

- 2 param. Echographie → impédance acoustique (se modifie entre les milieux)  
 ↳ atténuation du son par les tissus.  
 en coupe uniquement (2D, 3D, Doppler) Structural
- 3 param. RMN → densité  $\rho$  en protons  
 ↳ temps de relaxation T1 et T2 Structural  
Fonctionnel  
 en coupe uniquement (IRM, Spectroscopie RMN)
- 1 param. Radiologie → coefficient d'atténuation  $\mu$ . Structural  
 en projection (Radiographie, Ostéodensitométrie)  
 en coupe (3D: Tomodensitométrie) Irradiant
- 2 param. Médecine nucléaire → Concentration radioactive locale  
 ↳ Coefficient d'atténuation  $\mu$  Fonctionnel  
 en projection (Scintigraphie planaire) Irradiant  
 en coupe (Tomoscintigraphie = TEMP, TEP)

## Echographie

- Perte d'énergie :
- Diffraction géométrique (Chps proximal / Chps distal)
  - Reflexion et Réfraction (Impédance  $Z_{ad} = \sqrt{Z_1 Z_2}$ )
  - DIFFUSION (Réflexion spéculaire - miroir parfait)
  - Absorption tissus ( $I = I_0 \cdot e^{-\alpha x}$ , air @ @)
    - ↳ Fréquence élevée, atténuation imp!

- Le même transducteur est alternativement émetteur et récepteur
- La résolution axiale ⇒ dépend de la durée d'impulsion  
 ⇒  $\frac{1}{2} (\lambda \times \Delta t) \rightarrow$  vitesse dans le milieu
- Structure anéchogène ⇒ peu ou pas visible.
- 2 modes de fonctionnements Doppler
  - continu → Etude sens d'écoulement @ Calcul des débits.
  - pulsé → Même pression sur la zone de mesure.  
 ↳ Limitation en profondeur.

cristaux E et R séparés

## Analyse du Doppler

- Acoustique → Pulsé pour une artère  
↳ Continu pour une veine.
- Visuelle → bleu (s'approche du capteur)  
↳ rouge (s'en éloigne)  
↳ vert pour évaluer les turbulences

## Application des Ultra-Sons en Thérapie

- Effets thermiques des US (dermato, rhumato)  
↳ atténuation = transfert d'E au milieu.
- Effets mécaniques ⇒ sur les liquides = Cavitation  
passage à l'état gazeux des gaz dissous  
⇒ sur les solides = Fragmentation  
Lithotripsie extra-corporelle.

## RMN

$$\gamma = \frac{M}{L} = \frac{e}{2m}$$

Il existe une relation entre champs magnétique et courant élect.  
⇒ Loi de Lenz  
↳ Rotation horizontale à la spire nécessaire.

⇒ Sens du courant dépend du sens du mouvement et du type de pôle (Nord ou Sud)

Champs  $B_0$  ⇒ délivré par l'appareil, intense et permanent.  
⇒ crée un effet de couple = mouvement de précession.  
⇒  $M_z$  est positif mais non détectable.  
↳ colinéaire à  $B_0$ , c'est de la torsion, intensité faible.  
 $M_T$  est nul à l'équilibre.

\* Sans  $B_0$ , pas d'info, pas de  $\vec{M}$  macro ⇒  $M_z = 0$  et  $M_T = 0$   
↳ désordre dans les directions d'aimantation et de moment.

Champs tournant  $B_1$  = onde EM dite de radio fréquence.  
⇒ permet d'égaliser les populations  $E_g$  et  $E_a$  (= Résonance)  
⇒ les protons basculés se mettent en phase (= synchronisés)  
⇒  $M_z = 0$  et  $M_T$  est maximal.

\* Arrêt de RF (=  $B_1$ ) →  $T_2$  = Tps de relaxation spin-spin (pas d'échange E)  
= traduit état liaison noyau au nu moléculaire.

$T_1 \gg T_2$   
Ils sont indépendants,  $T_1$  = Tps de relaxation spin-réseau (transfert E)  
= traduit état liaison noyau au nu tissulaire.

**RMN (suite)**

- On ne sait mesurer que  $M_x$
- Valeur de  $M_z$  accessible qu'à  $t=0$
- Pas d'analyse précise pour les liquides.

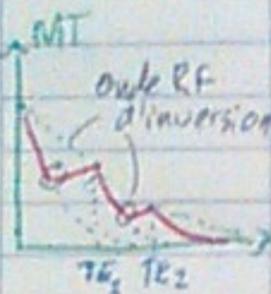
$$M_0 = \rho \cdot M$$

$$M_z(t=TR) = M_0 \cdot (1 - e^{-TR/T_1})$$

$$M_x(t) = M_z(t=TR) \cdot e^{-TE/T_2}$$

- TE** et **TR** ont une influence importante sur les contrastes,  $\rightarrow$  permet une inversion de contrastes.

