Alors que la saturation-récupération donne des images à densité de protons (spin), les images sont pondérées en T_1 avec saturation partielle.

- Une séquence d'écho de spin a une impulsion de 90°, qui est suivie d'une ou de plusieurs impulsions de 180°, pour rephaser les protons qui se déphasent en un ou plusieurs échos de spin. Cette séquence peut donner des images pondérées en densité des protons, pondérées en T_1 ou pondérées en T_2. Ceci est déterminé par les paramètres d'imagerie qui sont choisis (TR, TE).
- Dans la séquence inversion-récupération, une impulsion de 180° est suivie d'une impulsion de 90°, ce qui donne des images pondérées en T_1.
- Les séquences d'imagerie rapide utilisent des angles de bascule inférieurs à 90°, et des échos dits de gradient. La pondération des images est également déterminée par le type spécifique de séquence et les paramètres d'imagerie choisis.

À propos du temps d'imagerie

Comme nous venons de le voir, les séquences d'imagerie rapide diminuent **le temps d'imagerie**.

Existe-t-il d'autres moyens de réduire ce temps? Qu'est-ce qui détermine réellement le **temps d'imagerie**?

Pour l'imagerie RM avec des séquences d'impulsions normales, cela peut être facilement calculé; le **temps d'acquisition (t.a.)** est :

t.a. = TR x N x N_{ex}

Cela semble un peu compliqué, mais ce n'est pas vraiment le cas. Commençons par la fin. N_{ex} est le nombre d'impulsions d'excitation. Qu'est-ce que cela signifie?

Pour certaines raisons, il est nécessaire d'utiliser non seulement une mesure de signal, mais de reprendre la mesure plusieurs fois. Comme le signal RM émanant du patient est très faible, il peut être judicieux d'additionner les signaux de plusieurs mesures, de prendre plusieurs « **moyennes** », pour obtenir une image de bonne qualité.

En fait, vous obtenez une image avec un meilleur rapport signal/bruit.

Naturellement, le temps d'imagerie augmente avec chaque mesure supplémentaire.

RESTRICTED

Des mesures répétées permettent d'obtenir un meilleur rapport signal/bruit.

Prenons un exemple : Imaginez que vous êtes assis au milieu d'un grand auditoire où les gens font beaucoup de bruit. Quelqu'un assis à côté de vous vous chuchote quelque chose à l'oreille, mais vous avez du mal à l'entendre tellement le bruit de fond est élevé. Ce que vous ferez probablement, c'est lui demander de répéter ce qu'il a dit une ou plusieurs fois. Vous additionnez mentalement les informations que vous recevez chaque fois. Comme ce signal est toujours le même, il augmentera en s'additionnant. Le **bruit de fond**, cependant, n'est pas toujours le même.

Il est aléatoire et fluctuant et ne s'additionne pas comme le signal. Vous obtiendrez dans l'ensemble un meilleur **rapport signal/bruit** (que vous obtiendrez également si la personne parle plus fort).

Revenons à notre formule : Qu'est-ce que « N »? Comme vous le savez grâce à d'autres méthodes d'imagerie (ou à votre PC), les images sont composées d'**éléments d'image**, qui forment ensemble la matrice d'image. Par exemple, une matrice de 1 024 x 768 comporte 768 lignes de 1 024 éléments d'image (**pixels**).

Dans notre équation, N est le nombre de lignes d'une **matrice**, comme les lignes d'une lettre.

Plus il y a de lignes, plus l'image prend du temps.

Pensez-y comme si vous écriviez une lettre : si vous avez du papier avec 5 lignes sur une page, vous finirez une page plus vite que si vous aviez 25 lignes à écrire. Cependant, vous avez plus de contenu, plus de détails sur une page ou une image, lorsque vous travaillez avec plus de lignes.

RESTRICTED

Et pourquoi le TR influence-t-il le temps d'acquisition?

Si vous choisissez un TR long pour répéter votre séquence d'impulsions, pour effectuer des mesures de signaux supplémentaires, l'imagerie prend plus de temps qu'avec un TR court. Cependant, il existe une astuce qui permet de raccourcir légèrement le temps d'imagerie.

