

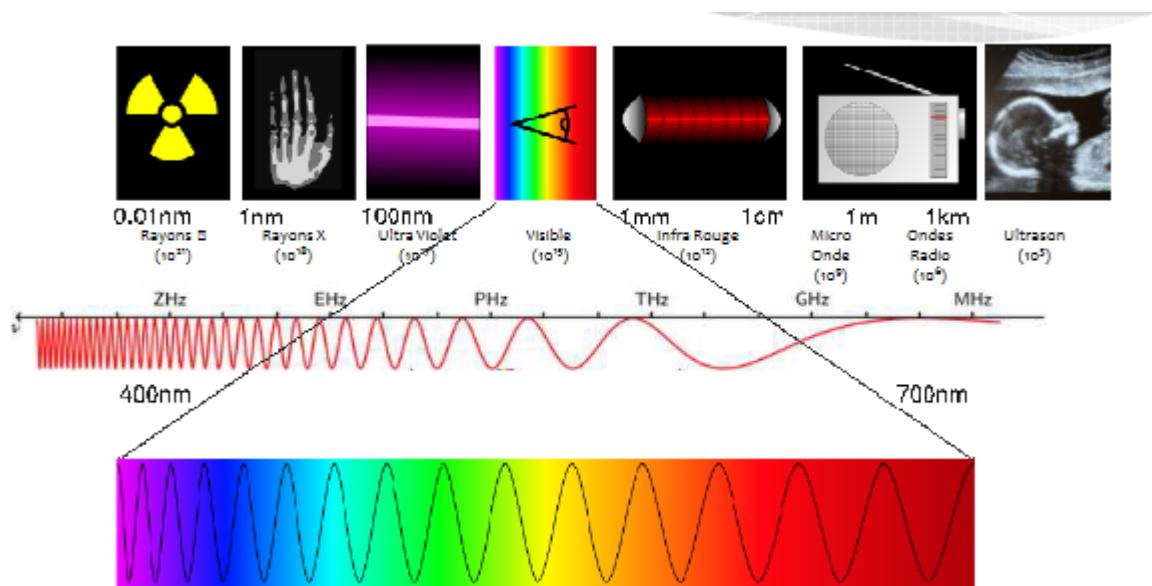
CM1

- Contrairement à l'imagerie conventionnelle, les images médicales ne proviennent pas de la réflexion de la lumière
- Le spectre lumineux visible ne permet pas de voir à travers la peau et les organes
- Révolution médicale
 - L'imagerie médicale repousse les frontières du visible et transforme la démarche diagnostique
 - L'imagerie médicale permet d'examiner l'intérieur du corps d'un patient sans l'opérer

La première image médicale date de 1895

- Roentgen, Physicien Allemand travaille sur les rayons cathodiques (Tube de Crookes)
 - Constate qu'une plaque photographique située en face du tube devient fluorescente
 - Même en interposant divers objets
 - Même si le tube est dans un caisson opaque
- Publication en décembre 1895 dans le bulletin de la société physico-chimique. 4 conclusions :
 - Rayon X sont absorbés par la matière en fonction de la masse atomique des atomes absorbants
 - Rayons X sont diffusés par la matière, c'est le rayonnement de fluorescence
 - Rayons X déchargent les corps chargés électriquement
 - Rayons X impressionnent la plaque photographique
 - Il a immortalisé cette découverte en imprimant sur une photo la main de la femme, Berta
- "La possibilité de voir à travers le corps humain donnera au médecin un puissant moyen d'investigation".
- Imagerie Morphologique
 - Étude de l'anatomie ou de la structure des organes
 - Organes divers, durs ou mous, de taille, volume ou forme diverse, immobiles ou en mouvement, vaisseaux
 - Radiographie, Scanner X (TDM), IRM, Échographie
- Imagerie fonctionnelle et moléculaire
 - Étude de processus biochimiques et physiologiques
 - Flux sanguin, activité électrique, métabolisme du glucose, consommation d'oxygène
 - Indispensable pour statuer sur la nature d'une anomalie anatomique
 - Imagerie scintigraphique, TEP, SPECT, IRMf (IRM fonctionnelle), échographie

Ondes électromagnétiques



IRM -> entre Micro-Onde et Ondes Radio

Infra-rouge et Ultra violet -> Surtout utilisé en chimie

Rayons X -> Trop haute exposition = pas bon

Rayon Gamma -> Utilisé en médecine nucléaire

Objectifs de l'imagerie médicale

- Aide à la décision et au diagnostic
- Traitement d'un grand nombre de données
- Geste médical et chirurgical assisté par ordinateur (planification et intervention)
- Mesures quantitatives non invasives
- Visualisation scientifique

Techniques d'imagerie

Révolutions technologiques

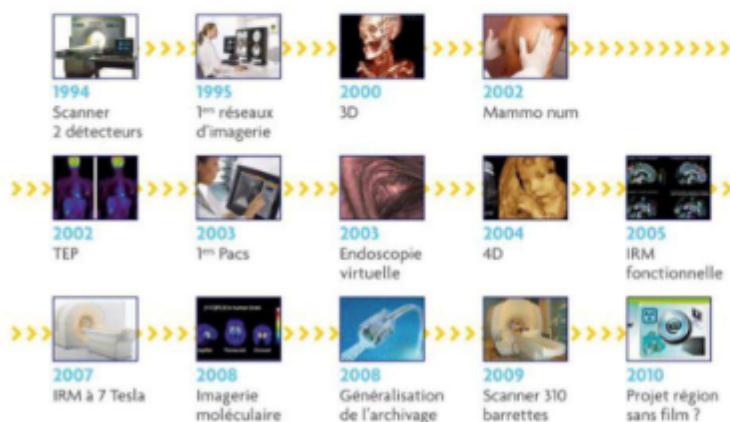
De 1895 à 1990, évolution technologique permanente



Des prix Nobel en cascade

1901 - [Wilhelm Conrad Röntgen](#)
1903 - [Marie Curie](#)
1903 - [Henri Becquerel](#)
1904 - [Lord Rayleigh](#)
1915 - [William Bragg](#)

De 1990 à aujourd'hui, accélération brutale :



The Nobel Prize in Chemistry
1921 - [Frederick Soddy](#)
1922 - [Francis William Aston](#)

The Nobel Prize in Physiology Medicine
1979 - [Godfrey N. Hounsfield](#)

