

## UE : Biopathologie moléculaire, cellulaire et tissulaire

Date : 18/02/2011  
Promo : PCEM2

Plage horaire : 17h-18h  
Enseignant : Grenier N.

### Ronéistes :

Nom Prénom du chargé de ronéo 1 mail  
Belcher Justin (justin.belcher@numericable.fr)

## **Sémiologie Radiologique: base d'interprétation et produits de contraste.**

I. Radiologie X

II. IRM

III. Echographie



Vous aussi écouté ***Bring Your Sista !***  
(cf. dernière page)

;)

## II. Imagerie par Résonance Magnétique

### 1. Facteurs de contraste

La différence avec les RX (scanner) réside dans la manipulation du signal qui ici est très flexible, variable, nous permettant ainsi de jouer sur plusieurs facteurs de contraste. La lecture est donc plus compliquée: en scanner il y a un facteur de contraste qui est le coefficient d'absorption, alors qu'en IRM il y a plein de choses qui rentrent en ligne de compte ce qui permet de sélectionner un facteur de contraste particulier dans une séquence donnée.

Les facteurs de contraste les plus importants sont les **temps de relaxation T1, T2, et la densité des protons**.

T1: temps de repousse de la magnétisation longitudinale

T2: temps de déphasage des protons dans le plan transversal

Densité de protons: c'est la quantité de protons dans les tissus

Le **contraste eau/graisse** est également important. On est constitué essentiellement d'eau mais aussi de graisse: il y a donc les protons dans H<sub>2</sub>O, mais aussi dans les groupements CH<sub>2</sub> (graisses). Et ces deux types de protons ne vont pas se comporter de la même façon, car leur fréquence de précession ou de résonance (fréquence de rotation autour de l'axe) respective n'est pas la même. On va donc pouvoir jouer là-dessus pour obtenir soit l'image de l'eau ou de la graisse uniquement, soit les deux ensemble.

Il y a aussi le **flux**. Le sang en déplacement va générer du signal, permettant ainsi l'imagerie vasculaire: angio-IRM.

(Mr. Grenier laisse tomber la susceptibilité magnétique et le transfert de magnétisation)

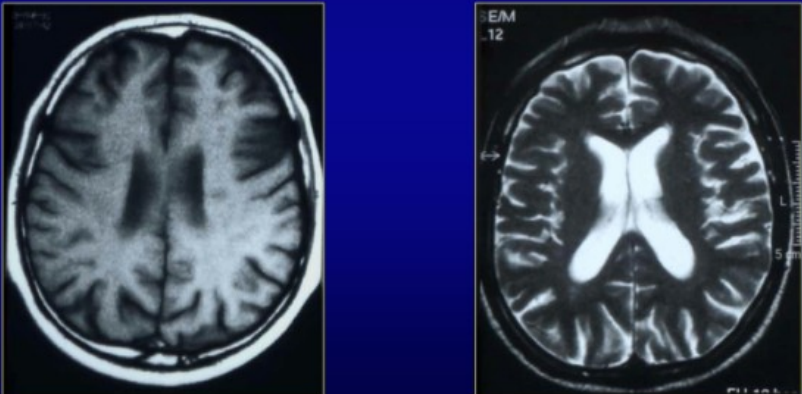
Enfin il y a la **diffusion** qui a aussi son importance nous allons le voir.

### 2. Sémiologie selon la pondération

#### a) Séquence de pondération en T1 et T2: SpT1 et SpT2

**Séméiologie selon la pondération**

<b>SpT1 :</b> <ul style="list-style-type: none"><li>- Liquides en hypOsignal</li><li>- Tissus mous en signal intermédiaire</li><li>- Graisse en hypERsignal</li></ul>	<b>SpT2 :</b> <ul style="list-style-type: none"><li>- Liquides en hypERsignal</li><li>- Tissus mous en hypOsignal</li><li>- Graisse en signal variable</li></ul>
---	--



En T2 comme la graisse est variable on peut la négliger. Nous devons être capable de distinguer une image en T1 d'une image en T2. Le contraste entre substance blanche et substance grise s'inverse entre le T1 et le T2: en T1 la SB est blanche et la SG est noire, alors qu'en T2 c'est l'inverse la SB est noire et la SG est grise/blanche. Donc entre T1 et T2 le contraste des tissus est très différent.



Autre exemple, sur l'IRM du rachis lombaire on voit mal le cône médullaire en T1 mais par contre on a un très bon contraste en T2 entre le LCR et le canal médullaire.