En attendant de répéter notre séquence d'imagerie en une seule coupe, c'est-à-dire en attendant que le TR s'écoule (coupe A sur la figure 56), nous pourrions tout aussi bien effectuer des mesures dans une ou plusieurs coupes différentes (coupes B, C et D sur la figure 56).

Plus le TR est long, plus nous pouvons exciter de coupes entre-temps.

Ainsi, en ajoutant juste un peu de temps supplémentaire, nous examinerons plusieurs coupes au lieu d'une seule, et le temps d'imagerie par coupe diminue considérablement.

Nous effectuons ce qu'on appelle l'imagerie **multicoupe**. Une autre façon de réduire éventuellement le TR, et donc le temps d'imagerie, est l'utilisation d'un produit de **contraste** : comme nous l'avons vu, le gadolinium-DTPA raccourcit le T_1.

Et lorsque T_1 est plus court, le TR peut également être plus court, sans perte d'intensité du signal du tissu en question (voir figure 49).

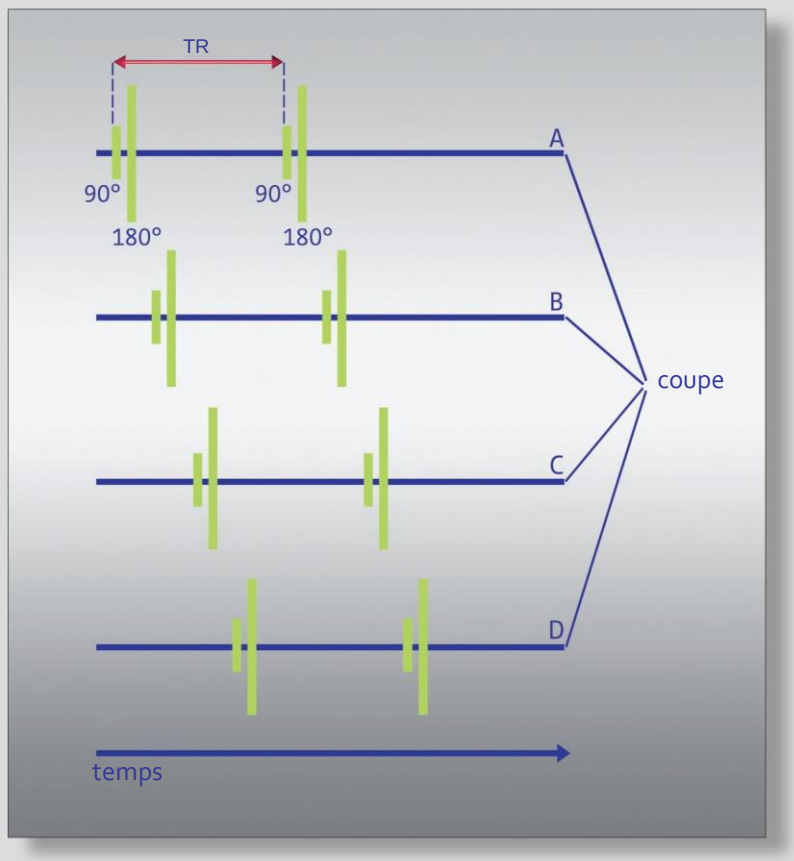


Fig. 56 : Imagerie multicoupe : en attendant que le temps TR s'écoule pour une autre mesure de signal dans la coupe A, nous effectuons des mesures de signal dans des coupes supplémentaires. Ainsi, pendant le temps TR, nous avons en fait enregistré des signaux pour plusieurs coupes.

RESTRICTED

Passons en revue les facteurs importants qui influencent l'intensité du signal RM

Il s'agit des facteurs suivants :

- la densité de protons (page 45)
- T_1 (page 24)
- T_2 (page 28)
- flux (page 67)
- la séquence d'impulsions (page 74-80)
- TR (page 45)
- TE (page 54)
- TI (page 77)
- angle de bascule (page 80)
- utilisation d'un produit de contraste (page 71)

Si vous avez un doute concernant un ou plusieurs de ces facteurs, retournez à la page correspondante.

Si vous avez bien assimilé le sujet, passez à la section suivante et découvrez des éléments importants de l'imagerie RM que nous n'avons pas encore abordés.

