

Imagerie par résonance magnétique



Introduction

L'IRM est une mise en pratique du phénomène de la RMN. Le but des examens IRM est d'obtenir un **contraste** entre deux structures de nature différente pour pouvoir les **distinguer** : si deux zones ont le même comportement on n'a pas de contraste et si elles ont un comportement différent on a un contraste.

Le contraste peut se mesurer avec la formule $c = \frac{|L_{\text{tissu 1}} - L_{\text{tissu 2}}|}{L_{\text{tissu 1}} + L_{\text{tissu 2}}}$ avec L = luminance

Le contraste en IRM se définit par la traduction de différents signaux RMN par des niveaux différents de gris. Lors des mesures, on parlera d'**hypersignal** en clair et d'**hyposignal** en foncé (\neq hyper et hypodensité avec le scanner). Ces signaux seront **différents en fonction des tissus**.

Hypersignal

Hyposignal

Il y a 3 sources de contraste en IRM :

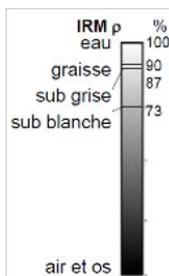
- ❖ Densité de proton ρ
- ❖ T1
- ❖ T2

On parlera de **pondération** (image pondérée en ρ , en T1 ou en T2), c'est-à-dire qu'on **privilégie un paramètre** sans totalement annuler les autres.

I. Les paramètres donnant un contraste en IRM

A) La densité de protons ρ

Le contraste **pondéré en ρ** dépend de la **concentration** de **noyaux d'hydrogène** (exprimée en %). Ainsi, plus un tissu comporte de noyaux d'hydrogène plus il apparaîtra en **hypersignal**.



Par exemple ici sur le diagramme on voit que l'eau donne un **hypersignal** (en blanc) car elle comporte **beaucoup** de noyaux d'hydrogène.

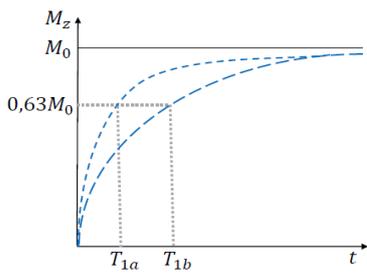
A l'inverse les tissus comportant **peu** de noyaux d'hydrogène comme l'os cortical ou l'air donnent un **hyposignal** (en noir).

• Attention c'est bien l'**os cortical** qui ne possède pas de protons. L'os médullaire lui en possède donc il donnera un signal élevé (gris/blanc).



Sur cette image IRM on voit bien la boîte crânienne constituée d'os cortical pauvre en protons en noir (hyposignal), la moelle osseuse riche en graisse donc riche en protons en blanc (hypersignal) et l'air des cavités nasales pauvre en protons en noir (hyposignal).

B) Le paramètre de relaxation T1



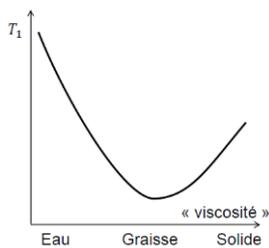
Rappel sur le cours de RMN : le **temps de relaxation T1** correspond au temps de recroissance en Z de la composante longitudinale de l'aimantation.

T1 diffère en fonction des tissus comme on le voit sur le graphique ci-contre, ainsi la recroissance est plus ou moins rapide selon le tissu.

En pratique T1 n'atteint jamais M_0 mais on considère qu'au bout de **4 x T1** on atteint **98%** de la valeur d'origine M_0 .

A savoir +++ :

- T1 court = hypersignal
- T1 long = hyposignal



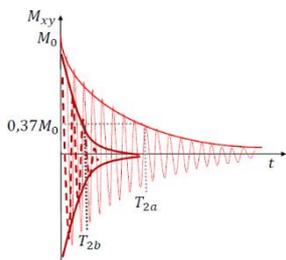
Selon ce graphique, les valeurs de T1 dépendent de la **viscosité**. Ici T1 prend donc différentes valeurs on fonction du tissu étudié +++ :

On voit qu'on a un **T1 long** pour l'eau → **hyposignal**

On voit qu'on a un **T1 court** pour la graisse → **hypersignal**

On voit qu'on a un **T1 moyen** pour le solide → signal **intermédiaire**

C) Le paramètre de relaxation T2



Rappel sur le cours de RMN : le **temps de relaxation T2** correspond au temps de projection de la composante transversale de l'aimantation dans le plan xoy, c'est-à-dire son temps de disparition.