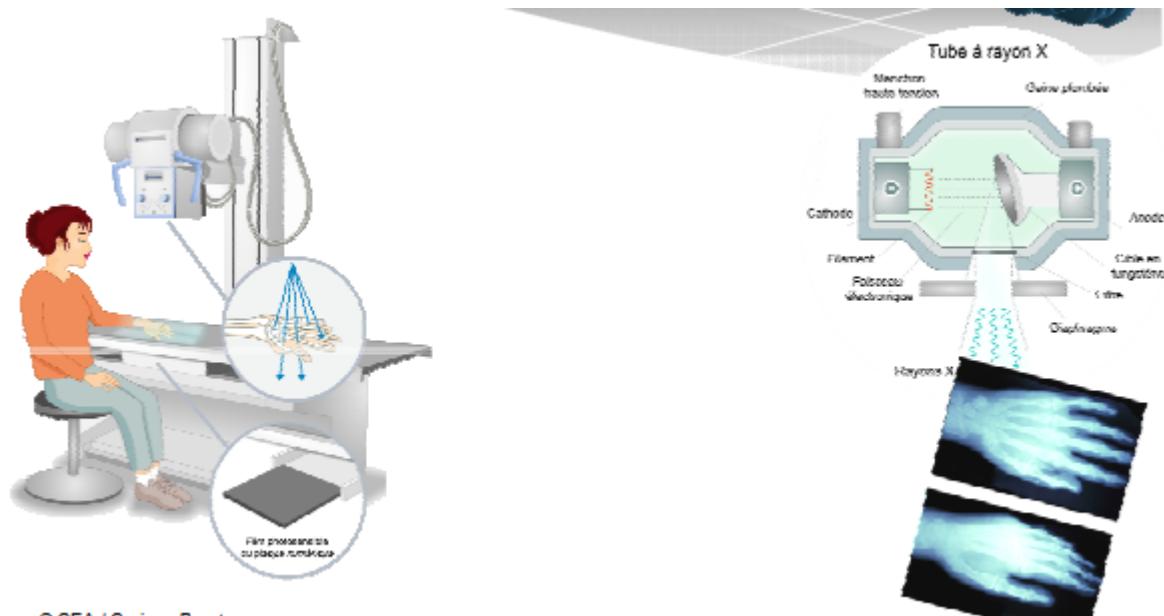
The Nobel Peace Prize
1995 - [Joseph Rotblat, Pugwash Conferences on Science and World Affairs](#)

1992 physique : Charpak

© INRA Lyon / Dr Mu

Radiographie

- Les rayons X sont produits par un générateur X ou tube à rayon X

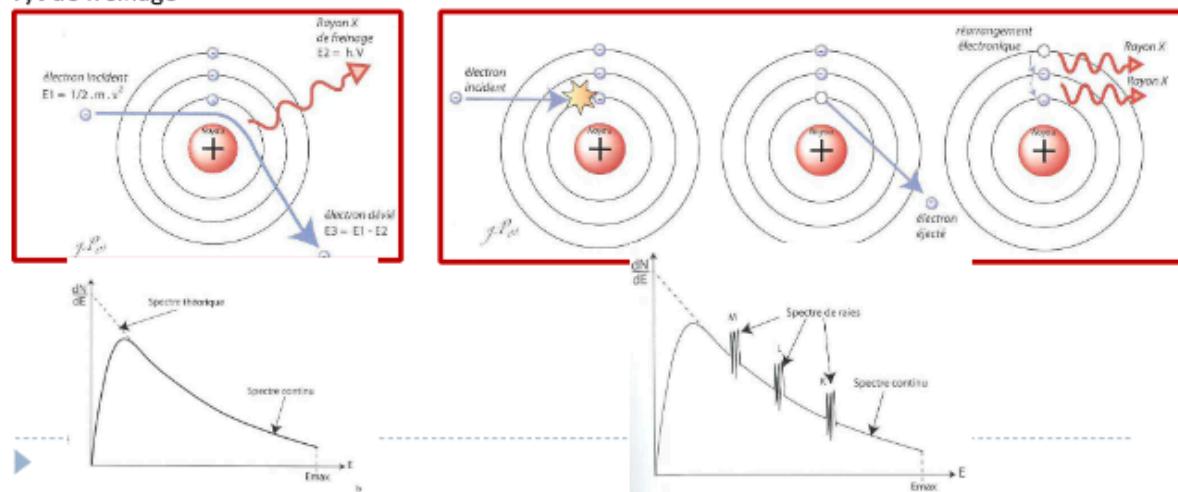


© CEA / Corinne Beurtey

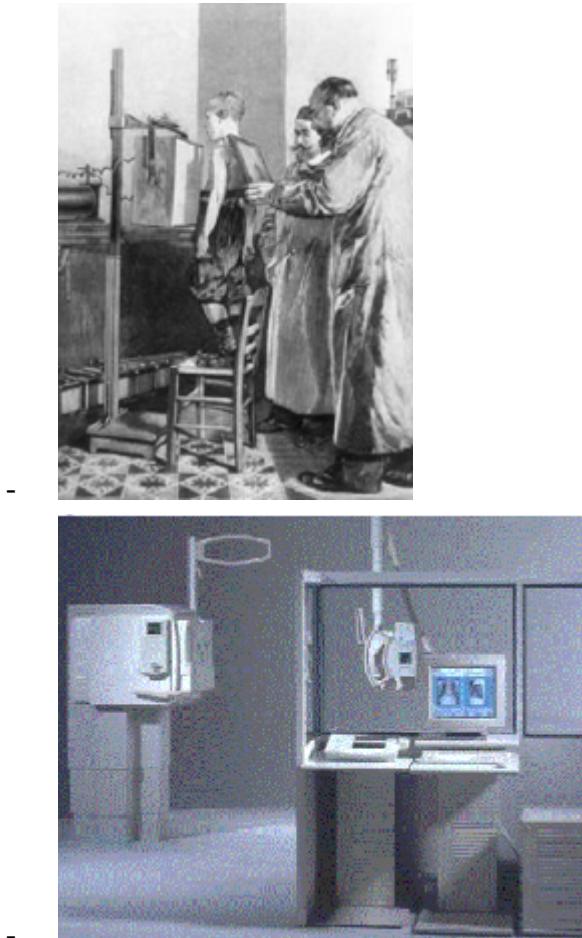
- Tube à vide entouré de plomb muni d'une zone non plombée (diaphragme).
 - On chauffe une cathode qui émet des électrons qui sont accélérés par un haute tension électrique
- En bombardant une cible métallique en tungstène, les électrons excitent transitoirement les atomes de la plaque.