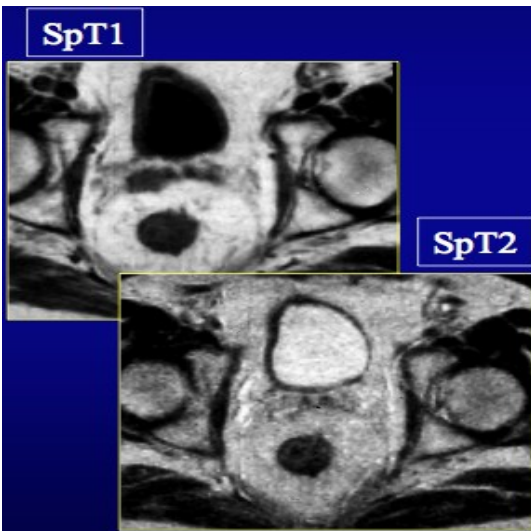
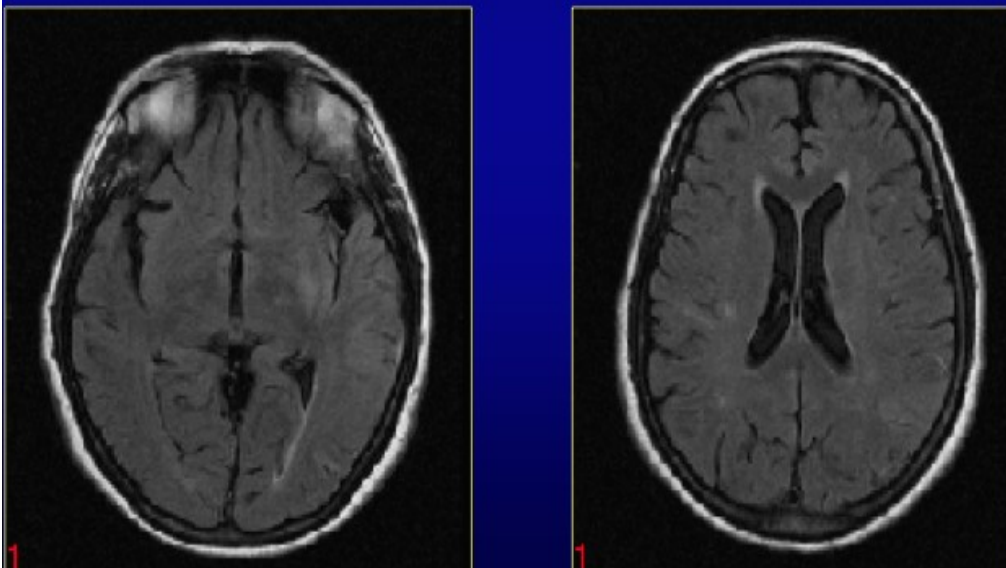


Image de la vessie avec l'urine en hyposignal en T1 et en hypersignal en T2.

b) Variantes des séquences de pondération

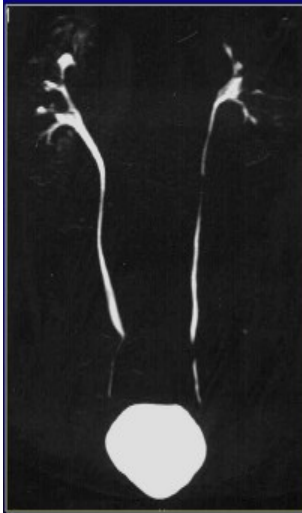
**Variante 1: SpT2 avec effacement du LCR : FLAIR**



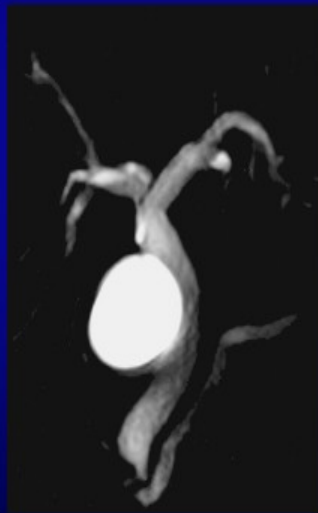
La pondération est bien en T2 mais le LCR est noire!