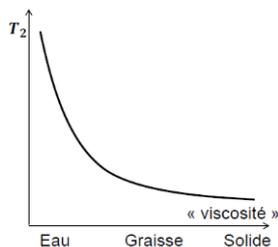
T2 diffère en fonction des tissus comme on le voit sur le graphique ci-contre, ainsi la disparition de la composante est plus ou moins rapide selon le tissu.

En pratique T2 n'atteint jamais 0 mais on considère qu'au bout de **4 x T2** il ne reste que **2%** du signal.

A savoir +++ :

- T2 long = hypersignal
- T2 court = hyposignal

● C'est l'inverse de T1 !



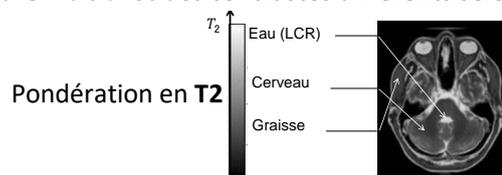
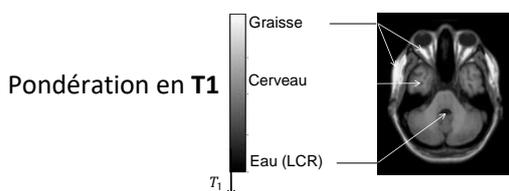
Selon ce graphique, les valeurs de T2 dépendent de la **viscosité**. Ici T1 prend donc différentes valeurs on fonction du tissu étudié +++ :

On a un **T2 long** pour l'eau → **hypersignal**

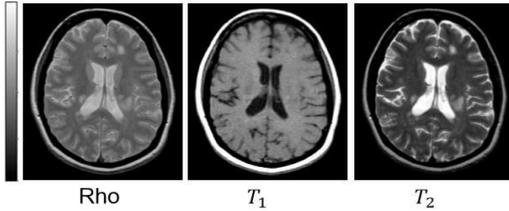
On a un **T2 moyen** pour la graisse → signal **intermédiaire**

On a un **T2 court** pour le solide → **hyposignal**

Ainsi on peut avoir des images de la **même structure** mais avec des **contrastes différents** selon la pondération.



D) Résultats



Ces trois sources de contraste nous permettent de savoir quel sera le **meilleur contraste** en fonction de la pathologie ou de la zone du cerveau que l'on veut visualiser.

Exemple : dans le tableau ci-contre on a les paramètres ρ , T1 et T2 de chaque tissu.

Si on veut mettre en évidence la **lésion** dans la **substance blanche**, il faudra une **pondération en T2** pour avoir le **contraste le plus élevé**.

Pourquoi ? On voit que la lésion et la substance blanche ont toutes les deux un ρ élevé donc on n'aura pas un fort contraste entre les deux. On voit aussi qu'elles ont toutes les deux un T1 élevé donc on n'aura pas de contraste non plus. Par contre on voit que la substance blanche a un T2 faible tandis que la lésion a un T2 élevé → contraste maximal !

	ρ (%)	T ₁ (ms)	T ₂ (ms)
Graisse	100	150	75
LCR	100	2500	1000
S. Grise	87	850	100
S. Blanche	73	750	90
Lésion (plaque) (Contraste/SB*)	95 (0,30)	780 (0,04)	620 (5,89)

Donc on choisit le contraste en fonction de ce que l'on cherche. La question maintenant est de savoir comment on favorise l'un ou l'autre des paramètres T1, T2 ou ρ .

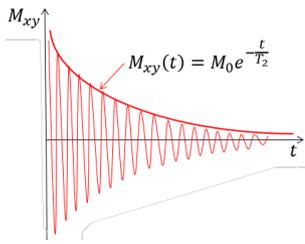
II. Les séquences en IRM

Les séquences en IRM sont définies comme l'**enchaînement des phases de résonance et de relaxation**. Quand on fait examen, on répète de multiple fois les phénomènes de résonance/relaxation, c'est le **rythme** avec lequel on les enchaîne qui va **déterminer la séquence** et qui permettra de **jouer sur les contrastes**. Ces paramètres sont choisis par l'opérateur.