▶ Production des rayons X : interaction e⁻/ atome

Interaction e⁻ - noyau : Bremsstrahlung
= ryt de freinage



- Les clichés sont formés en irradiant l'organe par des rayons X
 - Les photons qui traversent l'organe sont arrêtés par un détecteur placé de l'autre coté.
 - Cassette (film argentique standard)
 - Capteur numérique
 - La quantité de photons absorbés dépend de la composition chimique des tissus traversés.
 - $I=I_0 \exp(-ux)$
 - x: épaisseur des tissus
 - u: Coefficient d'absorption
 - Plus les tissus sont denses, plus ils arrêtent les photons les atomes de la plaque.
- Quantité de rayon X parvenant au film ou au capteur est fonction des tissus traversés
- L'image est directement proportionnelle au coefficient d'atténuation de la somme des tissus traversés:
 - Air: pas d'atténuation
 - Noir sur la radio
 - Muscle : atténuation modérée
 - Grisâtre sur une radiographie
 - Os: atténuation importante
 - Blanc sur une radiographie
 - Superposition des tissus:
 - Atténuation importante
- Evolution des appareils



- Mais ...
 - Superposition des organes
 - Plan d'exploration limités

Radiographie avec contraste

- Mise en évidence d'organes
 - Introduction d'un produit réagissant fortement à la technique d'imagerie
 - radio opaque pour l'imagerie X
- Chaque produit de contraste (PDC) est adapté à la technique d'exploration, à la physiologie, et doit pouvoir s'éliminer.
 - Risque de réaction allergique plus ou moins forte toujours possible
 - Attention aux interactions médicamenteuses
 - Interdit selon biologie du patient...

Angiographie

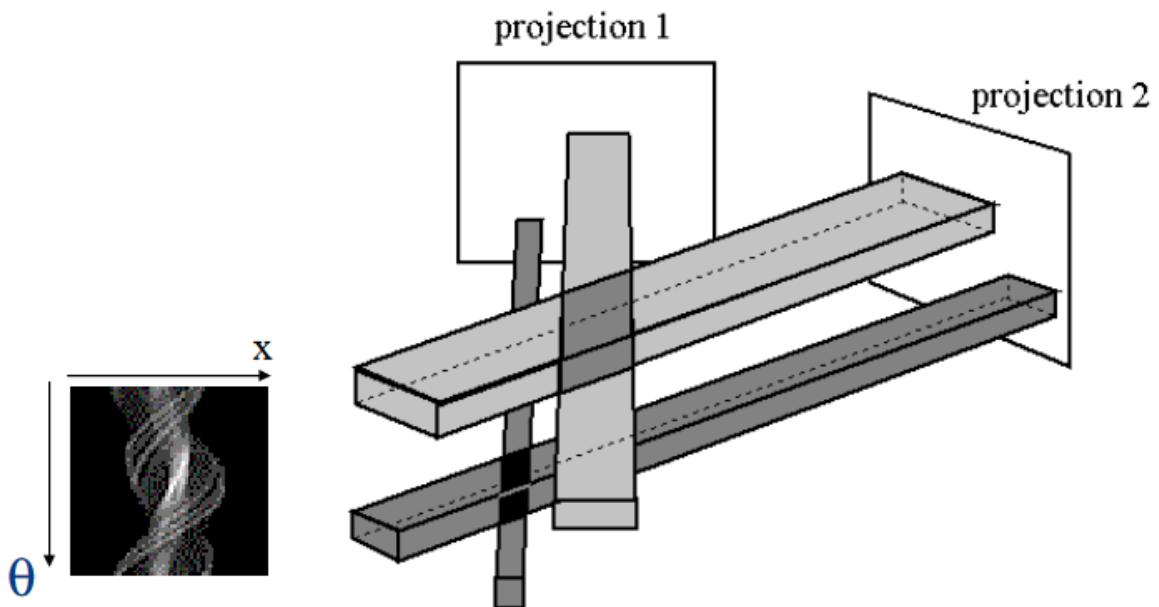


- L'angiographie est
 - l'association de 2 axes de radiographie numérique (Capteurs plan)
 - acquisition dynamique en temps réel
 - avec injection d'un produit de contraste dans les artères ou veines
 - Permet de visualiser les vaisseaux
 - Soustraction possible pour une meilleure visualisation
- L'angiographie permet aussi les gestes interventionnels
 - La salle d'angiographie est similaire à un bloc
 - Les examens peuvent avoir lieu sous anesthésie locale ou générale
 - Exemple
 - Accident ischémique (Artère bouchée avec un caillot)
 - Malformation Artério-veineuse
 - Traitement des sténoses (Pose de stent)
 - Embolisation d'anévrismes

Scanner (TDM)

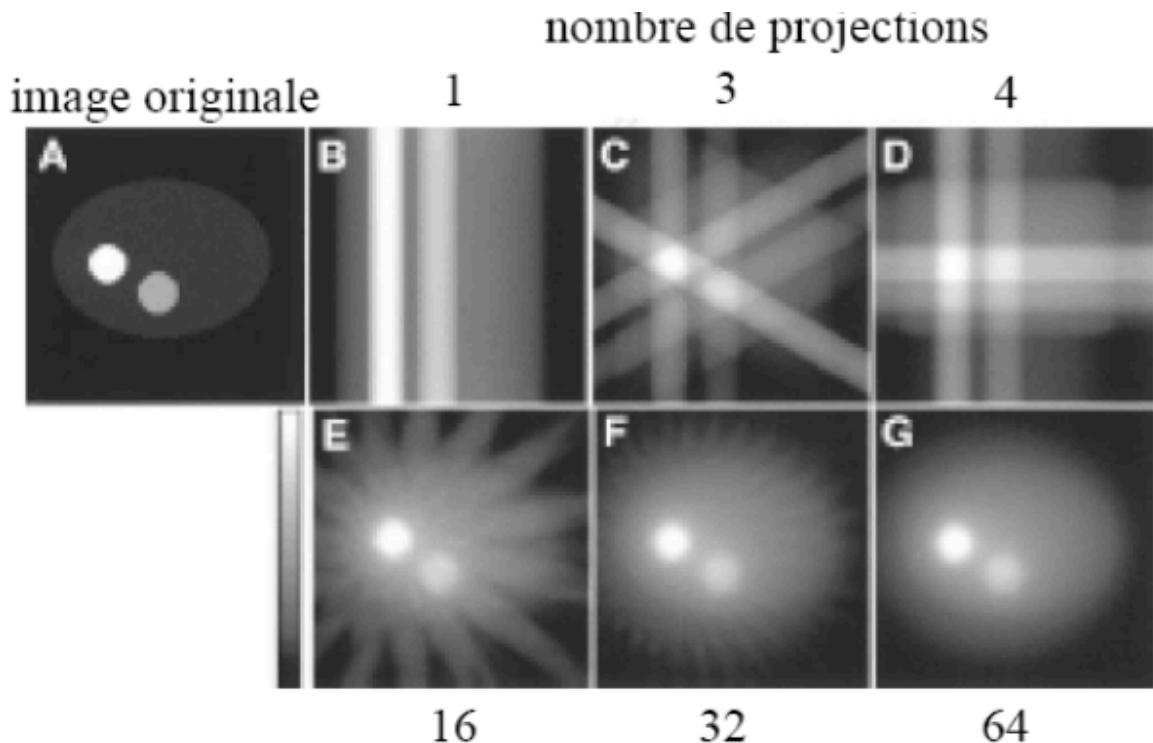
- Le scanner ou Tomodensitométrie (TDM) ou CT-Scan repose sur le même principe que la radiographie
 - Les rayons X sont arrêtés de l'autre côté du patient par un ensemble de détecteur
 - La source et le détecteur tournent autour du patient
 - La table se déplace lentement à vitesse constante
 - L'ensemble des projections permettent de reconstruire des images 2D puis 3D

