

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 ρ en protons

↳ temps de relaxation T1 et T2

Structural
Fonctionnel

en coupe uniquement (IRM, Spectroscopie RMN)

1 param

Radiologie → coefficient d'atténuation μ (Structural)

en projection (Radiographie, Ostéodensitométrie)

en coupe (3D: Tomodensitométrie)

Irradiant

2 param

Médecine nucléaire → Concentration Radioactive locale

↳ Coefficient d'atténuation μ

en projection (Scintigraphie planaire)

Fonctionnel

en coupe (Tomoscintigraphie = TEMP, TEP)

Irradiant

Echographie

Perte d'énergie : Diffraction géométrique (Chps proximal / Chps distal)

Réflexion 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

→ $\frac{1}{2} \sqrt{v} \times \Delta t$ → vitesse dans le milieu

Structure anéchogène → peu ou pas visible

2 modes de fonctionnements Doppler

- continu → Etude sens d'écoulement @ Calcul des débits
cristaux E et R séparés
↳ Recherches des sténoses artérielles.

- pulsé → Même précision sur la zone de mesure

↳ Limitation en profondeur

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 chps magn et courant elect.

→ 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 ds le tps, Intensité faible.
 M_T est nul à l'équilibre.

* Sans B_0 , pas d'info, pas de $\vec{M}$ macro → $\vec{M}_z = 0$ et $\vec{M}_T = 0$
→ désordre dans les directions aimantation et om.

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 (= synchro)
→ $M_z = 0$ 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 nv moléculaire.

$T_1 \gg T_2$

Ils sont indépendants.

T_1 = Tps de relaxation spin-réseau (transfert E)
= traduit état liaison noyau au nv tissulaire.

RMN (suite)

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

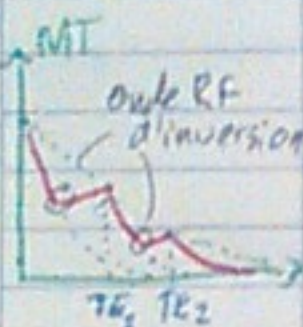
$$M_0 = \rho \cdot M$$

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

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

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

- Une application $\oplus$ longue de RF permet de compenser:
 - les inhomogénéités locales de B_0 (Fixe) sans toucher la vraie relaxation.
- Car en plus, la relaxation T_2 est totalement aléatoire!
 - $\rightarrow$ Au tps $t=TE$, on a accès au T_2 vrai!



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

- Variation de la fréquence d'un point à un autre, grâce à un gradient de champs ($B_0 + \Delta G$) $\Rightarrow$ localisation 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 ($B_0 + G_x y$) $\Rightarrow$ 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 $t=TE$

* Déroulement d'un examen IRM

- Imagerie en T_1 (TR court, TE court) 2 à 3 min
- Imagerie en T_2 (TR long, TE long) 6 à 8 min.
- Imagerie avec modificateur de contraste (Gadolinium) + T_1

Gadolinium

- Modificateur de contraste $\rightarrow$ Propriété électronique (non nucléaire) $\rightarrow$ Agent para-magnétique.
- $\rightarrow$ Modif tps relaxation des noyaux 1H
- $\rightarrow$ Modif fréquence résonance perçue des 1H (on modifie B_0 local)
- $\rightarrow$ Ne modifie pas les images en T_2
- $\rightarrow$ Met pas directement l'élément mis en évidence.

Image de Projection ($\Rightarrow$ Principe Imagerie planaire) Radiologie médicale 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 $\rightarrow$ Excitation atome $\rightarrow$ St quantifié $\rightarrow$ Rayons X
Spectre Continu $\Leftarrow$ Rayonnement de freinage $\rightarrow$ E_e $\odot$ perdu en E_{ct} distance du rayon.

Interaction avec la matière

- Pas d'interaction = Direction connue
- Effet photo-électrique = Arrêt du photon!
- Effet Compton = Erreur de localisation! (Photon diffusé)
- Effet de Materialisation (Pied de e^- et e^+) $\odot + \odot$ Ne concerne pas la radiographie

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

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

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

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

Modif de Contraste : air $\odot$

Tube digestif : cavité $\Leftarrow$ Sel barym $\oplus$

Vaisseaux ds le sang $\Leftarrow$ Composés iodés $\oplus$

implanté $\Leftarrow$ Repère métallique $\oplus$

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

diagnostique, médic cardio-vac, aliment pour vider la vésicule biliaire $\odot$

* 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}Tc : artificiel
 $T_{1/2} = 6 \text{ h}$ γ 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 $\odot$ au phénomène étudié.
- sélectivité des organes.
- IV (90%) et Attente variable, 1 ou Pls clichés.
- L'irradiat^o $\propto$ avec la durée exam ou nb de clichés.