A) Effets de la bascule $\pi/2$

Rappel sur le cours de RMN :

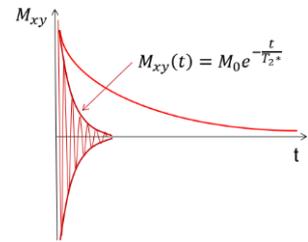
Phase de résonance	Phase de relaxation
<div data-bbox="341 1451 560 1644" data-label="Image"> </div> <p>On applique une onde de radiofréquence durant un temps tel que le champ magnétique va progressivement basculer, formant ainsi une enveloppe sphérique (demi sphère). On arrête d'envoyer la radiofréquence lorsque le champ magnétique est dans le plan horizontal xy, c'est-à-dire lorsqu'il a parcouru un angle de 90° ($\pi/2$).</p>	<div data-bbox="1023 1451 1225 1621" data-label="Image"> </div> <p>Le champ magnétique revient à sa position initiale (verticale) avec ses deux composantes :</p> <ul style="list-style-type: none"> - la composante horizontale Mxy qui tourne sur elle - même jusqu'à devenir nulle - la composante verticale Mz qui réapparaît progressivement pour retrouver la totalité de son signal en fin de séquence <p>C'est durant cette phase que l'on enregistre le signal en Mxy.</p>



Le signal en M_{xy} correspond à la **somme de tous les moments magnétiques des noyaux hydrogène**. En théorie on devrait alors avoir tous les noyaux d'hydrogène qui tournent sur eux même à la **même vitesse**, on dit alors qu'ils sont **en phase dans le plan XY**.

Si les noyaux d'hydrogène sont en phase on a un **signal fort** (cf graphique à gauche).

MAIS dans la réalité, chaque noyau d'hydrogène tourne à sa vitesse intrinsèque, donc ils auront tous une vitesse différente. Avec le temps le **déphasage** sera plus marqué, la courbe sera plus rapidement amortie et donc le signal sera **plus faible** (cf graphique à droite).



Le signal disparaît rapidement, il devient alors difficile de le mesurer. C'est pourquoi on a inventé la **séquence écho de spin**.

B) La séquence écho de spin

Pour **compenser le déphasage** des spins des protons on utilise le phénomène de la **séquence écho de spin**. Comment ?

- On laisse les spins les plus rapides devancer les plus lents pendant un **temps τ** , c'est-à-dire qu'on laisse le système **se déphaser**.

- Puis on effectue une **bascule de π** (c'est-à-dire en miroir, à 180°), ainsi les spins qui étaient plus rapides deviennent les derniers.

- On laisse le système évoluer pendant un **temps τ** , et vu que les vitesses de rotation des spins sont constantes, les spins vont se retrouver **en phase à nouveau**. On a alors un **écho**, et donc le **signal est augmenté**.

Analogie (pour comprendre) : c'est un peu comme si vous aviez des sportifs courant à une vitesse constante sur une piste d'athlétisme. Les plus rapides prennent de l'avance et plus le temps augmente plus cette avance augmente : c'est le déphasage. Au bout d'un moment on donne un signal pour que tous les coureurs fassent demi-tour. Les plus rapides retrouvent alors derniers mais comme ils courent vite ils vont rattraper les coureurs lents et ils vont se retrouver au même niveau, c'est-à-dire en phase.

Le signal obtenu avec la séquence écho de spin correspond à l'**enveloppe de tous les échos**.

Pour déterminer les paramètres de la séquence, et ainsi obtenir des contrastes différents, l'opérateur doit choisir :

- Le nombre d'échos
- Le TE = le temps d'écho
- Le TR = le temps de répétition, c'est le temps qui sépare la première bascule $\pi/2$ de la suivante (on fait plusieurs centaines de bascules $\pi/2$ pour chaque examen IRM)

L'opérateur choisit les TE et TR (= paramètres de séquence) contrairement aux paramètres de relaxation T1 et T2 qui sont propres aux tissus.

Avant de commencer la partie suivante, notez bien que :

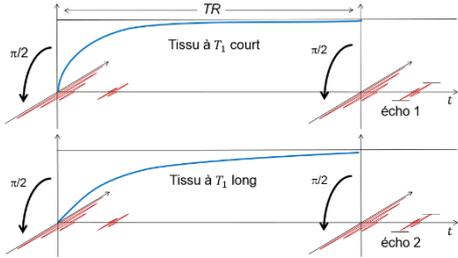
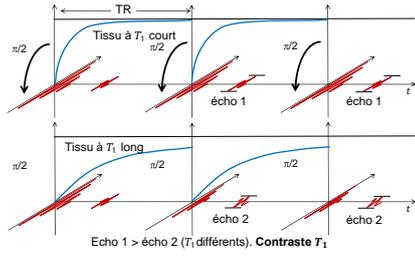
- Un **TR** est considéré comme **court** s'il est **inférieur à 500ms**. Il est considéré comme **long** s'il est **supérieur à 1500ms**.