Grâce à cette technique on peut visualiser des petites plages d'hypersignaux dans la SB en regard des cornes frontales des ventricules latéraux. Sans l'effacement de l'hypersignal du LCR on serait incapable de les visualiser car celui-ci éblouirait et ruinerait le contraste. Cela permet d'augmenter le contraste en T2 et ainsi de détecter des anomalies.

**Variante 2: SpT2+++ avec effacement des tissus :  
séquences d'« hydro-IRM »**



Voies excrétrices  
urinaires :Uro-IRM



Voies biliaires :  
Bili-IRM +++



LCR : Myélo-IRM

On élimine les tissus pour ne garder que les liquides. On réalise une séquence *très* pondérée en T2 et on se débrouille pour éteindre les tissus. Plus on va loin dans le T2 plus les tissus sont atténués et plus les liquides ressortent: on obtient une image d'**hydro-IRM**. Cette méthode est intéressante car c'est la seule façon d'analyser les voies biliaires de façon non invasive (avant on faisait un cathétérisme endoscopique du duodénum pour aller cathétériser la papille et y injecter un produit de contraste, ou alors on piquait le foie). Aujourd'hui

on réalise des bili-IRM, outil qui a transformé la prise en charge de la pathologie biliaire.

Autre variante, on peut manipuler le signal entre l'eau et la graisse (rappel: fq de résonance des protons H2O et CH2 différente).

**Variante 3 : SpT1 ou SpT2 avec effacement de la  
graisse : séquences en « saturation de graisse »**



On peut sélectionner tous les protons (eau+graisse) ce qui correspond à l'image "standard" (gauche). Mais la graisse nous éblouit si on veut étudier l'articulation plus en détail, donc on supprime le signal de la graisse par saturation des protons CH2 en début de séquence qui du coup ne peuvent plus participer au signal. On obtient alors une image uniquement constituée des signaux des protons H2O: apparition du liquide intra-articulaire, des cartilages, de

la silhouette des ligaments croisés et distinction des ménisques.

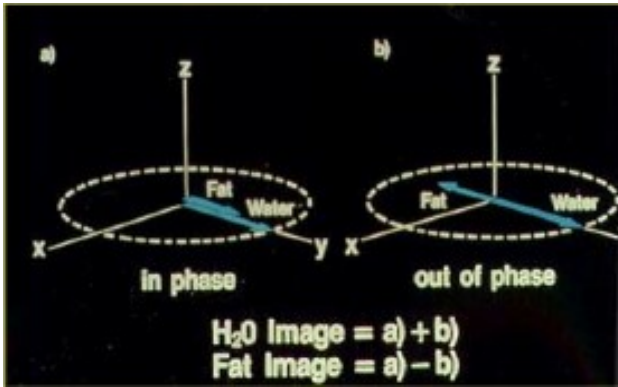
C'est intéressant pour déterminer un oedème osseux suite à un traumatisme: on note alors la présence d'un hypersignal dans l'os.

Le fait d'effacer la graisse permet donc de révéler des hypersignaux qui seraient "noyer" par celle-ci. On peut donc faire le rapprochement avec le **FLAIR** dont l'objectif est in fine le même.

On a donc considéré l'eau et la graisse ensemble ou séparés, mais on peut aller encore plus loin...

Maintenant, on va faire une soustraction de l'un par rapport à l'autre.

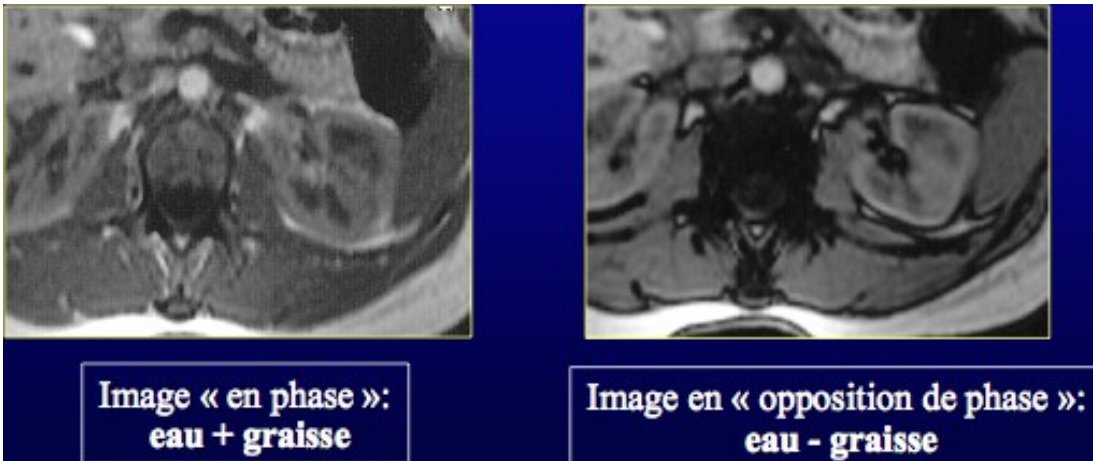
**Variante 4:** SpT1 avec effacement des tissus contenant de la graisse ou des liquides: séquence en opposition de phase.