- Reconstruction tomographique
 - Sans reconstruction ; il n'y a pas d'images de scanner
 - Repose sur le théorème de Radon (1917) qui décrit comment il est possible de reconstruire la géométrie bidimensionnelle d'un objet à partir d'une série de projections mesurées tout autour de celui-ci
 - Impossible en pratique avant l'arrivée des ordinateurs
 - Le scanner effectue des coupes fines sous différents angles
 - Permet une visualisation en profondeur après reconstruction
 - Chaque pixel en niveau de gris correspond à un coefficient d'atténuation des rayons X
 - La pile de coupes 2D fines permet une reconstruction 3D
- Reconstruction tomographique
 - Pour 2 projections
 - plusieurs solutions possibles
 - Unicité de la solution pour une infinité de projections seulement
 - Toute l'information d'une coupe peut être représentée sous forme d'un sinogramme

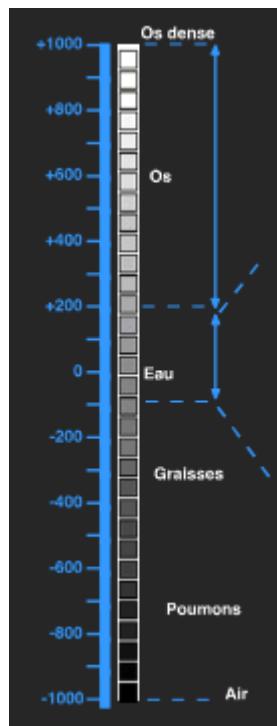


C'est un sinogramme, pas un ADN

- En rétroposition simple
 - Possible artefact en étoile
- Qualité d'image dépend du nombre de projections
- Reconstructions les plus utilisées
 - Rétroposition filtrées
 - Inverse de la transformée de Radon
 - Théorème de la coupe centrale

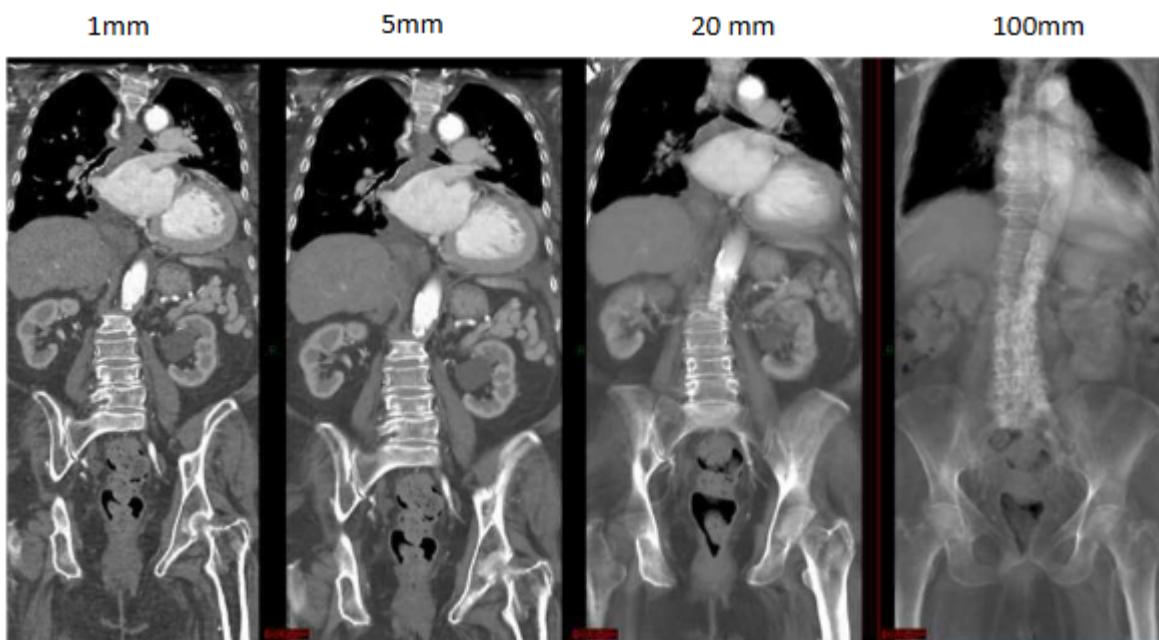
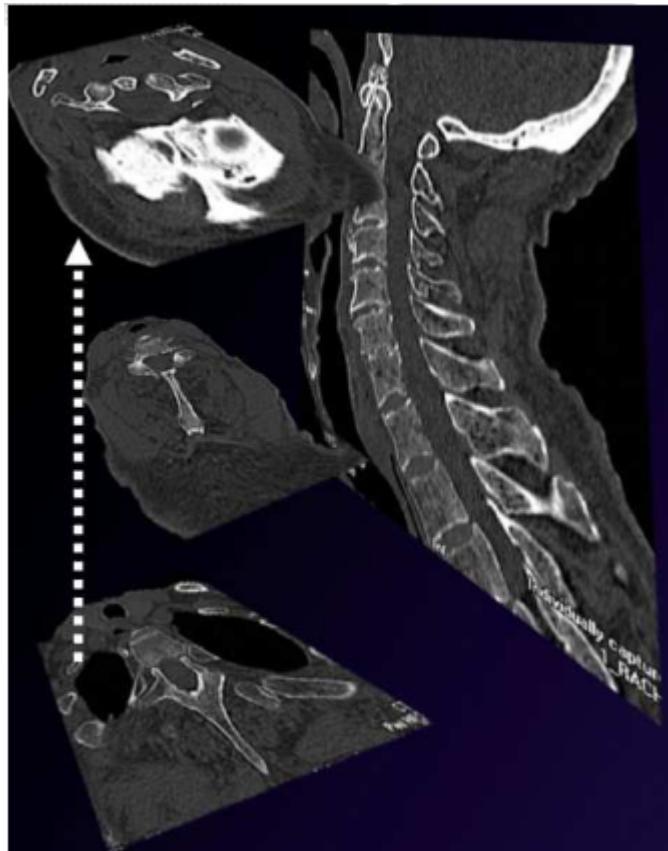


