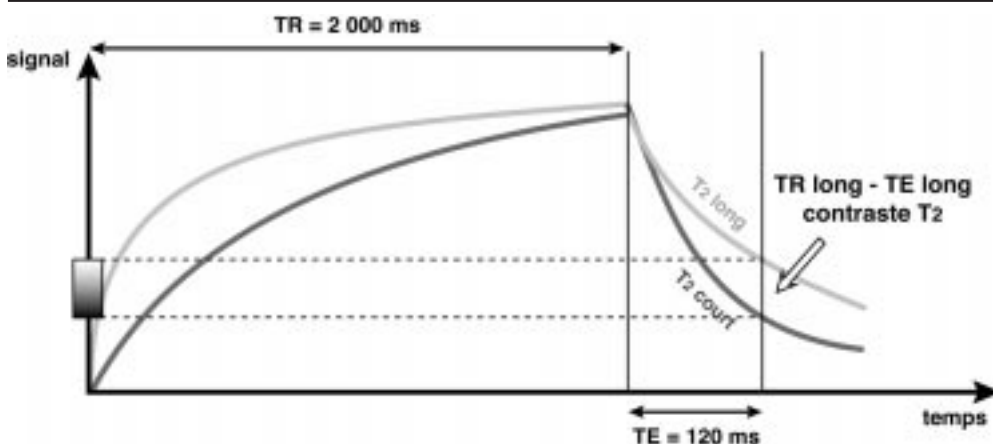
Remarquons tout de suite que la séquence en T1 est une séquence courte. Pourquoi ? Parce que le TR étant court, on passe rapidement d'une ligne sur l'autre du plan de Fourier ; cela veut donc dire que la durée globale de la séquence va être courte (quand le TR est quatre fois plus petit, on va quatre fois plus vite ; entre un TR à 2 secondes et un TR à 500 millisecondes, on a un facteur 4 en durée d'acquisition).

La séquence en T1 est une séquence courte et tous les paramètres opérateurs-dépendants sont courts : le TR est court pour faire du T1 et le TE est court pour ne pas faire du T2.

### Quels sont les impératifs d'une séquence pondérée en T2 ?

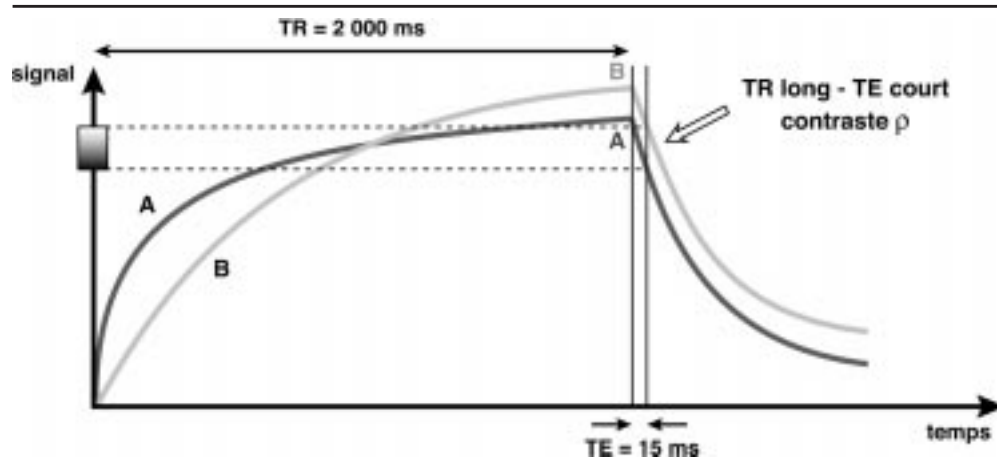
Pour réaliser une séquence pondérée en T2, il faut avant tout utiliser un TE long, de l'ordre de 120 millisecondes, pour obtenir du contraste en T2, et par ailleurs un TR long pour ne pas faire du T1 (fig 7). Ici, contrairement à la séquence en T1, pour obtenir en écho de spin une pondération quasi exclusive en T2, il suffit d'allonger suffisamment le TR, pour détruire la contribution T1 (ce qui allongera cependant d'autant le temps d'acquisition).

Remarquons ici, également, que la séquence en T2 est une séquence longue : dans la séquence en T1, on avait un TR de l'ordre de