On se place dans le plan de rotation des protons (ils tournent autour de l'axe **z** de l'aimant). Les protons de l'eau vont courir plus vite que les protons de la graisse. Donc à un moment donné les protons H<sub>2</sub>O se trouveront à l'opposé des protons CH<sub>2</sub>: c'est l'**opposition de phase**. A l'inverse, lorsque nos deux vecteurs sont colinéaires et dans le même sens nos protons H<sub>2</sub>O et CH<sub>2</sub> sont **en phase**. En réalisant une image à chacun de ces deux moments, on aura un résultat différent.

En phase on obtient l'image "standard" eau+graisse. Pour ce qui est de l'opposition de phase, considérons une unité volume (constituant l'image) composée de 50% d'eau et 50% de graisse: comme les protons sont en opposition de phase ça s'annule. C'est-à-dire que **le signal va s'éteindre dans les zones où il y a 50% d'eau et 50% de graisse**.

L'exemple le plus typique est la stéatose hépatique quand le foie se charge en lipides. Pour la détecter on réalise ce type d'image en opposition de phase et le foie devient tout noir.



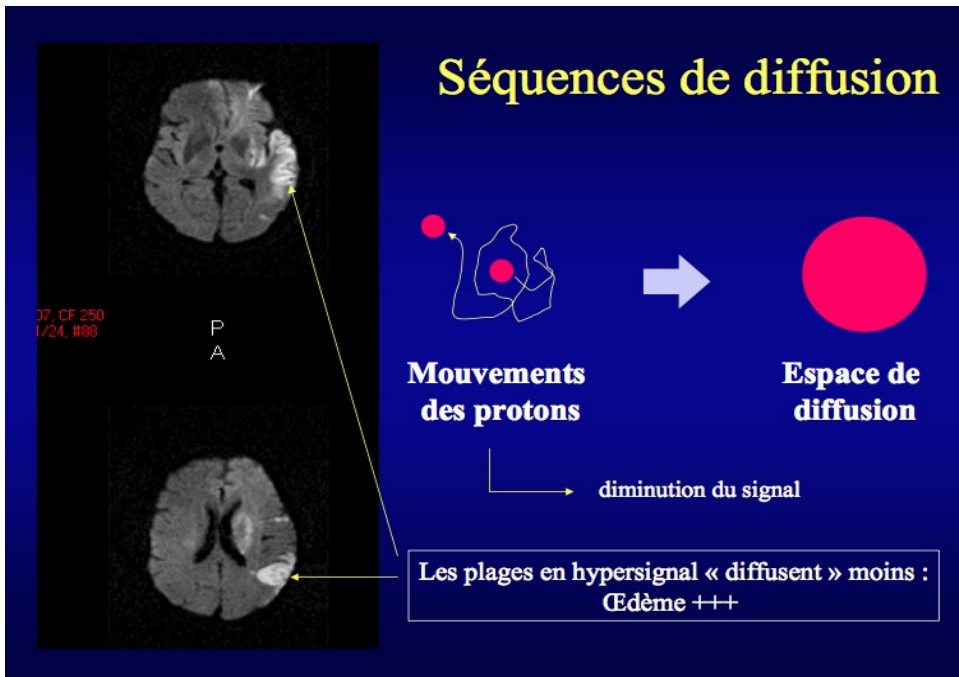
Même chose pour la moelle du rachis (ci-dessus): composée de moelle grasseuse et hématopoïétique, elle devient noire par opposition de phase.

Permet de caractériser des tumeurs à composante lipidique (carcinome du rein, du foie, adénome de la surrénale....).

**Ne pas confondre opposition de phase et saturation de graisse:** dans la première il reste de la graisse, on ne supprime que quand il y a un mélange eau/graisse. Dans la seconde on supprime 100% du signal de la graisse.