- Evolution des scanners
 - Scanner multi-barrettes : plusieurs rangées parallèles de détecteurs
 - Multi-coupes simultanées pour une seule rotation du tube
 - Temps d'examen très court (quelques secondes)
 - Champ exploré plus grand
 - Coupes très fines
 - Reconstruction bi et tridimensionnelles
 - Acquisition hélicoïdale
 - Déplacement continue de la table
 - Complique les reconstructions
 - Nécessite de recouvrir à l'interpolation
 - Niveau de gris de l'image (Echelle de Hounsfield)
 - Le niveau de gris de l'image correspond au coefficient d'atténuation des rayons X
 - Les niveaux de gris d'un scanner sont étalonnés et calibrés
 - selon l'échelle de Hounsfield
$$UH = 1000 \cdot \frac{\mu(x) - \mu_{eau \text{ à } 73 \text{ KeV}}}{\mu_{eau \text{ à } 73 \text{ KeV}}}$$
 - $UH = 5263 \cdot \mu(x) - 1000$
 - Avantage pour le scanner
 - Les niveaux de gris d'un scanner à un autre correspondent aux mêmes choses

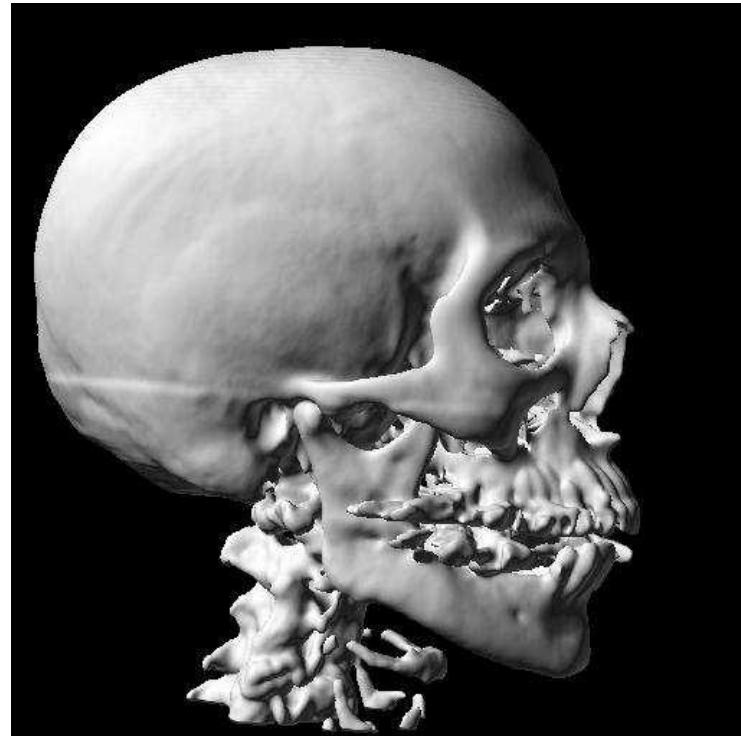


3000	Métal	45	Substance grise
1000	Os dense (cortical)	40	Substance blanche
300	Calcification, spongieux	35	Rein
80	Caillot	30	Sang circulant
65	Muscle	0	Eau et liquides purs
60	Foie	-100	Graisse
50	Rate	-1000	Air

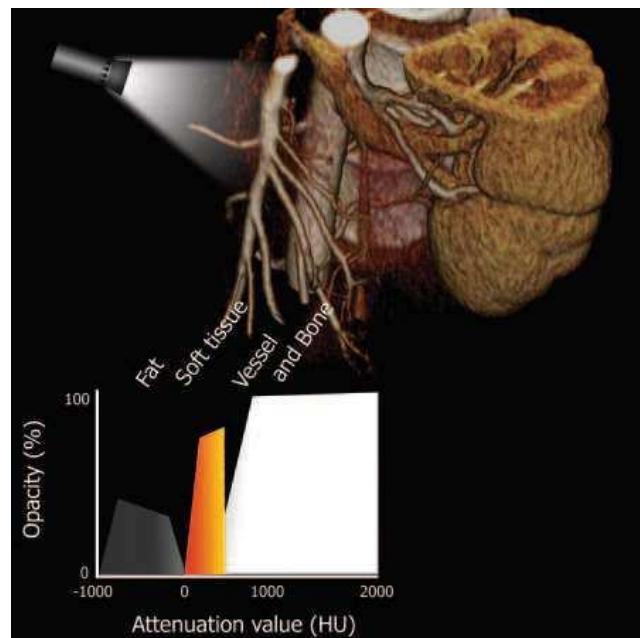
- Visualisation des données brutes
 - Les scanners ne raisonnent plus en coupes mais en volume
 - Reconstruction dans tous les plans même obliques
 - MPR: MultiPlanar Reconstruction
 - Moyennage
 - Choix de l'épaisseur des coupes