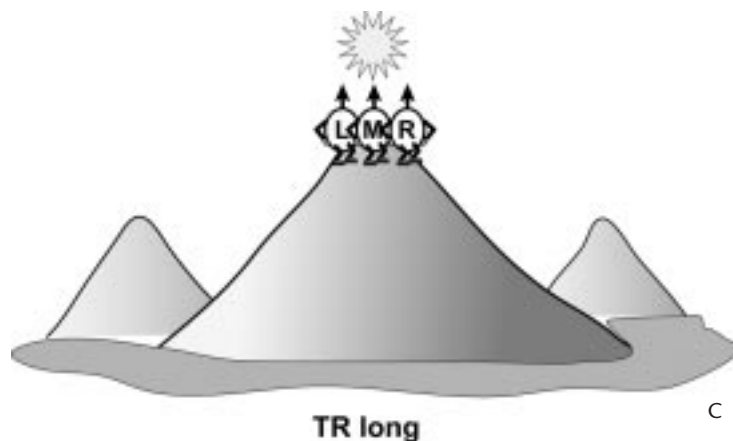
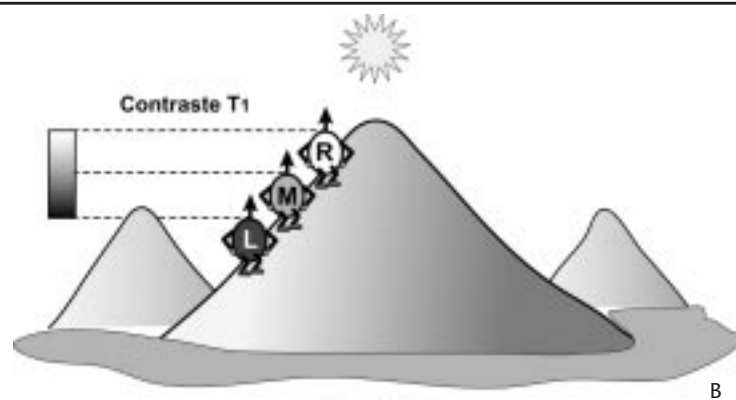
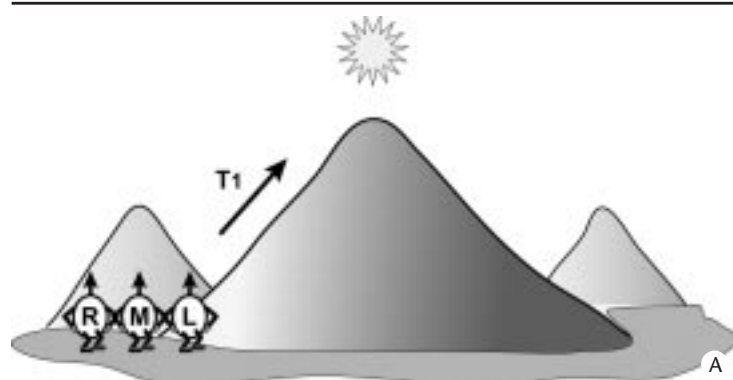


#### 7 Séquence pondérée en T2.

Tous les paramètres sont longs : le temps d'écho (TE) est long pour faire du T2 ; le temps de répétition (TR) est long pour ne pas faire du T1. C'est le tissu qui a le T2 le plus long qui donne le plus de signal.



8 Séquence pondérée en densité protonique. Prenons l'exemple de deux tissus A et B : les tissus A et B n'ont pas le même T1 car ils ne repoussent pas à la même vitesse (A est au-dessus de B car son T1 est plus court) ; mais, en revanche, B a une densité protonique plus élevée que A : il va donc « passer » au-dessus de A et aura un signal plus élevé lors de la mesure. TR : temps de répétition ; TE : temps d'écho.



- 9 Ascension et contraste T1.  
 A. On prend l'exemple de trois montagnards (protons) qui projettent de gravir une montagne (la montée correspondant au T1).  
 B. Lors de l'ascension, le proton sportif (R) est le plus rapide ; le deuxième (M), moins sportif, progresse moins rapidement, et le paresseux (L) est distancé. Si un photographe veut immortaliser l'événement, il peut faire son cliché pendant l'ascension (temps de répétition [TR] court adapté à la vitesse de montée)... et ainsi bien mettre en évidence la différence de performance des trois protagonistes (contraste T1 : le plus sportif R est plus près du soleil : le plus de signal, blanc ; le moins sportif L : le moins de signal, noir ; le troisième M a un signal intermédiaire gris).  
 C. Si le photographe tarde à faire la photo (TR long), nos trois grimpeurs auront atteint le sommet, verront le même soleil... et il ne sera plus possible de les différencier (d'après leur T1).

0,5 seconde ; en revanche, dans la séquence en T2, on a un TR de l'ordre de 2 secondes (elle dure quatre fois plus longtemps).

La séquence en T2 est une séquence longue et tous les paramètres opérateurs-dépendants sont longs : le TE est long pour faire du T2 et le TR est long pour ne pas faire du T1.