### c) Séquence de diffusion

Utilisée dans beaucoup de domaines, en particulier la neurologie (recherche d'AVC) et la cancérologie (détection métastase +++).



Les protons se déplacent dans le tissu. En se déplaçant ils vont se déphaser. Grâce à une séquence particulière on peut saisir ce petit déphasage, donc saisir le mouvement, et ainsi le quantifier pour obtenir un coefficient de diffusion. Tout ça se produit à l'échelle macroscopique. Et ce mvt ce fait dans un espace plus ou moins important: plus le proton se déplace, plus l'espace de diffusion est grand.

Ainsi ce qui crée le contraste dans une séquence pondérée en diffusion, ce sont les différences de vitesses de diffusion.

Ci-dessus on a un patient qui a fait un AVC. Le signal reste important dans le territoire en blanc car ça a très peu déphasé, ça ne bouge pas. Donc ce qui est blanc c'est le territoire où il n'y a quasiment plus de diffusion, c'est le territoire d'ischémie qui a conduit à l'infarctus. C'est le seul examen qui permet de mettre en évidence un infarctus cérébral. C'est maintenant utilisé dans d'autres domaines comme la cancérologie, parce que dans les tumeurs il y a une densité cellulaire très forte, avec beaucoup moins d'espace interstitielle que dans les tissus normaux, où les zones tumorales apparaissent sous forme de "spots" blancs.

N'étant jamais satisfait à 100% malgré tous ces facteurs de contrastes, le monde médical a créé des produits de contraste...

### **3. Produits de contraste « gadolinés »**

Le gadolinium est une terre rare très toxique. Pour désintoxiquer cet ion, il faut le lier à un ligand, le chélate.

Ces chélates de gadolinium vont rehausser le signal en T1. **On ne fait pas de séquence en T2 après du gadolinium!** Ça n'est utilisé qu'en T1.

La pharmacocinétique est la même que pour les produits iodés et là aussi il y a des inconvénients. Par contre la toxicité néphrotique n'existe pas aux doses utilisées. C'est très intéressant car les limites des produits iodés utilisés chez les patients atteints d'IR sont dépassées grâce à l'IRM et à l'injection de gadolinium. Il peut y avoir des réactions allergiques mais moins qu'avec les produits iodés.

Il y a une complication gravissime (mortelle) apparue récemment (2007) liée à une fibrose d'abord des tissus sous cutanés puis profonds: c'est la fibrose néphrogénique systémique. On disait que ces produits étaient supers, qu'ils n'étaient pas toxiques, et donc ils furent délivrés à des doses très élevées. Résultat on a découvert une toxicité que l'on ne connaissait pas. Désormais on sait

que c'est lié certains ligands, donc à certains produits uniquement. Parfois la liaison entre le gadolinium et son ligand étant insuffisante, l'ion Gd est libéré et induit la fibrose (car toxique sous sa forme libre).

### **III. Echographie**

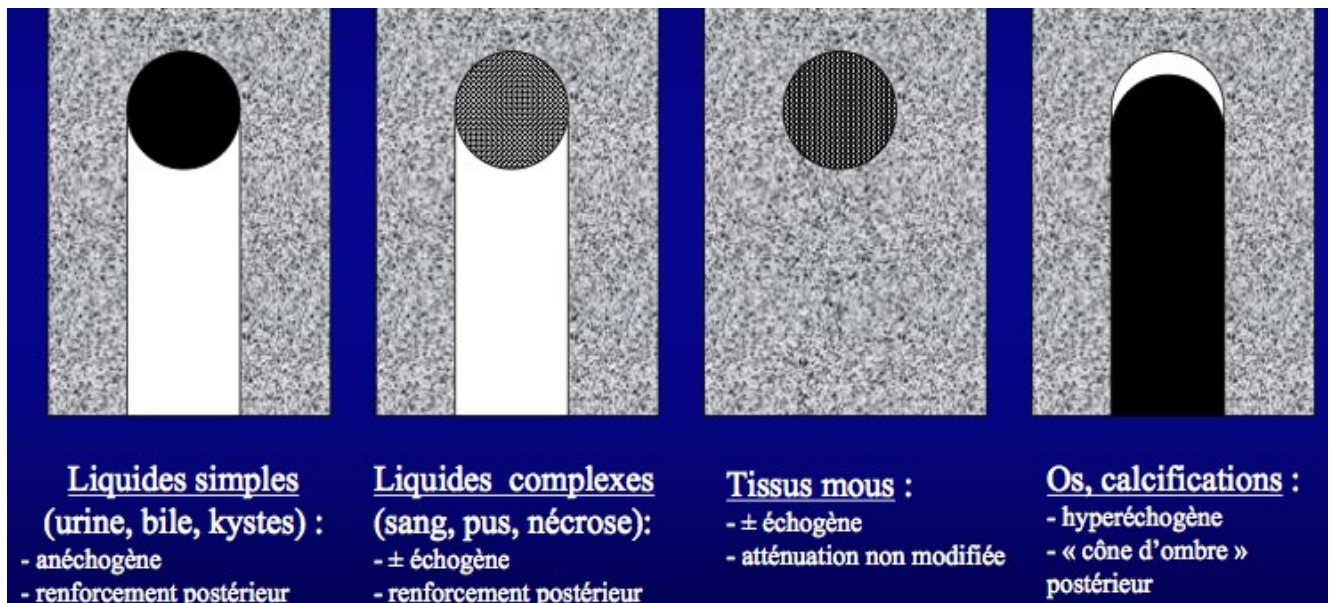
Technique la plus utilisée dans un grand nombre de pratiques médicales.