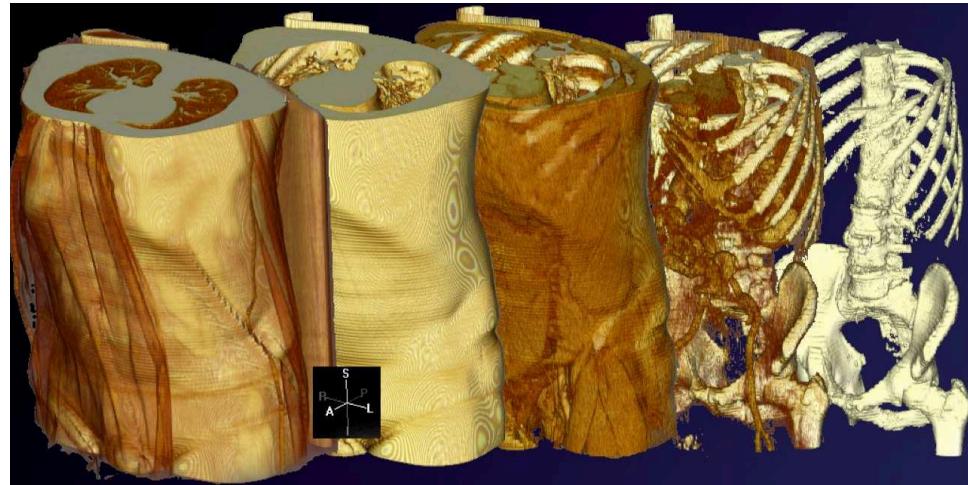
- Visualisation de l'intensité maximum
 - Coupes ne contenant que les voxels ayant la valeur la plus élevée dans le plan perpendiculaire au plan de coupe
 - MIP : Maximum Intensity Projection
 - MinIP : Minimum Intensity Projection
 - Rendu de surface



- Seuillage et ajout d'une source de lumière
- Et la couleur ?



- Tables de couleur en fonction des organes
 - avec gestion de la transparence (opacité)
 - VRT : Volume Rendering Technique
-
- VRT
 - Modification des valeurs de seuils



Echographie

L'échographie ultrasonore utilise les variations de vitesse de propagation des ondes à travers différents tissus.

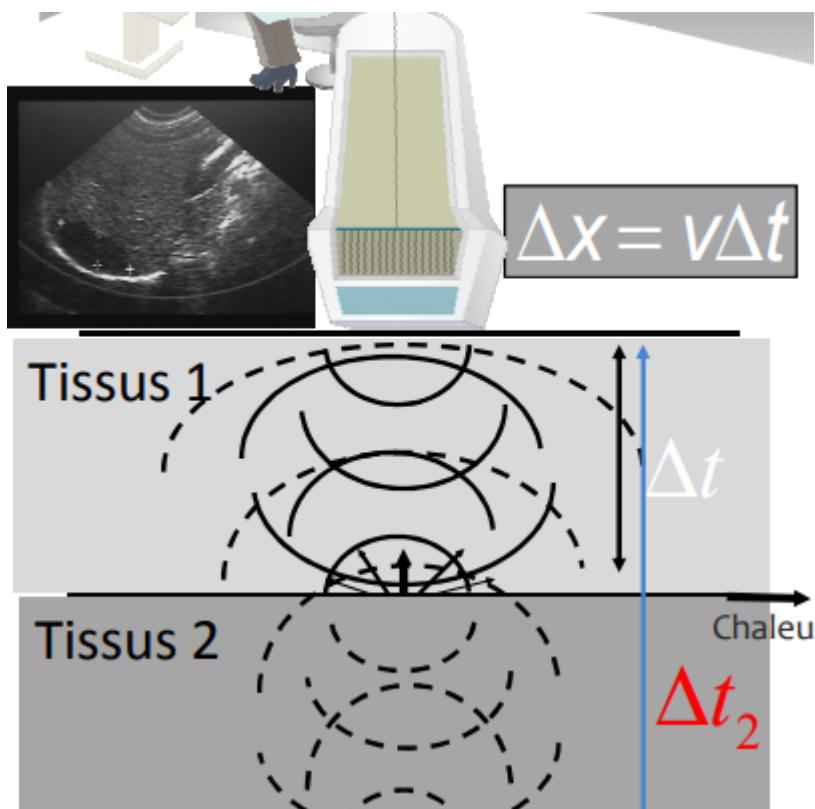
Repose sur le principe de :

- Émission d'ondes acoustiques de hautes fréquences (20Khz à 200MHz)
- Propagation des ondes dans les différents tissus
- Réflexion à des ondes à l'interface de 2 milieu d'impédance acoustique différente
- Ondes réfléchies (écho) receillies par la sonde émettrice et réceptrice (transducteur)
- Conversion en électricité
 - Transmission à un ordinateur

Sonde échographie ou transducteur

- 1880 effet piézoélectrique : déformation d'un cristal soumis à impulsion électrique découvert par Pierre Curie
- Fonctionne-en :
 - Émetteur
 - Transforme l'énergie électrique en énergie acoustique ondes "sonores" (compression/dilatation)
 - Effet piézo-électrique
 - Récepteur
 - Traduit la variation de pression acoustique qu'il reçoit en signaux électriques
- L'onde sonore en déplacement dans un milieu donné est caractérisée par sa fréquence (f) et sa longueur d'onde (l).
 - Ces deux caractéristiques permettent de déterminer la vitesse de propagation des sons (v) dans le milieu : $v = l \times f$
- Attention, si vous n'êtes pas perpendiculaire à l'interface des tissus
 - Vous n'aurez qu'un faible echo de Diffusion la réflexion
- L'atténuation de la propagation de l'onde résulte de plusieurs phénomènes
 - Diffusions

- Absorption d'une partie sous forme de chaleur
- Réflexion (echo)
- Diffraction
- Mesure du temps delta T entre l'émission et la réception de l'onde pour chaque écho
 - Vitesse de propagation = $\Delta X = v * \Delta t$
- Fraction d'onde réfléchie



L'image échographique est une image d'interface

- Position d'un point sur l'écran
 - Facteur temps (delta T) entre l'émission et le retour
- Brillance du point
 - Intensité du signal de retour

L'image est obtenue en un temps bref

- Etude dynamique : 24 images/sec
 - Permet de voir en temps réel le déplacement des structures et des battements

La résolution spatiale (détail de l'image)

- Est limitée à la longueur d'onde des ondes utilisées
 - Pour obtenir une bonne résolution spatiale, il faut choisir des US de haute fréquence
 - Cependant, plus la fréquence est élevée, moins les US vont en profondeur

Le contraste est possible avec l'échographie.