- Une application  $\oplus$  longue de RF permet de compenser:
  - les inhomogénéités locales de  $B_0$  (Fixe) sans toucher la vraie relaxat°
 Car en plus, la relaxat° T2 est totalement aléatoire!
  - À Au tps  $t=TE$ , on a accès au T2 vrai!



**Frequence de Larmor**  $\nu_0 = B_0 \cdot \gamma / 2\pi$

- Variat° de la fréquence d'un point à un autre, grâce à un gradient de champs ( $B_0 + \Delta G$ )  $\Rightarrow$  localisat° de chaque pt dans l'espace.
- Le gradient  $G$  n'est appliqué que pendant le passage de l'onde RF
- Le Nettoyage du signal (parasite dû aux zones adjacentes de la coupe)  $\Rightarrow$  Transformation de Fourier.

**Formation image dans le plan**

- Une ligne dans la coupe  $\Rightarrow$  Gradient selon  $G_x$  ( $B_0 + G_x y$ )  $\Rightarrow$  Pr n lignes, il faut une durée de  $n \cdot TR$
- Un pixel dans la ligne  $\Rightarrow$  Calcul position grâce à la phase.
- $\Rightarrow$  Pas de Gradient selon  $G_y$ , sinon redondance
- Lecture de la coupe à  $t=TE$

**Deroulement d'un examen IRM**

- Imagerie en T1 (TR court, TE court) 2 à 3 min
- Imagerie en T2 (TR long, TE long) 6 à 8 min.
- Imagerie avec modificateur de contraste (Gadolinium) + T1

Gadolinium

- Modificateur de contraste**  $\rightarrow$  Propriété électronique (non nucléaire)  $\rightarrow$  Agent para-magnétique.
- $\rightarrow$  Modif Tps relaxat° des noyaux  $^1H$
- $\rightarrow$  Modif fréquence résonance perçue des  $^1H$  (on modifieant  $B_0$  local)
- $\rightarrow$  Ne modifie pas les images en T2
- $\rightarrow$  N'est pas directement l'élément mis en évidence.

## Image de Projection ( $\Rightarrow$ Principe Imagerie planaire) Radiologie Médécine nucléaire

- Bijection : un seul pt de l'image = un seul pt de l'objet
- Connaissance de la direction des lignes de projection des pts de l'objet sur l'image

## Radiologie

Production des Rayons X : Bombardement cible métallique (anode tournante) avec un faisceau d'électrons.

$\hookrightarrow$  Deux mécanismes simultanés

Spectre de RAIES  $\Leftarrow$  Rayonnement de Fluorescence  $\rightarrow$  Excitat° atome  $\rightarrow$  St quantig  $\rightarrow$  Rayons X  
Spectre Continu  $\Leftarrow$  Rayonnement de freinage  $\rightarrow$   $E_c$   $\ominus$  perdu en  $Fct^\circ$  distance du rayon.

## Interaction avec la matière

- Pas d'interaction = Direction connu
- Effet photo-électrique = Arrêt du photon!
- Effet Compton = Erreur de localisation! (Photon diffusé)
- Effet de Materialisation (Prod de  $e^-$  et  $e^+$ )  $\rightarrow$   $(\gamma_1) + (\gamma_2)$  Ne concerne pas la radiologie

\* L'atténuation dépend du produit  $\mu \cdot x$  :  $I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$

$\hookrightarrow$  Le noircissement du film = traduct° visuelle des variations locales du Facteur d'atténuation

Coef. d'atténuat° global =  $\mu_{tot} = \mu_c$  (Effet Photo-élect) +  $\mu_s$  (Effet Compton)

$$\text{Contraste} = C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

Modif de Contraste : air  $\ominus$   
Tobe digestif : cavité  $\ominus$  Sel barym  $\oplus$   
Vaisseaux ds le sang  $\ominus$  Composés iodés  $\oplus$   
implantés  $\ominus$  Repère métallique  $\oplus$

Modifier comportement organisme pour aussi sur le contraste  $\rightarrow$

diabétique, médic cardio-vac, aliment pour vider la vésicule biliaire  $\downarrow$

\* Il existe une addition de l'atténuation des  $\oplus$  corps traversés

$\hookrightarrow$  Solutions : clichés de profils / position de patient  
- compression (ballon...) - tomographie

## Scintigraphie

Technetium  $^{99m}\text{Tc}$  : artificiel  
 $T_{1/2} = 6 \text{ h}$   $\gamma$  pure = 140 keV  
facilement dispo.  
marque de nb molécule.