#### **1. Principe**

Une sonde (comportant des éléments piézoélectriques qui vibrent suite à une stimulation) produit un faisceau ultrasonore qui traverse les tissus. À chaque fois qu'il traverse une interface dite acoustique (sépare deux milieux d'impédance différente) il y aura une réflexion. Donc on a plein de réflexions au fur et à mesure de la propagation des ultrasons. Le signal va donc être fonction de cette **réflexion**, mais pas seulement. Le deuxième facteur de contraste qui agit sur le signal est l'**absorption ou atténuation**. Du coup si on ne traite pas le signal, celui-ci ne sera présent qu'en surface et pas en profondeur. Sans correction du signal on ne pourrait rien voir.

Pour comprendre la sémiologie en échographie, il faut comprendre qu'on a corrigé l'image.

#### **2. Sémiologie de l'échographie: base du contraste**



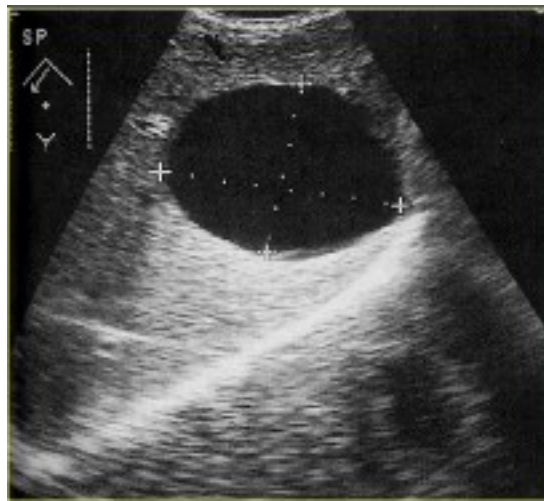
Ces 4 images sont corrigées car le tissu est homogène de la surface à la profondeur (zone grise). Pour séparer et caractériser ces tissus il faut tenir compte de deux choses:

- l'échogénéité, qui traduit la réflexion
- et ce qui se passe en arrière, qui traduit l'atténuation

Le premier type de tissus (*première image*) que l'on rencontre sont les liquides simples (eau, urine, bile, kyste...). Rappelons que dans les liquides les ultrasons traversent sans rencontrer d'interfaces acoustiques. Donc la réflexion est nulle, la structure liquidienne est dite anéchogène. Ceci est notre premier élément de contraste. Mais en arrière on a une traînée blanche = **renforcement postérieur**.

Celui-ci s'explique par l'atténuation: le faisceau ultrasonore a été atténué lors de sa propagation dans le tissu représenté en gris ci-dessus. Puis on l'a corrigé sinon le tissu n'apparaîtrait qu'en superficie, le reste ayant été trop atténué pour être visible. Mais quand le faisceau va traverser le kyste ou poche liquidienne (rond noir sur l'image), Il ne va pas être atténué! Du coup en arrière du kyste, la correction qui a été appliquée à l'ensemble du tissu gris va devenir une **surcorrection**.