### Comment obtient-on une séquence pondérée en densité de protons ?

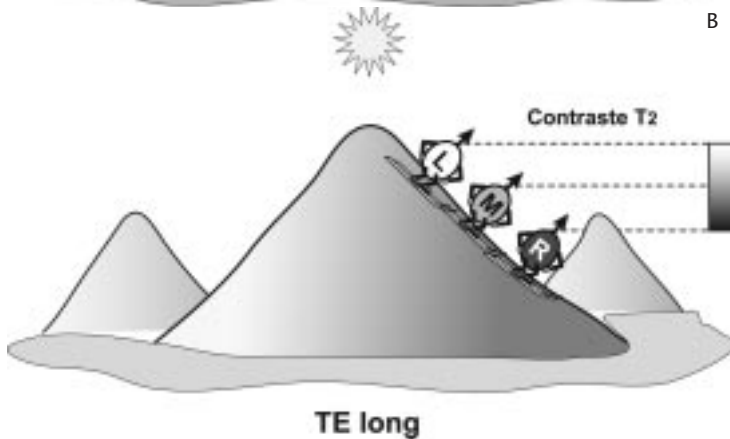
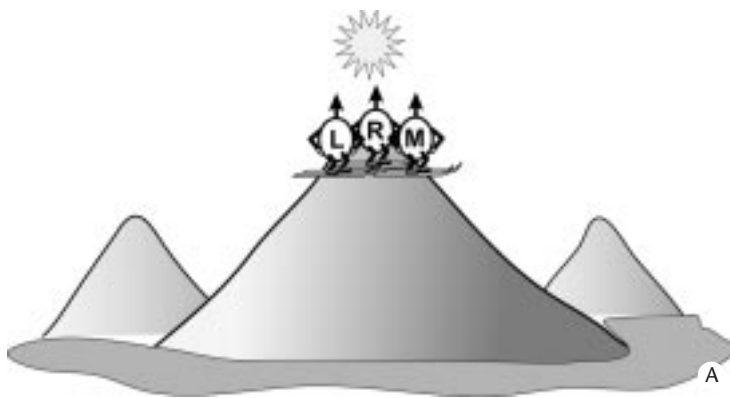
La densité protonique correspond aux valeurs des vecteurs d'aimantation à l'état d'équilibre. Un contraste en densité protonique est obtenu avec un TR long et un TE court, c'est-à-dire que la séquence n'est pondérée ni en T1 ni en T2. Cela va permettre d'exprimer les différences des vecteurs à l'état d'équilibre. En effet, par un TR long, on laisse entièrement repousser les vecteurs d'aimantation jusqu'à l'état d'équilibre qui exprime la densité protonique. Comme on ne peut mesurer directement les vecteurs à l'équilibre (à cause du grand champ Bo), après bascule à 90°, on réalise une mesure immédiate avec un TE court donnant ainsi indirectement accès à la densité protonique (fig 8).

### Notion de contraste en imagerie par résonance magnétique

On peut expliquer, de manière schématique, cette notion de contraste en IRM en prenant l'exemple de trois personnages (représentant des protons) qui projettent de gravir une montagne. La montée de la montagne sera le T1 (relativement long) et la descente de la montagne sera le T2 (en chaussant des skis : plus rapide). Le soleil représente le signal (plus on est près du soleil, plus on a de signal). Prenons un proton sportif (R, comme rapide - substance blanche), un moins sportif (M, comme moyen - substance grise) et un troisième paresseux (L, comme lent - liquide LCR) (fig 9A).

Lors de l'ascension (T1), le proton sportif (R) est le plus rapide. Le deuxième (M), moins sportif, progresse moins rapidement et le paresseux (L) est distancé (fig 9B).

Si un photographe veut immortaliser l'événement, il peut faire son cliché pendant l'ascension (TR court adapté à la vitesse de montée)... et ainsi bien mettre en évidence la différence de performance des trois protagonistes (contraste T1 : le plus sportif, R, est plus près du soleil : le plus de signal, blanc ; le moins sportif, L : le moins de signal, noir ; le troisième, M, a un signal intermédiaire gris) (fig 9B).



#### 10 Descente à ski et contraste T2.

A. Pour comparer la vitesse de descente en ski ( $T_2$ ) des trois montagnards (protons), on commence par attendre qu'ils soient tous les trois au sommet de la montagne pour qu'il n'y ait pas d'influence de l'ascension, c'est-à-dire du T1.

B. Si l'on fait la photo trop tôt après le départ (temps d'écho [TE] court), leur différence de vitesse n'aura pas eu le temps de creuser un écart suffisant pour les départager.

C. Si l'on attend suffisamment longtemps avant de faire la photo (TE long), les trois protons sont facilement départagés (contraste T2 : cette fois le moins sportif, L, est plus près du soleil : le plus de signal, gris clair ; le plus sportif R : le moins de signal, noir ; le troisième, M, a un signal intermédiaire, gris foncé).