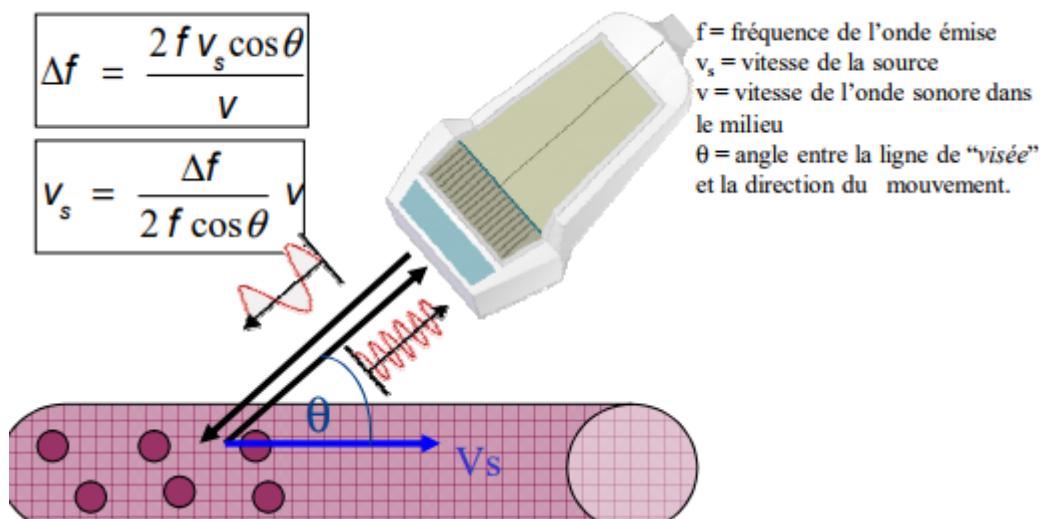
- Microbulles d'hexafluorure de soufre

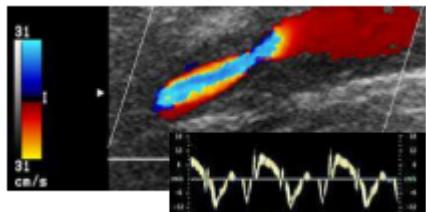


Echograpgie Doppler

L'effet Doppler est la variation de la fréquence de la fréquence perçue par un observateur lorsqu'il y a un mouvement de la source (vs) et/ou mouvement de l'observation (vo)

L'écho Doppler utilise la différence entre la fréquence de l'onde émise et celle de l'onde réfléchie lorsque la cible est en mouvement.





Scintigraphie

La scintigraphie monophotonique repose sur l'utilisation de deux éléments fondamentaux

- Un traceur radioactif injecté au patient composé de :
 - Marquer qui est l'atome détectable
 - La demi-vie du Technétium est courte 6h et la radioactivité a disparu au bout de 10 demi-vies.
 - Vecteur qui est la molécule ou cellule d'intérêt
- une caméra sensible aux rayons gamma
 - Le traceur, marqué par un atome radioactif qui émet des photons dans toutes les directions, va se fixer spécifiquement sur l'organe à analyser.
 - Les photons émis traversent le corps du patient jusqu'à la gamma caméra

Imagerie radioactive : Marquage du traceur

- Marqueur : Atome détectable
- Vecteur : Molécule / Cellule d'intérêt
 - caractéristique d'une fonction métabolique ou physiologique
- Traceur : Marqueur lié au vecteur
- Imagerie radioactive
 - Étude du devenir de la molécule marquée

Propriétés du radiotraceur

- Être spécifiques d'un organe, d'une fonction ou d'une pathologie
- Avoir une période courte et une énergie
- Ne pas être toxiques (biologique et radiotoxicologique)
- ...

Rayonnement du radiotraceur

- Le rayonnement émis par l'isotope doit être détectable
- L'émission de particules d'intérêt ne doit pas être accompagnée d'émissions de radiations nocives

Rayonnement alpha

- Particules alpha (noyaux d'hélium)
- très ionisantes, peu pénétrantes
- parcours trop faible dans les tissus
 - non adapté à une détection externe

Rayonnement beta

- Electrons
- Ionisants, libre parcours moyen très faible dans les tissus
 - utilisés en radiothérapie pour détruire des cellules

Rayonnement gamma

- photons gamma, résultant de désexcitation d'un noyau instable
- annihilation de positions (électrons beta+)
 - pénétrants donc adaptés à une détection externe

Radiotraceur

Phénomène physique naturel : recherche spontanée d'une stabilité nucléaire

Le noyau d'un isotope radioactif se transforme spontanément en un noyau d'un isotope plus stable

La désintégration dégage de l'énergie sous forme de rayonnements

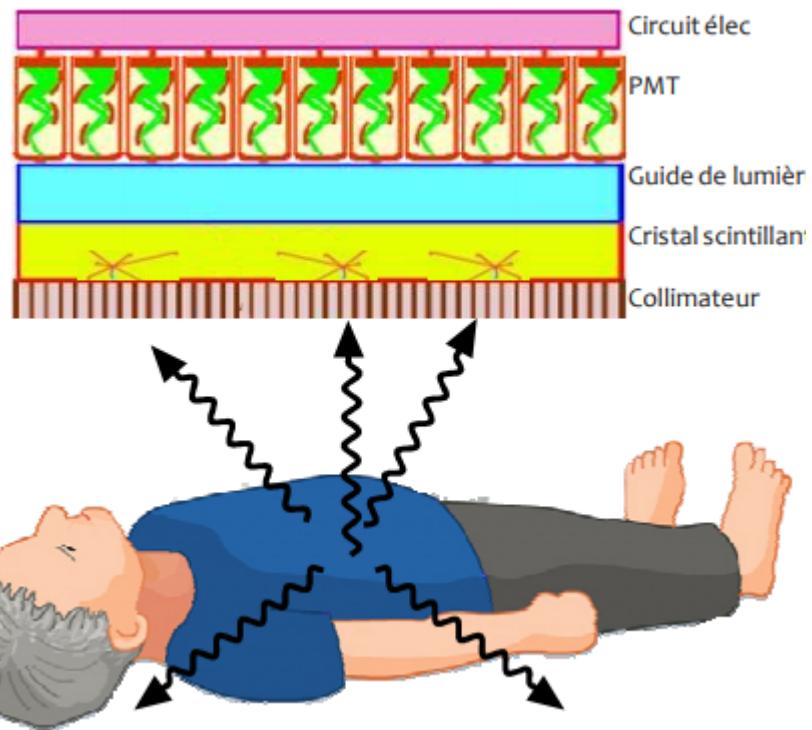
L'énergie dégagée par ces rayonnements est une constante de nucléide et exprimé en Kev.
Tous les rayonnements ne sont pas arrêtés de la même manière