- Un **TE** est considéré comme **court** s'il est **inférieur à 30ms**. Il est considéré comme **long** s'il est **supérieur à 80/90ms**.

C) Rapport entre les paramètres de la séquence et ceux de la relaxation

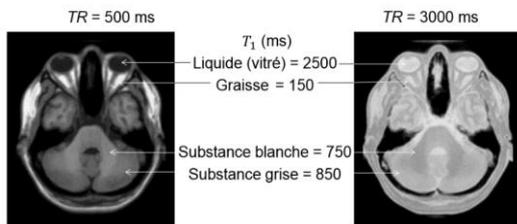
1 – Rapport entre le TR et T1

Le **TR** est le temps qui sépare deux bascules $\pi/2$ et **T1** est le temps que met la composante verticale de la magnétisation pour recroître.

Si on choisit un TR long	Si on choisit un TR court
 <p>- Si on a un tissu avec un T1 court, la composante verticale recroît assez vite donc le tissu retrouve rapidement sa valeur d'équilibre</p> <p>- Si on a un tissu avec un T1 long, la composante verticale recroît plus lentement que dans le tissu à T1 court, mais comme le TR est long, le tissu à T1 long aura le temps lui aussi de retrouver sa valeur d'équilibre.</p> <p>→ Du coup, même si ces tissus ont des T1 différents ils auront les mêmes échos pour un TR long donc pas de contraste !</p>	 <p>- Si on a un tissu avec un T1 court, on aura le temps de récupérer sa magnétisation verticale, donc lors de la bascule $\pi/2$, l'écho 1 sera d'amplitude maximale</p> <p>- Si on a un tissu avec un T1 long, au moment de la bascule $\pi/2$ le système n'aura pas eu le temps de récupérer complètement sa magnétisation verticale,</p> <p>→ Le tissu avec un T1 long donnera donc un écho d'amplitude plus petite que le tissu avec un T1 court donc on observera un contraste !</p>

++ On comprend alors que le TR court favorisera la pondération en T1 ++

Illustration :



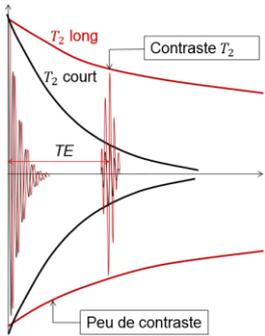
Sur cette coupe de la base du crâne, on veut distinguer les tissus **liquidiens** (T1 = 2500ms) des tissus **adipeux** (T1 = 150ms). Si on choisit un **TR long** (ici 3000ms) on remarque que les deux tissus **sont peu/pas contrastés**. En revanche on voit que si on choisit un **TR plus court** (ici 500ms) on aura un **contraste** entre le tissu adipeux et le liquide.

Pour un **TR long** (image de droite), la graisse et le liquide ont le temps de retrouver leur magnétisation maximum bien qu'ils aient un T1 différent → les deux donnent un hypersignal → **pas de contraste**
 ALORS QUE pour un **TR court** (image de gauche), la graisse a le temps de retrouver sa magnétisation maximale mais pas le liquide → la graisse est en hypersignal et le liquide est en hyposignal → **contraste**

2 – Rapport entre le TE et T2 ou ρ

Si on prend un **TR long** on élimine l'influence de T1 donc seuls T2 et ρ peuvent intervenir dans le contraste. Comment ? En jouant sur le TE.

a) Rapport entre le TE et le T2



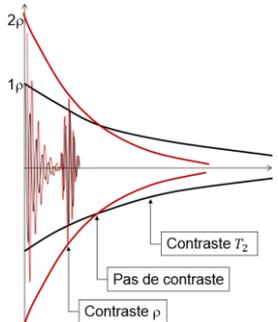
On prend deux tissus de ρ identiques et de T2 différents.

Sur le graphique ci-contre on voit que pour un **TE court** on a les **signaux** donnés par **T2 court** et par le **T2 long** qui sont quasiment **superposables**. Donc avec un TE court on n'observera **pas de contraste** lié au T2.