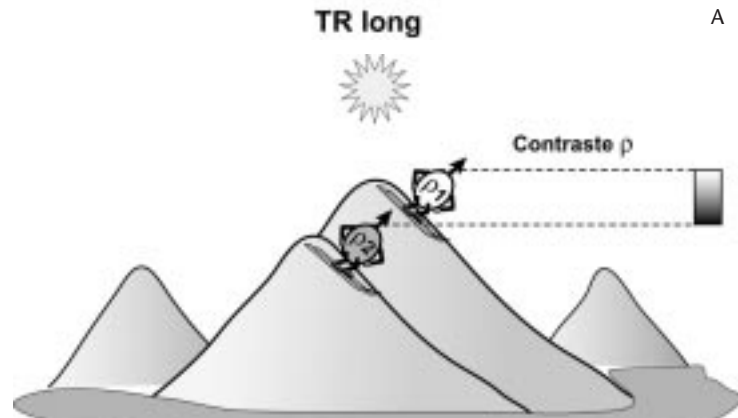
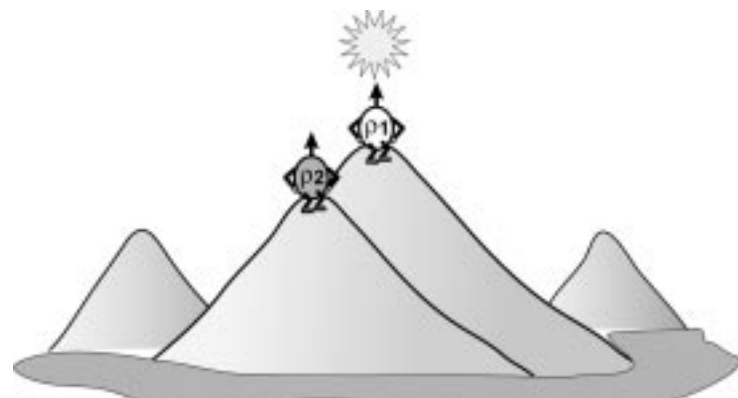
Si le photographe tarde à faire la photo (TR long), les trois auront atteint le sommet, verront le même soleil... et il ne sera plus possible de les différencier (d'après leur T1) (fig 9C).

Si l'on veut comparer la vitesse de descente de nos trois protons montagnards (T2), on commence par attendre qu'ils soient tous les trois au sommet de la montagne pour qu'il n'y ait pas d'influence de l'ascension, c'est-à-dire du T1 (fig 10A).

Puis, après qu'ils aient chaussé leurs skis, on leur donne le signal de départ.

Si l'on fait la photo trop tôt, c'est-à-dire pour un TE court, leur différence de vitesse n'aura pas eu le temps de creuser un écart suffisant pour les départager (fig 10B).

Si l'on attend suffisamment longtemps avant de faire la photo, c'est-à-dire pour un TE long, les trois protons sont facilement départagés



#### 11 Ascension de montagnes de hauteurs différentes et contraste $\rho$

A. La pondération en densité protonique consisterait à laisser monter deux grimpeurs (par exemple) avec un temps de répétition (TR) long sur des montagnes de hauteurs différentes : ils ne voient pas le même soleil et il y a une différence de densité protonique. Le proton  $\rho_1$  est arrivé sur une montagne plus haute que  $\rho_2$ , ce qui correspond à une densité protonique plus élevée.

B. Pour conserver leur différence de hauteur, il faut faire la photo rapidement pour que n'intervienne pas leur différence de vitesse de descente (T2), c'est-à-dire avec un temps d'écho (TE) court (contraste  $\rho$  :  $\rho_1$  est plus près du soleil, plus de signal, c'est-à-dire plus blanc que  $\rho_2$ ).

(contraste T2 : cette fois le moins sportif, L, est plus près du soleil : le plus de signal, gris clair ; le plus sportif, R : le moins de signal, noir ; le troisième, M, a un signal intermédiaire, gris foncé) (fig 10C).

Un troisième paramètre est accessible pour mettre en évidence un contraste entre deux tissus : c'est la densité protonique.

La taille, ou module du vecteur d'aimantation longitudinale est directement proportionnelle à la quantité de protons disponibles dans le tissu considéré.

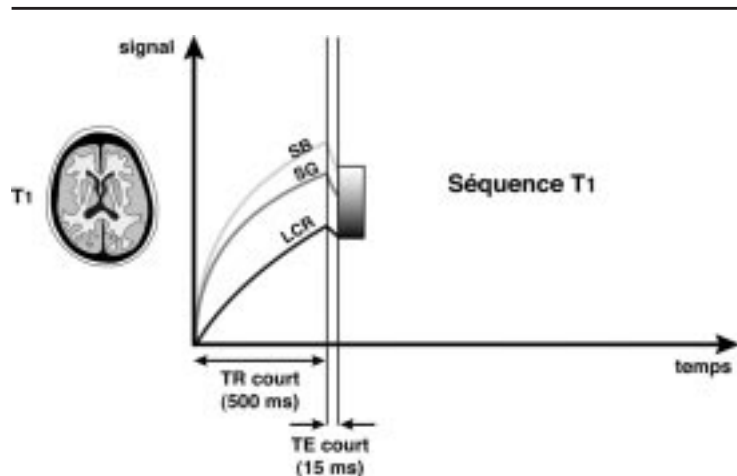
L'estimation de la hauteur du vecteur d'aimantation longitudinale va donc permettre de différencier les tissus sur la base de leur différence en densité protonique.