Comment sélectionner une coupe que nous voulons examiner?

Lorsque nous plaçons un patient dans un appareil RM, il se trouve dans un champ magnétique assez homogène.

Ainsi, tous les protons du corps entier ont la même **fréquence de Larmor**, et sont excités/perturbés par la même impulsion RF. Pour examiner une coupe spécifique seulement, un second champ magnétique est superposé au champ externe, qui a des forces différentes en divers endroits. Le champ magnétique est donc plus fort ou plus faible à certains endroits qu'à d'autres (figure 57).

Ce champ supplémentaire est appelé **champ à gradient**, et est produit par les bobines de gradients.

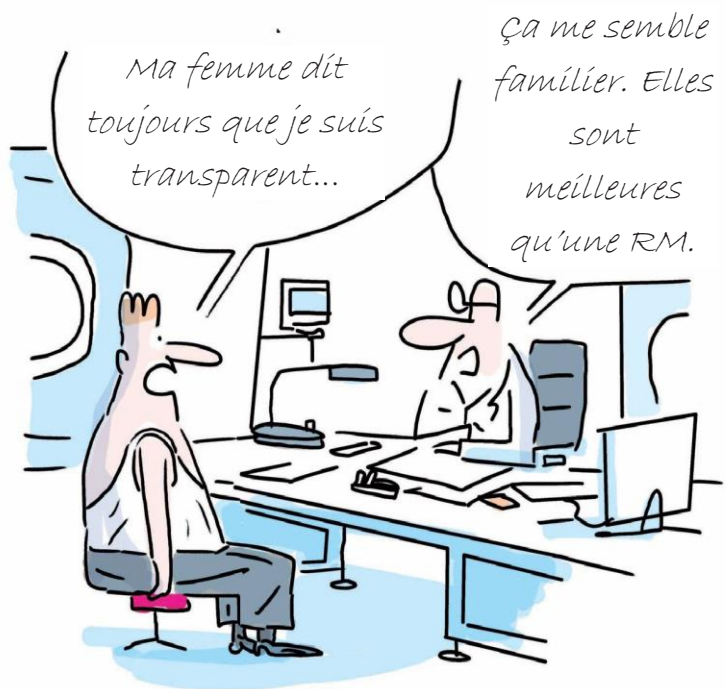
Ce champ à gradient modifie l'intensité du champ magnétique d'origine.

Dans la figure 57, l'intensité du champ magnétique augmente pour différentes sections transversales, des pieds vers la tête.

Par conséquent, les protons dans les différentes coupes subissent des champs magnétiques différents, et ont donc des fréquences de précession différentes.

Ainsi, les impulsions RF qui perturbent les protons dans les différentes coupes doivent également avoir des fréquences différentes, sinon il n'y aurait pas de résonance.

Comme les champs à gradient peuvent être superposés dans toutes les directions, il est possible de définir non seulement des coupes transversales, mais aussi toutes sortes de plans d'imagerie différents sans déplacer le patient. Le champ à gradient qui nous permet d'examiner une coupe spécifique, est également appelé **gradient de sélection de coupe**.



