

## CORRECTION

1) La résolution spatiale s'exprime en pixels par mm, pour l'obtenir il faut donc diviser la matrice par le champ d'acquisition soit :

$$RS = 256 / 200 = 1.024 \text{ pixels par mm}$$

2) La formule de calcul du temps d'acquisition est la suivante :

$$TA = \frac{\text{TR} * \text{nombre de lignes dans le sens de codage en phase} * \text{NEX}}{\text{Train d'écho}}$$

TR = temps de répétition  
NEX = nombre d'excitation  
Train d'écho = nombre d'écho par TR

On obtient :

$$TR = \frac{380 * 256 * 2}{1} = 194\,560 \text{ ms}$$

Après conversion on obtient 194 560 ms = 194.560 secondes  
= 3.24 minutes  
= 3 minutes et 14 secondes

3) De manière générale, le contraste (ou la pondération) en écho de gradient dépend de 3 paramètres : le TR, le TE et l'angle de bascule. Le TR et l'angle de bascule apportent une pondération T1 ou densité de protons (faible angle de bascule et TR long  $\Rightarrow$  densité de protons, grand angle de bascule et TR court  $\Rightarrow$  T1). Le TE apporte une pondération T2\*.

On comprend donc ici qu'en **diminuant l'angle de bascule à 10°** presque tous les protons participent au signal à chaque nouvelle impulsion. **La densité de protons est alors prépondérante** dans le contraste de l'image. Il faut savoir que pour de faibles angles de bascule ( $< 20^\circ$ ) un **TR = 380 ms est considéré comme long**, donc nous réunissons bien les 2 conditions pour avoir un contraste en densité de protons : angle de bascule faible et TR long. Le TE de 10 ms (=court) reste inchangé.

4) En augmentant la matrice on **double la résolution spatiale dans les 2 axes** :  $512 / 250 = 2.048$  mais la surface de chaque pixel est divisée par 4 (la dimension d'un pixel sur un coté est divisée par 2) donc la quantité d'information (= le signal) reçue par chaque pixel est divisée par 4 **pour une quantité de bruit qui reste constante** le rapport signal sur bruit chute !

La solution serait donc **d'augmenter le nombre d'échantillonnage** (= nombre excitation) mais attention, cela induirait une **augmentation du temps d'acquisition** puisque l'on multiplie les prises de mesure, or la deuxième conséquence de l'augmentation de la taille de la matrice est l'augmentation du temps d'acquisition... En résumé

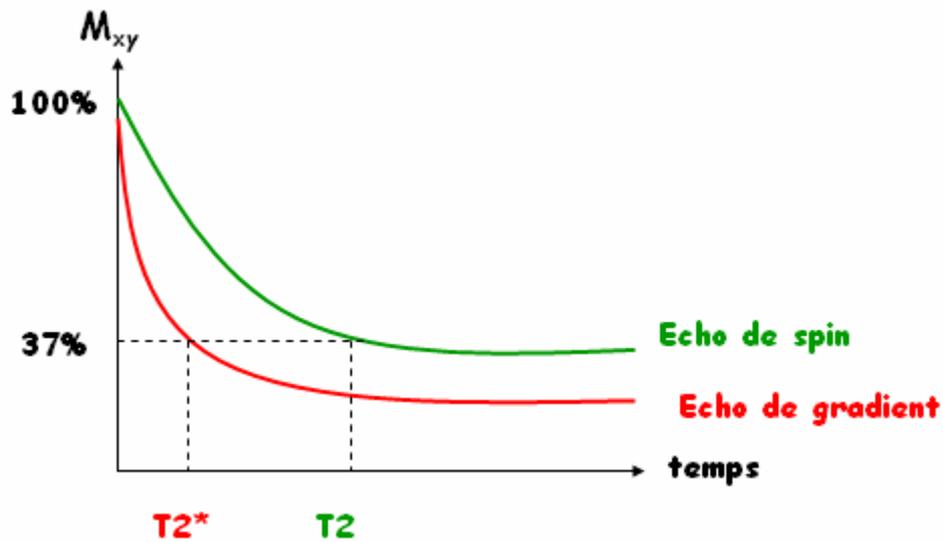
↑ Matrice  $\Leftrightarrow$  temps d'acquisition double  $\Leftrightarrow$  6minutes 28

↑ Nombre d'excitation  $\Leftrightarrow$  temps d'acquisition double  $\Leftrightarrow$  12 minutes 56