Par contre si on **augmente le TE**, on voit que le signal du **T2 court** et le signal du **T2 long** deviennent complètement **différents** ! On pourra donc observer un **contraste**.

++ On comprend alors que le TE long favorisera la pondération en T2 ++

b) Rapport entre le TE et le ρ



On prend maintenant des tissus de ρ différents et de T2 différents.

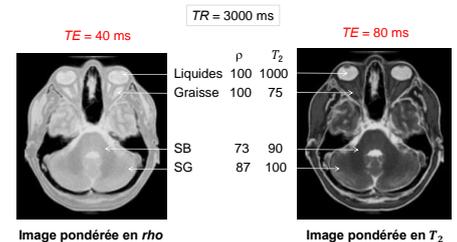
Sur le graphique ci-contre on voit que pour un **TE court** les **signaux** donnés par les tissus avec un ρ différent **ne se superposent pas** ! On aura donc un **contraste**.

Par contre on voit bien que si le **TE augmente**, ces signaux se rejoignent donc on n'aura **plus de contraste**.

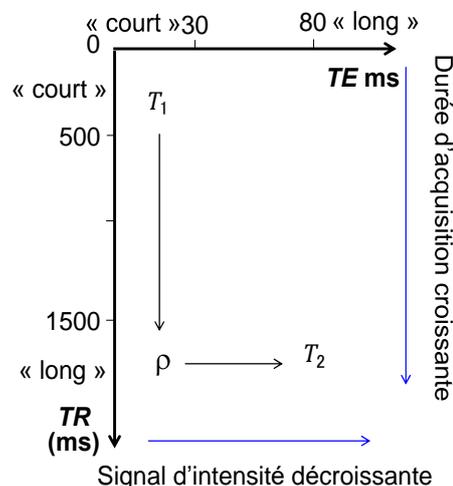
++ On comprend alors que le TE court favorisera la pondération en rho ++

Illustration : Si on reprend nos images de la base du crâne, on choisit un TR long de 3000ms (pour s'affranchir de T1) si on prend un TE long on aura un contraste différent de si on prend un TE court.

Ceci est bien lié au ρ et au T2, par exemple si on prend le globe oculaire et la graisse qui ont des T2 très différents on remarque que pour un TE court on a un peu de contraste par rapport à la graisse, alors que pour un TE long on aura un contraste puisque le TE long favorise le contraste en T2.



3 – Conclusion ++++++++ (à peu près la seule chose à retenir sur cette partie)



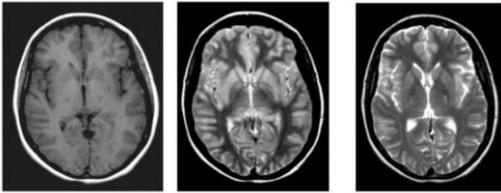
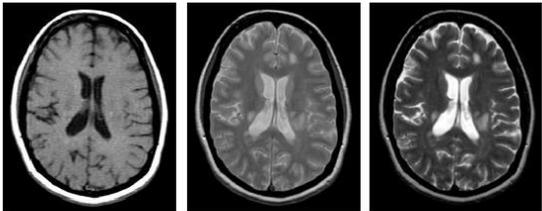
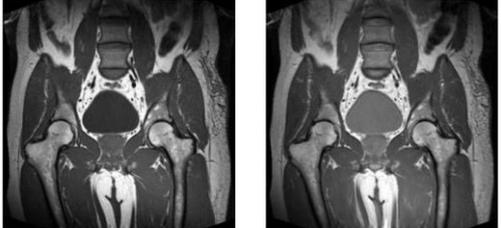
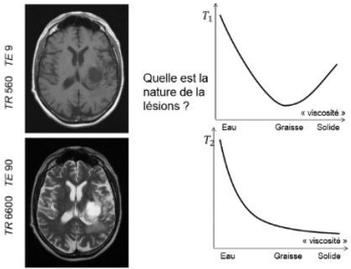
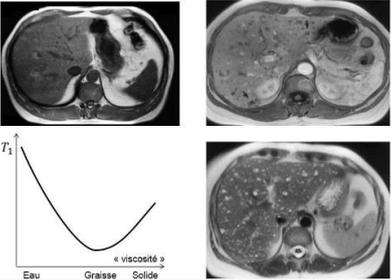
Ce schéma résume tout ce qu'on a dit, il montre comment les **paramètres de séquences TR et TE** (choisis par l'opérateur) influencent les **paramètres de relaxation T1, T2 et ρ** .