RESTRICTED

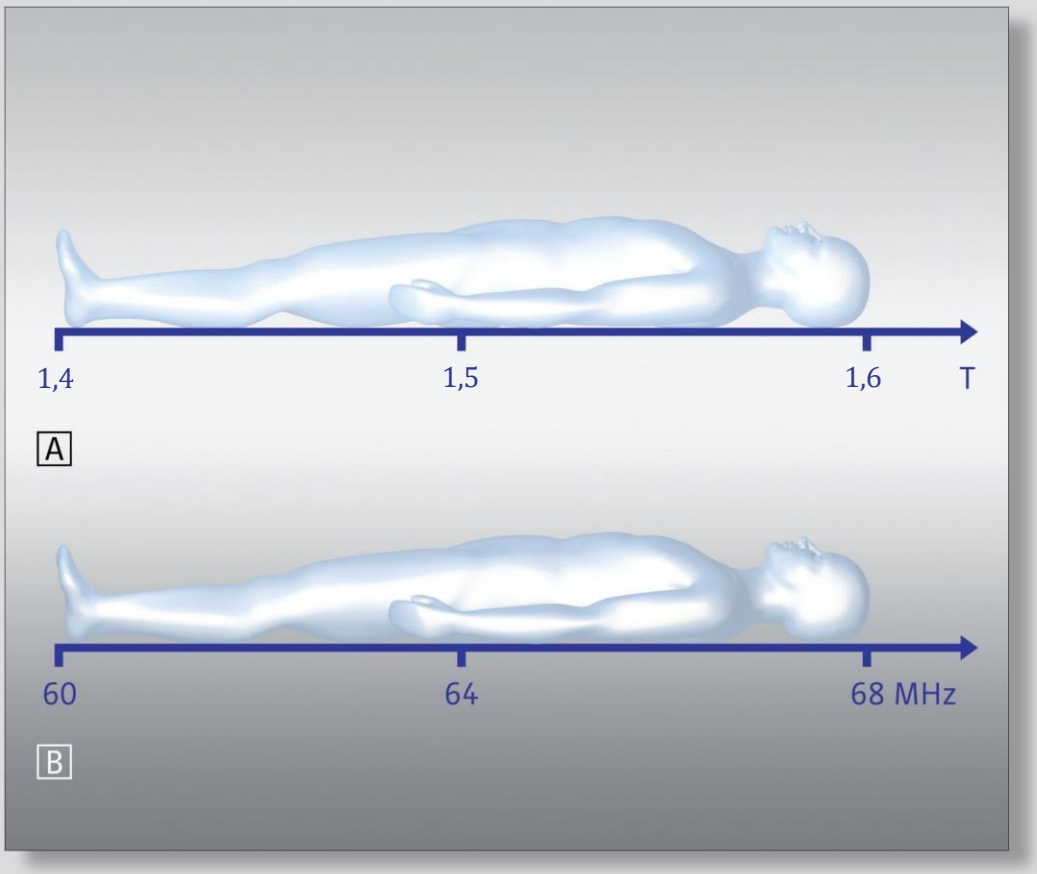


Fig. 57 : Les champs à gradient magnétiques sont superposés au champ de l'aimant RM, de sorte que différentes sections du corps subissent des champs magnétiques de différentes intensités. Sur l'illustration, l'intensité du champ magnétique qui en résulte passe de 1,4 Tesla aux pieds à 1,6 Tesla à la tête. Comme l'intensité du champ magnétique et la fréquence de précession/résonance sont directement corrélées (équation de Larmor), la fréquence de résonance aux pieds est d'environ 60 MHz, alors qu'elle est d'environ 68 MHz au sommet de la tête dans notre exemple. En sélectionnant une certaine fréquence d'impulsions RF, nous déterminons l'emplacement de la coupe que nous examinons.

RESTRICTED

Comment pouvons-nous déterminer ou sélectionner une certaine épaisseur de coupe?

Nous pouvons sélectionner une épaisseur de **coupe différente** de deux façons (figure 58) :

Une solution consiste à envoyer non seulement une fréquence spécifique (ce qui n'est pas fait dans la pratique), mais une impulsion RF qui a une gamme de fréquences, souvent appelée **bande passante**; plus la gamme de fréquences est large, plus la bande passante est importante, plus la coupe dans laquelle les protons seront excités est épaisse. C'est ce qu'illustre la figure 58.

Si nous utilisons une **impulsion RF** avec des fréquences de 64 à 65 MHz, nous obtiendrons l'épaisseur de la coupe 1 (figure 58A). Si, en revanche, nous n'utilisons que des fréquences de 64 à 64,5 MHz, les protons de la coupe 2, plus fine, seront visibles en résonance (figure 58B).