Pour accéder à cette valeur, il nous faut donc disposer, pour les tissus étudiés, du signal à l'état d'équilibre, obtenu avec un TR long.

La mesure de la valeur doit être réalisée en appliquant un TE où intervient le moins possible le déphasage en T2, c'est-à-dire un TE court.

Comment vont alors se comporter nos grimpeurs ? Le contraste en densité protonique consisterait à les laisser monter avec un TR long pour qu'il n'y ait pas d'influence du T1 (nous ne prenons que deux personnages pour illustrer cet exemple) ; s'ils montent sur la même montagne, ils ont la même densité protonique ; s'ils montent sur deux montagnes de hauteurs différentes, ils ne voient pas le même soleil et il y a une différence de densité protonique. Le proton  $\rho_1$  est arrivé sur une montagne plus haute que  $\rho_2$ , ce qui correspond à une densité protonique plus élevée (fig 11A).





**12** Séquence « courte » pondérée en T1 (temps de répétition [TR] court = 500 millisecondes, temps d'écho [TE] court = 15 millisecondes) : contraste « anatomique ». Le TR court permet de pondérer en T1 (compétition sur la repousse) et la mesure est réalisée rapidement avec un TE court dans le cycle suivant pour garder le même contraste (substance blanche [SB] supérieure à la substance grise [SG], elle-même supérieure au liquide céphalorachidien [LCR]) : LCR (noir), SG (gris), SB (blanc). La graisse a le signal le plus élevé (T1 le plus court). Les lésions apparaissent généralement en hyposignal (plus ou moins franc) par rapport au cerveau (inflation hydrique).

Évidemment, pour conserver leur différence de hauteur, il faut faire la photo rapidement pour que n'intervienne pas leur différence de vitesse de descente (T2), c'est-à-dire avec un TE court (contraste  $\rho$  :  $\rho_1$  est plus près du soleil, donc plus de signal, c'est-à-dire plus blanc que  $\rho_2$ ) (fig 11B).

Si on tarde à faire le cliché, on a de nouveau des clichés pondérés en T2 (TR long et TE long).

### Application au contraste du système nerveux central

Sur l'image pondérée en T1 (TR et TE courts) produite au cerveau, le tissu dont le T1 est le plus court, en l'occurrence la substance blanche (sportif), apparaît dans la nuance la plus claire, soit en blanc, alors que le liquide céphalorachidien (LCR), dont le T1 est le plus long, apparaît dans la nuance la plus sombre, en noir (paresseux). La substance grise présente un signal intermédiaire : sur une image pondérée en T1, la substance grise apparaît en gris. La graisse (par exemple graisse sous-cutanée) a le signal le plus élevé (très blanche), car elle possède un T1 encore plus court que celui de la substance blanche.

Le contraste est dit anatomique : la substance blanche apparaît blanche, la substance grise, grise et le LCR noir (fig 12, 13).

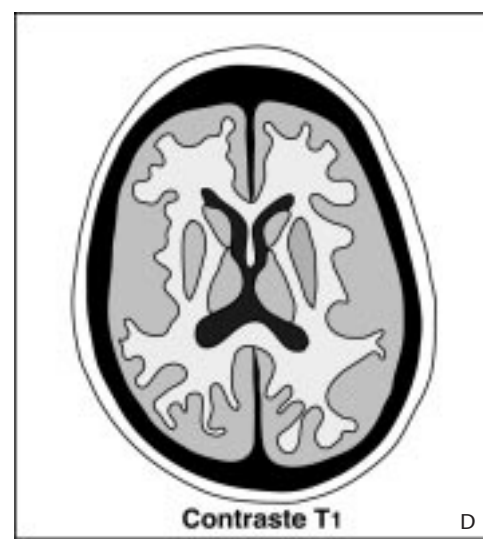
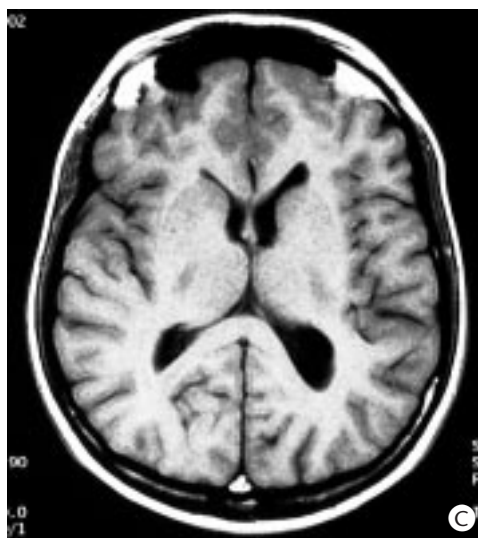
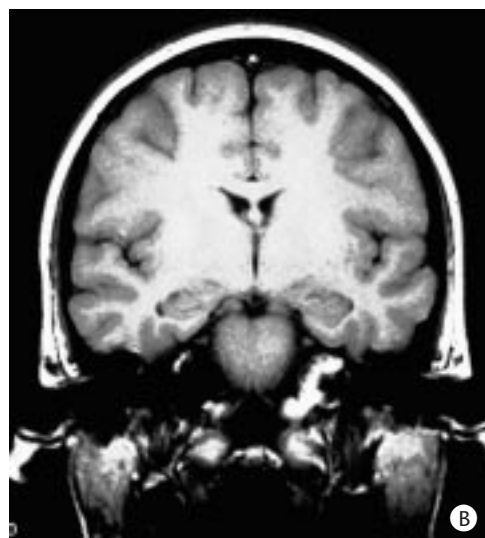
Notons tout de suite que l'air (cavités aériques) et l'os cortical ne contenant pas de protons, leur signal est noir sur toutes les séquences.