Principe de la γ -camera.

- Collimateur (direct^o connu)

- Cristal de NaI (Flash lumineux = détecteur)

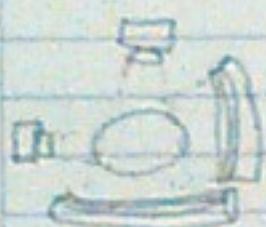
- Photo-multiplicateur (Ampli signal)

- Spectrométrie (défaut effet Compton)

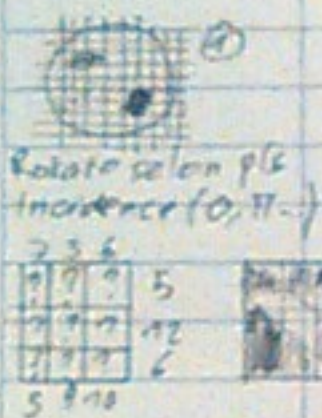
* Effet Distance importante sur le contraste (E basel $\neq$ Radiologie)
Irradiation comparable entre la radiologie et la scintigraphie

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

TDM Faisceau plat, rotation autour de l'axe du corps ($\approx 1 \text{ sec}$)
Somme des μ elementaires, indépendant de x



TDM actuels $\Rightarrow$ pls barrettes de detecteurs mobiles (64-128) $\neq 3^\circ$ gen
helicoidal, Radial $\odot \odot$ 1 ou 2 tubes ($E_1 = E_2$: Rapidité (1/4 de tour)
Produit de contraste $\odot \odot$ ($E_1 \neq E_2$: Caractérisat° tissulaire)



Conventions : définition d'une matrice $\odot$ avec des pixels à taille fixée
 $\hookrightarrow$ pour trouver une valeur de μ dans chaque pixel :

- Methodes algebrique (type carré magique)
- Methodes non algebrique (Retro projection / Epannage)

Filtrée si lorsque $\mu = 0$ dans $\odot$ $\hookrightarrow$ addit° rayonne atténuat° on conserve les direct° acquises
Info $\Rightarrow$ ∇ artefact de reconstruction

UE Hounsfield : 2000 valeurs $\odot$ de μ de -1000 à 1000
air eau os compact

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

$\hookrightarrow$ TDM (transmission) $\Rightarrow$ Rayon X, origine extra-corp
TEMP (tomoséintigraphie) $\Rightarrow$ Rayon γ , origine corp

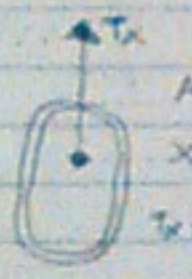
TEMP (y-camera).

L'atténuation perturbe $\odot$ la tomoséintigraphie que la séintigraphie planaire.
 $\hookrightarrow$ Facteur LIMITANT : mesure [x] faussé
qualité reconstruct° altérée

$$T_x \propto Cdv e^{-\int_A^x \mu dx}$$

Equation d'atténuation

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

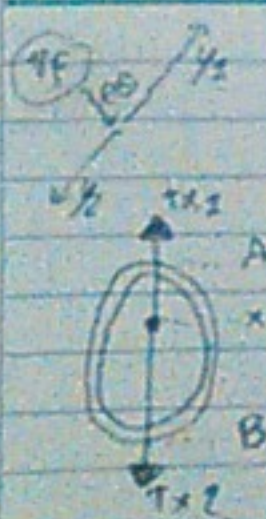


TEP Couronne de detecteur individuel, PAS de Collimateur.
Detection par coïncidence : si 2 photons detectés en $\odot$ (los)

coïncidence, issus de la même annihilation.

$\hookrightarrow$ Technique du Tps de Vol = Mesure du Δt entre 2 arrivées de photons issus du $\odot$.

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



Equation d'atténuation $\Rightarrow$ Cette fois, ... la distance AB est connue
 $\Rightarrow$ Seul μ reste à déterminer

Correction de l'image : permet restitution des Frontières anisotropiques.
parfois cache la présence d'anomalie
 $\hookrightarrow$ Nécessite d'avoir des images avec et sans correction.

Quantification SUV $\Rightarrow$ en valeur absolue. (Standard Uptake Value)
 $\hookrightarrow$ Valeur quantitative $\odot$ précise qu'on conventionnelle.