- mesure facile et sensible, act. faible, isotope naturel
- image fonctionnelle  $\oplus$  info quantitative
- pas d'effets secondaires (faible dosimétrie)
- accumulation  $\oplus$  au phénomène étudié.
- sélectivité des organes.
- IV (90%) et Attente variable, 1 ou Pls clichés.
- L'irradiat°  $\propto$  avec la durée exam ou nb de clichés.

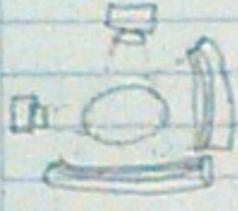
Principe de la  $\gamma$ -camera.

- Collimateur (direct° connu) - Photo-multiplicateur (Ampli signal)
- Cristal de NaI (Flash lumineux = détecteur) - Spectrométrie (défect effet Compton)

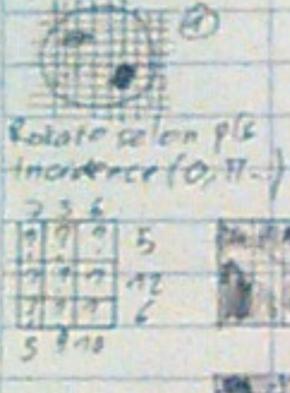
\* Effet Distance importante sur le contraste (E base)  $\neq$  Radiologie  
Irradiation comparable entre la radiologie et la scintigraphie

**Imagerie tomographique.** Voxel = Volume de l'objet sous le pixel.

**TDM** Faisceau plat, rotation autour de l'axe du corps. (à 1 sec)  
Somme des  $\mu$  élémentaires, indépendant de x



**TDM actuels** => pls barettes de détecteurs mobiles (64-...)  $\neq 3^\circ$  gen  
helicoidal, Radial @ 0 1 ou 2 tubes ( $E_1 = E_2$  : Rapidité (1/4 de tours)  
Produit de contraste @ @  $E_1 \neq E_2$  : Caractérisat° tissulaire)



**Conventions** : définition d'une matrice avec des pixels à taille fixe  
↳ pour trouver une valeur de  $\mu$  dans chaque pixel :

- Méthodes algébrique (type carré magique)
- Méthodes non algébrique (Retro projection / Epannage)

Filterée si lorsque  $\mu = 0$  dans  $J$  ↳ addit° rayonne atténuat° on conserve les direct° acquises  
des directions croisé, on supprime l'info => artefact de reconstruction

**VE Hounsfield** : 2000 valeurs de  $\mu$  de -1000 à 1000

Pour une même coupe, pls Fenêtres (= mode de contraste) donc pls prises.

↳ TDM (transmission) => Rayon X, origine extra-corp  
TEMP (tomoséantigraphie) => Rayon  $\gamma$ , origine corp

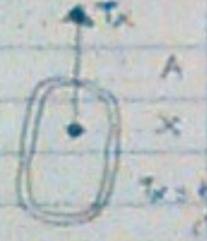
**TEMP** (y-camera)

L'atténuation perturbe la tomoséantigraphie que la scintigraphie planaire.  
↳ facteur **LIMITANT** : mesure [x] faussé  
qualité reconstruct° altérée

$T_x \propto Cdv e^{-\int_x^A \mu dx}$

Equation d'atténuation

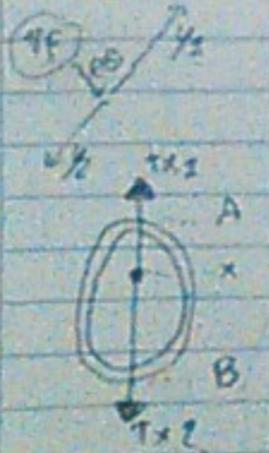
On veut connaître  $Cdv$  (l'activité) mais on ne connaît pas  $\mu$   
distance Ax approximative.  
↳ Solut° : mesure de la transmission (valeur  $\mu$ ) et profondeur objet  
=> Fusion TEMP-TDM



**TEP** Couvrons de détecteur individuel, PAS de Collimateur.  
Détection par coïncidence : si 2 photons détectés en  $\odot$  (los)

$^{18}F$  : émetteur de  $\oplus$   
 $T_{1/2} = 110 \text{ mn}$   
 $^{18}F$  DG : traceur  
(FDOPA, FET etc...)

↳ Technique du Tps de Val = Mesure du  $\Delta t$  entre 2 arrivées de photons issus du  $\odot$ .  
Coincidence, issus de la même annihilation.



Equation d'atténuation. => Cette fois, la distance AB est connue  
=> Seul  $\mu$  reste à déterminer

Correction de l'image : permet restitution des Frontières ovalo-sigues.  
parfois cache la présence d'anomalie  
↳ Nécessite d'avoir des images avec et sans correction.

Quantification SUV => en valeur absolue. (Standard Uptake Value)  
↳ valeur quantitative  $\oplus$  précise qu'on conventionnelle.