En effet l'intensité du faisceau à l'entrée du kyste et à sa sortie, est la même. Alors que le faisceau ayant traversé le tissu gris sur une épaisseur correspondant à celle du kyste, aura quand à lui été atténué. Ainsi l'intensité ultrasonore après le kyste sera plus forte qu'ailleurs: en fait on crée un gradient d'intensité entre le faisceau qui a traversé le liquide et celui qui n'a pas traversé. Ceci résulte en une **surbrillance** en arrière de la structure liquidienne, alors qu'il s'agit du même tissu.



Exemple d'un kyste hépatique

Donc ce sont ces deux éléments (réflexion/atténuation) qui nous permettent de dire qu'une structure correspond à un liquide simple (kyste, vésicule biliaire...).

Prenons maintenant des liquides plus complexes (*image 2*) comme le sang par exemple (même si c'est relativement liquide car riche en eau), ou alors du pus qui est générateur d'échos car il y a plein de cellules mortes à l'intérieur. On a donc un certain niveau d'échogénicité (=réflexion) car ces liquides complexes présentent des interfaces acoustiques, mais comme ça reste très liquidien l'atténuation sera aussi très faible donc on aura également une surbrillance du tissu en arrière.

Maintenant, si on a une tumeur dans un tissu: il s'agit alors de tissu dans du tissu (*image 3*). On aura alors un certain degré de réflexion, donc ce sera +/- échogène, cad relatif à l'organe en question. Mais par contre en arrière l'atténuation sera identique pour le faisceau qui aura traversé la tumeur et celui qui ne l'aura pas traversé. Donc parfois les deux tissus sont iso-échogènes et on ne voit rien sans produits de contraste. Concernant la graisse, celle-ci est hyper-échogène mais ça n'est pas spécifique: autant en scanner on mesure et si ça fait -400 on est sûr que c'est de la graisse, autant en échographie on est pas sûr, ça pourrait être autre chose.

En gros faut retenir que: si j'ai pas de renforcement en arrière c'est qu'à priori c'est solide, dans le cas contraire c'est liquide.

À l'inverse (*image 4*) il y a des structures très atténuante comme de l'os ou des calcifications (fémur, lithiase vésiculaire, lithiase vésicale). On observe un écho très fort avec une espèce de croissant en surface, on parle alors de miroir acoustique. Et par contre on a une atténuation très importante, c'est ce que l'on appelle le cône d'ombre postérieur.

### 3. **Doppler**

Aujourd'hui on peut avoir l'information des flux grâce aux ultrasons et à l'effet Doppler. Cette méthode a transformé la pratique de l'échographie. Elle permet d'abord de faire de l'hémodynamique, de savoir comment circulent les artères (détection de sténose, shunt, etc...). Elle permet également de voir comment sont vascularisés les organes. Mais le Doppler ne montre que



les gros et petits vaisceaux: **on ne voit pas les capillaires avec le Doppler**. Donc ce n'est pas de la perfusion tissulaire mais de l'imagerie anatomique des vaisceaux. Par exemple on ne verra pas la vascularisation des pyramides de malpighi dans le rein, car celles-ci sont constituées de capillaires.

Là aussi il y a des produits de contraste, mais ils sont très récents. Ce sont des microbulles, plus petites que les globules rouges de manière à ce qu'elles puissent circuler, mais bien sûr ça reste trop gros pour pouvoir franchir la barrière capillaire. C'est donc une distribution unicompartmentale. Le résultat est un réhaussement qui est fonction de la perfusion du tissu. En terme de tolérance, ces produits sont très bien tolérés, il n'y a quasiment pas de contre-indications.

*'That's all for now folks'*

## Pause!!

Parce qu'il faut bien se détendre après une P1 de ouf !!!

Alors y en qui vont dire que c de la pub, ils n'ont pas tort et alors ?!

C pour ça qu'on regarde TF1, M6 et qu'on arrive 10 min avant la séance au ciné...



### **TRY IT !!!**

**BRING YOUR SISTA** sur myspace

Savoureux mélange de rock/funk/reggae/rap issu de la rencontre de 5 'hipsters' sans prétention dans les cafés enfumés d'Amsterdam (d'où le titre de l'une de leur chanson). Quittant Bordeaux direction Paname, où ils ont fait une brève apparition sur le Grand Journal, ils débarqueront à Carcan Scène (c pas loin) en Juin.

Alors faites du bruit pour **B.Y.S !!!** ça vous changera de Bieber (qui s'est d'ailleurs coupé les tifs je crois...).

En vous souhaitant un pur orgasme auditif, ou plus...