Si on choisit un **TR court**, l'image sera **pondérée en T1** (quel que soit le TE)

Si on choisit un **TR long**

- Avec un **TE court** l'image sera **pondérée en ρ**
- Avec un **TE long** l'image sera **pondérée en T2**

Exemples

 <p>TR 480 TE 10 TR 5000 TE 10 TR 5000 TE 103</p>	<p><u>IRM cérébrale en coupe transversale</u></p> <p>Quelle est la pondération de chaque image ?</p> <ul style="list-style-type: none"> - la 1^{ère} a un TR court et un TE court : pondération en T1 - la 2^e a un TR long et un TE court : pondération en p - la 3^e a un TR long et un TE long : pondération en T2
 <p>TR 480 TE 10 TR 3000 TE 14 TR 3000 TE 82</p>	<p><u>IRM cérébrale en coupe transversale</u></p> <p>Quelle est la pondération de chaque image ? On peut le trouver en observant l'image.</p> <p>On sait que les liquides ont un T1 et un T2 longs et on sait que le LCR se situe dans les ventricules latéraux. Un T2 long donne un <u>hyper-signal</u> tandis qu'un T1 long donne un <u>hyposignal</u>. Ainsi si on regarde au niveau des ventricules, sur l'image où ils sont <u>blancs</u> on a une pondération en T2 et sur l'image où ils sont <u>noirs</u> on a une pondération en T1.</p>
 <p>TR 490 TE 30 TR 1000 TE 30</p>	<p><u>IRM de l'articulation coxo – fémorale en vue antérieure</u></p> <p>à gauche : TR court donc pondération en T1 à droite : TR moyen et TE court donc pondération en p</p> <p>Attention : l'os minéral cortical (= purement calcique donc aucun protons) n'apparaît pas en p. Mais l'os médullaire comporte bien des protons dans la graisse, donc il génèrera un signal à l'IRM.</p> <p>On remarque la vessie (contenant du liquide), en <u>T1</u> en hyposignal (liquide en t1 = hypo signal) et en <u>p</u> un hypersignal car l'urine contient des protons.</p>
 <p>TR 320 TE 10 TR 3500 TE 126</p>	<p><u>IRM du rachis lombo – sacré en coupe sagittale</u></p> <p>A gauche : image en T1 et à droite : image en T2.</p> <p>On voit que le Liquide céphalo-rachidien (LCR) du canal rachidien est beaucoup plus visible en T2. (Pas de contraste en T1)</p> <p>Sur cette image on met en évidence une hernie discale qui comprime les nerfs causant une sciatique (petite encoche entre deux disques vertébraux).</p>
 <p>TR 500 TE 9 TR 6800 TE 90</p> <p>Quelle est la nature de la lésions ?</p> <p>« viscosité » Eau Graisse Solide</p>	<p><u>IRM du cerveau après chirurgie en coupe transversale</u></p> <p>Voici un patient qui vient de se faire opérer d'une tumeur au cerveau, on veut vérifier l'évolution de la lésion en post chir :</p> <p>En haut il s'agit d'une image pondérée en T1 En bas il s'agit d'une image pondérée en T2</p> <p>La zone post-opératoire est en hyposignal T1 et en hypersignal T2</p> <p>Quelle est la nature de la lésion ? (Rappel : Un T1 long et T2 Long donne du liquide)</p> <p>On en déduit alors que la lésion est liquidienne (eau).</p>
<p>Nature des lésions: Patient 1 Patient 2</p>  <p>TR 480 TE 10 TR 5000 TE 10 TR 5000 TE 103</p> <p>« viscosité » Eau Graisse Solide</p>	<p><u>Coupe transversale du foie de deux patients</u></p> <p>Quelle est la nature des lésions hépatiques chez ces deux patients ?</p> <p>Patient 1 : l'image est pondérée en T1 Patient 2 : l'image est pondérée en T1 en haut et T2 en bas.</p> <p>Pour le patient 1 on distingue des petites zones en hypersignal, ce sont des structures grassieuses car elles ont un T1 court. (Plaques de stéatose). Pour le patient 2, on distingue un hyposignal T1 et un hypersignal en T2, ce sont des kystes liquidiens car le T1 et le T2 sont longs.</p>