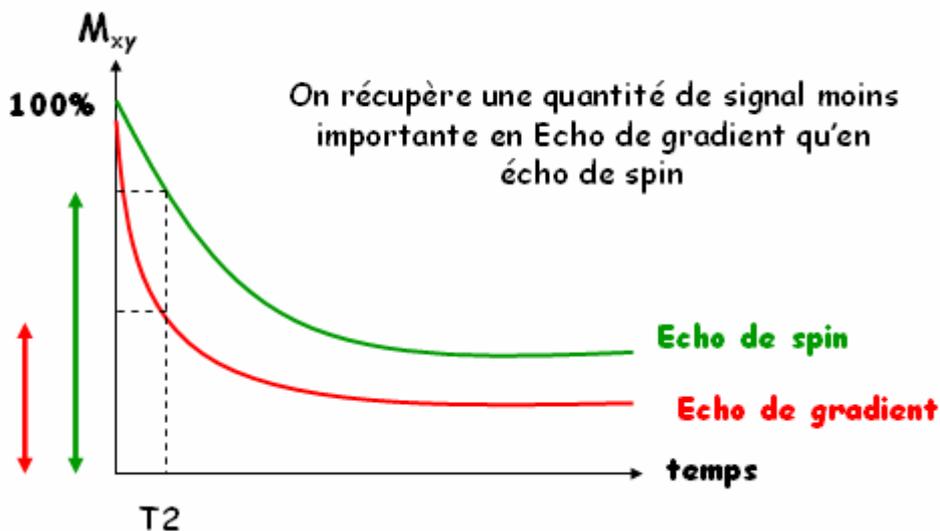
La solution pour diminuer le temps d'acquisition est de diminuer le TR. L'IRM est une question de compromis !

5) En écho de gradient, on ne parle pas de T2 mais de T2\*.

La pondération T2\* est une « fausse » pondération T2. Elle est principalement due au fait qu'en écho de gradient le **rephasage des protons** n'est pas effectué par une impulsion de radiofréquence mais par un **gradient de champ magnétique**. Ce gradient est **très sensible aux hétérogénéités du champ magnétique principal B<sub>0</sub>**. L'efficacité du rephasage n'est donc pas maximale.



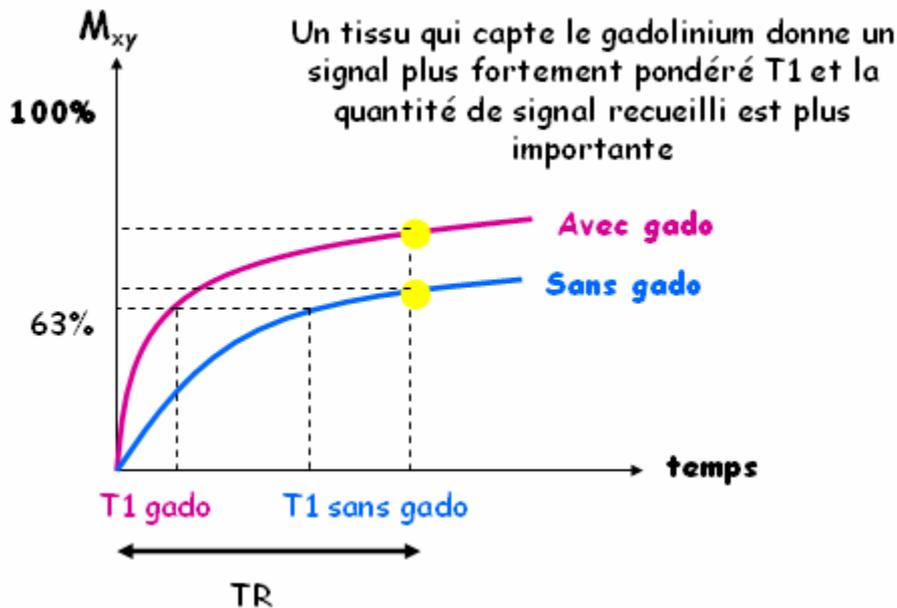
Les hétérogénéités de champ magnétique **accélèrent la décroissance du signal en écho de gradient**. Le  $T2^*$  est plus court que le  $T2$  pour un même tissu. De plus :



En écho de spin pour obtenir une pondération  $T2$  il faut un  $TE > 80$  ms alors qu'en écho de gradient  $25 \text{ ms} < TE < 60 \text{ ms}$ .

6) Pour diminuer ces artéfacts on utilisera une **séquence en écho de spin** qui est une séquence **moins sensible aux hétérogénéités de champ magnétique**.

7) On utilisera une **pondération T1** car le gadolinium fait beaucoup **baiss**er le T1 du tissu dans lequel il se trouve (33%) et un tissu dont le T1 diminue apparaît en **hypersignal** (on visualisera mieux la lésion).



En **pondération T2**, non seulement le gadolinium **abaisse** le T2 du tissu qui le capte (8%) mais en plus provoque une **chute** du signal du tissu qui apparaît alors en **hyposignal**.