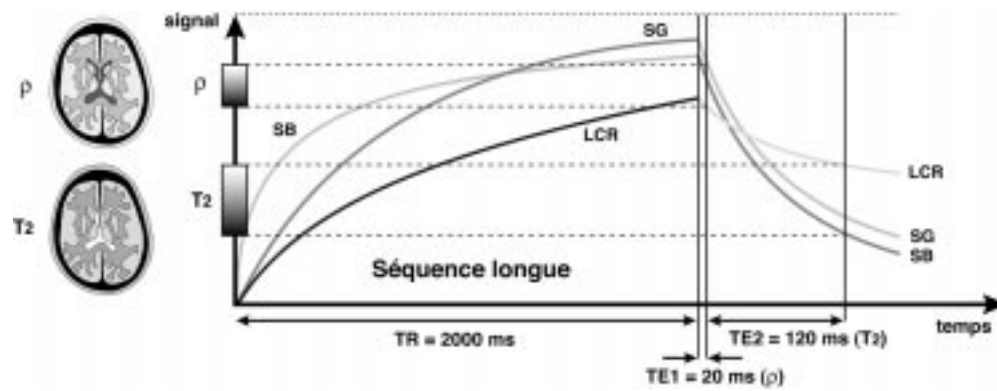


**13** Coupes sagittale (A), frontale (B) et axiale (C) pondérées en T1.

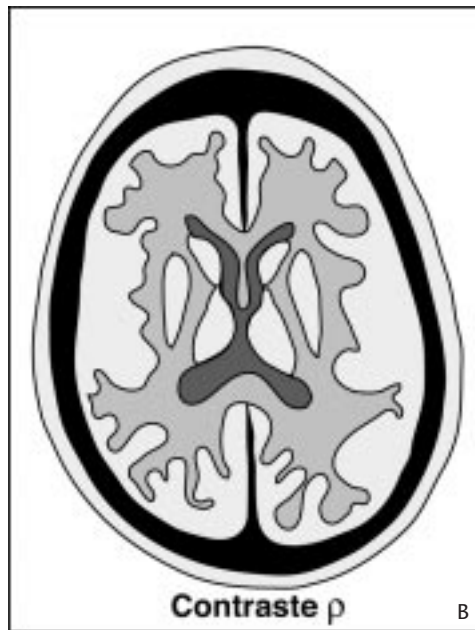
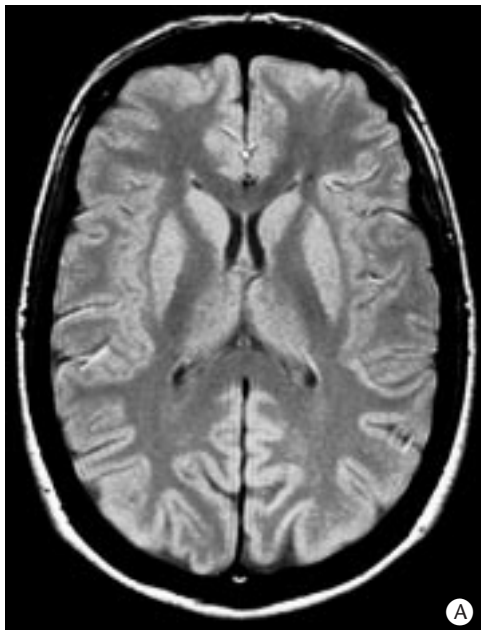
La substance blanche (en périventriculaire et au niveau du corps calleux) est blanche. La substance grise (cortex en périphérie) est grise. Le LCR (ventricules) est noir.

Le contraste de ces différentes structures est représenté sur le schéma correspondant à la coupe axiale (D).