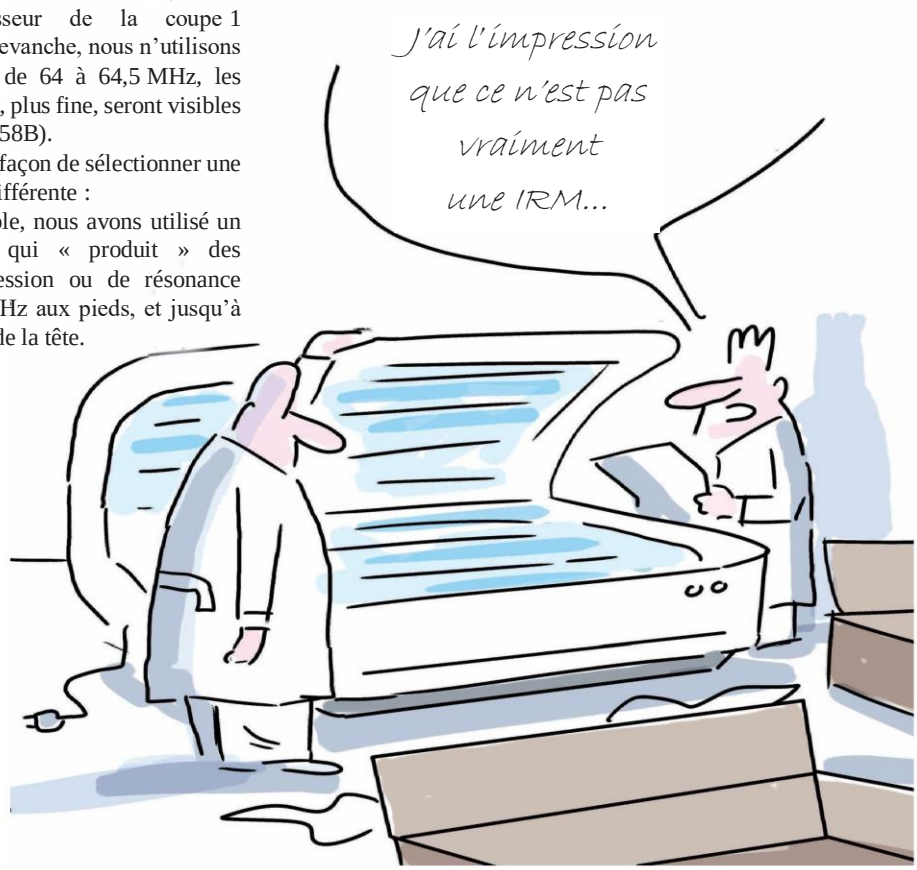
Il existe une autre façon de sélectionner une épaisseur de coupe différente :

Dans notre exemple, nous avons utilisé un champ à gradient qui « produit » des fréquences de précession ou de résonance commençant à 60 MHz aux pieds, et jusqu'à 68 MHz au sommet de la tête.

Cependant, si nous avons un champ à gradient plus raide, c'est-à-dire qui présente une plus grande différence d'intensité de champ sur une distance spécifique, les fréquences de précession varieront également dans une plus large mesure, disons de 56 MHz à 72 MHz.

Si nous utilisons maintenant une impulsion RF de la même bande passante que dans l'exemple A, contenant des fréquences entre 64 et 65 MHz, l'épaisseur de la coupe dans notre exemple C avec le champ à gradient plus raide est cependant plus petite que dans notre exemple A avec le champ à gradient moins profond.

Ainsi, en utilisant la même gamme de fréquences radio, la même bande passante, l'épaisseur de la coupe peut être modifiée par la pente du champ à gradient.