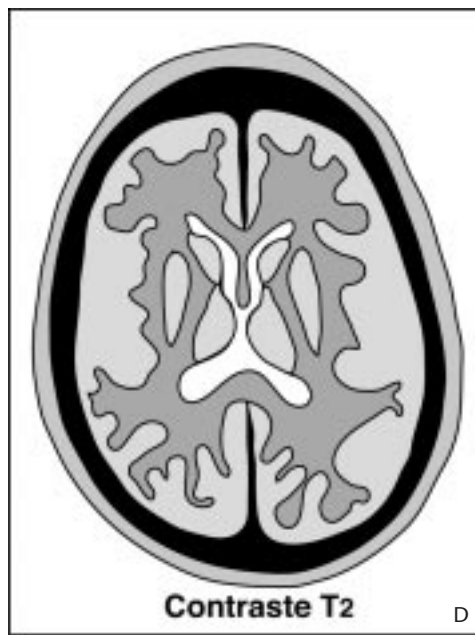
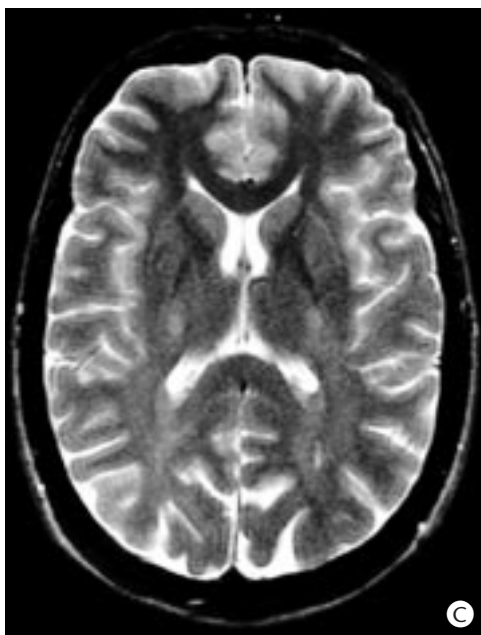




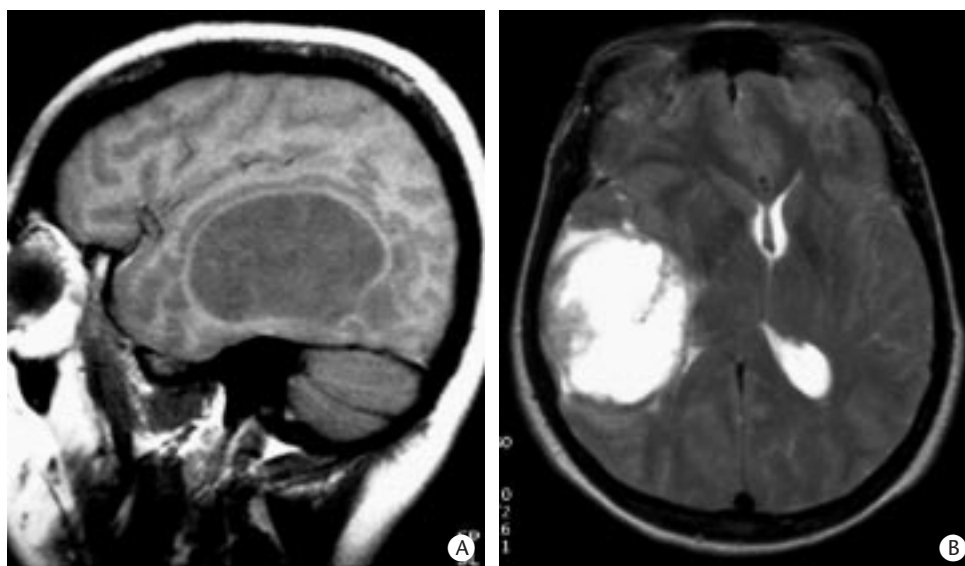
- 14** Séquence « longue » (temps de répétition [TR] long : 2 000 millisecondes). Le contraste est un peu plus complexe. L'allongement du TR (à 2 secondes) a pour effet d'exprimer la densité protonique de la substance grise (SG) : la courbe de repousse de la SG, dont la densité protonique est légèrement supérieure à celle de la substance blanche (SB), croise et passe au-dessus de la courbe de repousse de la SB ; inversion du contraste avec signal de la SG supérieur au signal de la SB. Cette inversion de contraste est conservée lors de la décroissance du signal (dans le cycle suivant où le signal est mesuré). Sur le premier écho précoce en densité protonique (temps d'écho [TE] 1 = 20 millisecondes), la courbe de décroissance du liquide céphalorachidien (LCR) n'a pas encore croisé (dépassé) les courbes de décroissance de la SG et de la SB : le LCR est plus foncé que la substance grise et blanche (SG > SB > LCR). Sur le deuxième écho tardif en T2 (TE2 = 120 millisecondes), la courbe de décroissance du LCR a croisé et se situe bien au-dessus des courbes de la SG et de la SB ; le LCR est très blanc : inversion du contraste (LCR > SG > SB). Les lésions apparaissent en hypersignal (elles « flashent »). L'intérêt est d'obtenir deux « séries » d'images, l'une pondérée en ρ et l'autre en T2, au cours d'une même séquence (même durée d'examen).