RESTRICTED

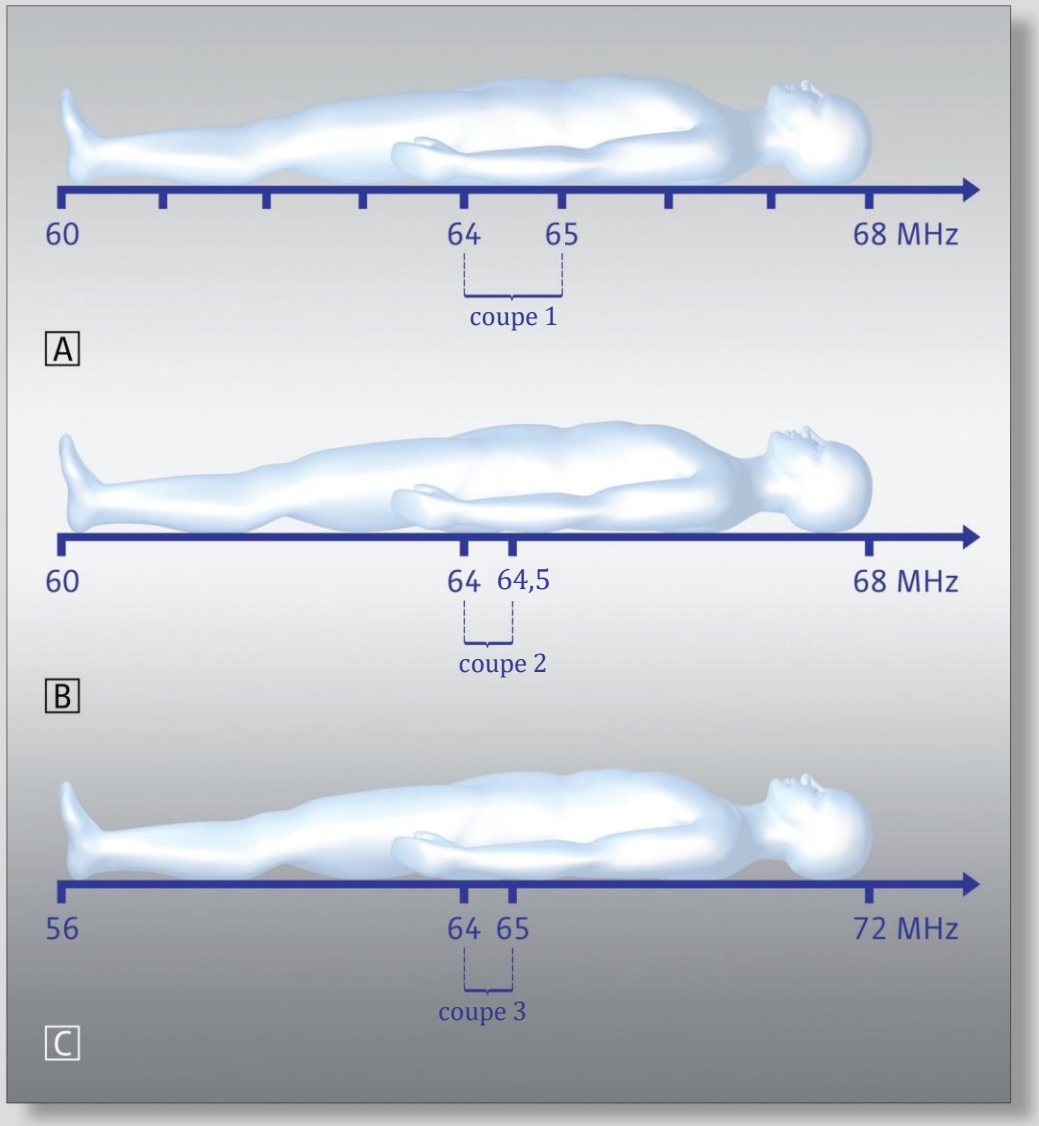


Fig. 58 : Il existe deux façons de déterminer l'épaisseur d'une coupe. La première consiste à utiliser une impulsion RF qui n'a pas seulement une fréquence spécifique, mais une certaine gamme de fréquences, appelée bande passante. Si, par exemple, nous envoyons une impulsion RF, qui contient des fréquences entre 64 et 65 MHz, les protons de la coupe 1 seront influencés par l'impulsion RF. Lorsque l'impulsion RF ne contient que des fréquences comprises entre 64 MHz et 64,5 MHz, et qu'elle a donc une bande passante plus petite, la coupe 2, qui est deux fois moins épaisse que la coupe 1, sera imagée. Lorsque la différence d'intensité du champ magnétique entre le niveau des pieds et celui de la tête est plus importante, c'est-à-dire lorsque le gradient magnétique est plus raide, la coupe qui en résulte sera plus fine, même si la bande passante de l'impulsion RF est la même. Ceci est illustré en (C), où l'intensité du champ magnétique varie davantage entre les pieds et la tête qu'en (A); les fréquences de résonance correspondantes sont de 56 à 72 MHz en (C) contre 60 à 68 MHz en (A). L'utilisation de la même impulsion RF contenant des fréquences de 64 à 65 MHz donne une image d'une coupe plus fine de 3 en (C) qu'en (A).

RESTRICTED