- 15** Coupes axiales. Premier écho (temps d'écho [TE] = 20 millisecondes) pondéré en densité protonique (A) et deuxième écho (TE = 100 millisecondes) pondéré en T2 (C), ainsi que les schémas correspondants (B et D) : la substance blanche (SB) (périvericulaire) est en gris foncé (foncée par rapport à la substance grise [SG]); la substance grise (cortex en périphérie et noyaux gris centraux) est en gris clair (claire par rapport à la SB) ; le liquide céphalorachidien (LCR) est gris-noir (foncé par rapport à la SB et à la SG) en ρ et blanc en T2.







**16** Tumeur frontopariétale gauche. Elle apparaît en hyposignal en coupe sagittale (A) pondérée en T1 et en hypersignal en coupe axiale (B) deuxième écho (temps d'écho = 120 ms) pondérée en T2. On parle de lésions qui « flashent » en T2 (clichés JL Dietemann).

L'image produite par une séquence pondérée en T2 au niveau cérébral (TR et TE longs) montre un signal maximal pour les zones dont les protons se déphasent le plus lentement (ici le LCR est blanc - paresseux) et un signal minimal pour les zones dont les protons se déphasent rapidement (ici la substance blanche est la plus foncée, gris foncé - sportif). La substance grise présente un signal intermédiaire, supérieur à la substance blanche : elle est gris clair par rapport à la substance blanche.

Le contraste est le suivant : le LCR apparaît blanc, la substance blanche gris foncé et la substance grise gris clair (fig 14, 15).

L'image produite par une séquence pondérée en densité protonique au niveau cérébral (TR long et TE court) conserve le rapport de contraste entre substances blanche et grise : la substance grise (densité protonique supérieure) est plus claire que la substance blanche. Le LCR est plus foncé que la substance blanche et grise. En effet en séquence en écho de spin (non rapide), pour un TR de 2 secondes, le LCR n'a pas eu le temps de rejoindre son état d'équilibre. Sa courbe de repousse est interrompue <sup>(1)</sup>.

Le contraste est le suivant : le LCR apparaît le plus foncé, la substance blanche gris foncé et la substance grise gris clair (fig 14, 15).

Ainsi, dans une même séquence, après un TR long, l'utilisation au premier écho d'un TE court permet d'avoir une image pondérée en densité de protons, puis un deuxième écho, après un TE long, permet d'obtenir une image pondérée en T2 (fig 14). Cette pondération supplémentaire a de nombreuses incidences pratiques, notamment la détection de lésions périventriculaires (par exemple : plaques de démyélinisation, lieu de prédilection). En effet, celles-ci en

hypersignal (blanc) ne se distinguent du LCR (et donc ne sont visibles) que sur le premier écho pondéré en densité protonique où le LCR est gris, alors qu'elles sont confondues avec le LCR sur le deuxième écho pondéré en T2 où le LCR est, comme la plaque, en blanc.

### **Modification du contraste en pathologie**

La plupart des phénomènes pathologiques allongent les temps de relaxation (car ils s'accompagnent d'une inflation hydrique : augmentation de l'eau libre à forte agitation moléculaire), comme c'est le cas des tumeurs cérébrales. Leur signal se modifie de façon univoque en se « rapprochant » du signal du LCR (liquide), c'est-à-dire avec un hypersignal en T1 et (surtout) un hypersignal en T2 (fig 16).

#### **ANOMALIES PRODUISANT UN SIGNAL BLANC AU LIEU DE NOIR EN T1**

- Une composante grasseuse (lipome, kyste dermoïde).
- Un agent paramagnétique : une prise de gadolinium (hypervascularisation tumorale), certains kystes colloïdes (cuivre, cholestérol), métastase de mélanome (mélanine, radicaux libres), hématome subaigu.
- Les vaisseaux qui traversent un plan de coupe en particulier en écho de gradient (phénomène d'entrée de flux).
- Un liquide inflammatoire (présence de protéines).

#### **ANOMALIES PRODUISANT UN SIGNAL NOIR AU LIEU DE BLANC EN T2**

- Calcifications.
- Artefact métallique.
- Hématome chronique (dépôt d'hémosidérine).

<sup>(1)</sup> Il n'en sera pas de même en écho de spin rapide où les TR utilisés sont supérieurs à 3 500 millisecondes, niveau à partir duquel la repousse du LCR dépasse la substance grise (car effectivement de densité protonique supérieure à cette dernière et à la substance blanche !).

Comprendre l'IRM. Kastler B, Vetter D. Éditions Masson, collection Imagerie médicale, 2003. Films vidéo IRM : Du proton à l'image. Histoire de proton. Le signal. L'accès au signal. Le contraste. Kastler B, Favreau B. Magnétimage (Université technique de Compiègne), 1995.