Unités de la radioactivité

- Activité d'un échantillon
 - nombre moyen de désintégrations par unité de temps
 - unité : le becquerel, Symbole : Bq, tBq
 - correspond à une désintégration/sec
- Dose absorbée
 - quantité d'énergie reçue par le corps
 - unité utilisée : le Gray (Gy)
 - correspond à une énergie de 1 joule par kg de matière irradiée
- Débit de dose : Gy/h
- Mesure de l'effet biologique
 - En fonction des effets spécifiques de chaque rayonnement sur la matière vivante, les dégâts occasionnés (effet biologique) s'appelle équivalent de dose (Unité : Sievert (Sv))

La γ (gamma)-caméra ou détecteur à scintillation permet de mesurer et visualiser la concentration d'un marqueur radioactif

- Collimateur
 - Les radio-isotopes émettent des rayons dans toutes les directions
 - impossible de savoir d'où ils proviennent
- Composé d'une plaque de plomb percée de trous
 - Sélectionne spatialement les photons en n'acceptant que les photons perpendiculaires permettant de préciser la source
- Cristal scintillant
 - Monocristal d'iodure de sodium dopé au thallium (NaI(Tl))
 - Arrête et convertit les photons gamma en photons lumineux
- Guide de lumière
 - Assure le couplage optique entre cristal et les tubes photomultiplicateurs
- Tubes photomultiplicateurs
 - conversion du signal lumineux en signal électrique avec multiplication de charge pour amplifier le nombre d'électrons
- Circuit électrique
 - détermine la position du point d'intéraction du photon et la valeur de l'énergie du photon



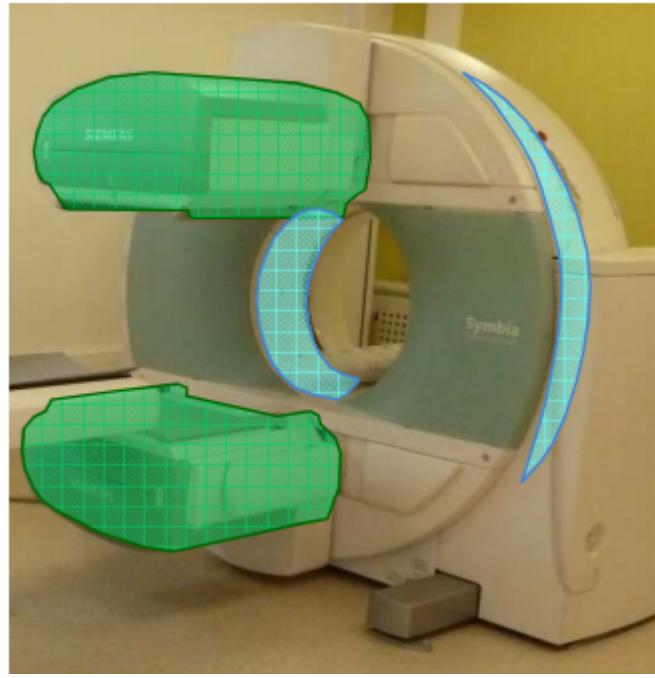
Scintigraphie planaire

- Statique
 - enregistrement (quelques minutes) d'une projection sans mouvement de l'objet et du détecteur
- Dynamique
 - enregistrement d'une série de projections pour étudier le déplacement de la radioactivité
- Balayage corps entier

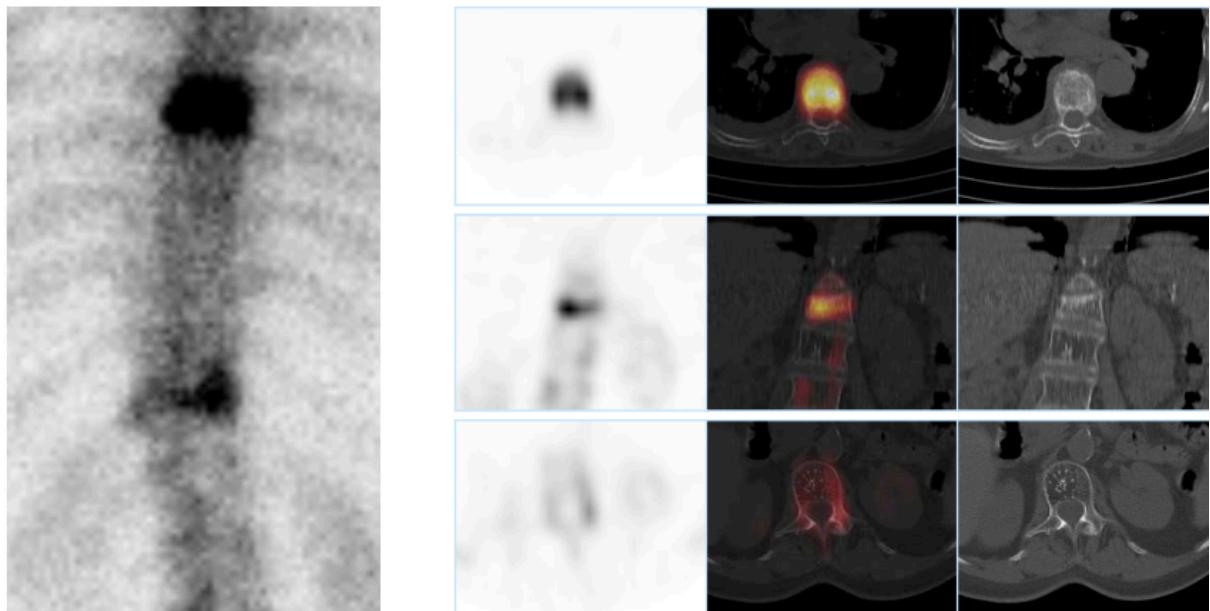
Scintigraphie TEMP ou SPECT

La Tomographie par Emission MonoPhotonique ou SPECT : "Single Photon Emission Computerized Tomography"

- Consiste en un ensemble de projections planaires (sinogramme)
 - Reconstruction tomographique (cf scanner)
 - Reconstruction d'un volume
 - Possibilité de reconstruire des coupes
 - Peut être couplé au scanner
 - TEMP ou SPECT
 - TDM ou CT



Femme de 78 ans, Cancer du sein



L'image de médecine nucléaire représente

- Sur le plan physique
 - l'image est celle de la répartition de la radioactivité
- Sur le plan biologique,
 - l'image est celle de la fonction ou du métabolisme correspondant au traceur
 - Répartition de l'ostéoblastome
- Normalisation des valeurs
 - SUV : Standard Uptake Value
 - $SUV = \text{fixation dans le tissu (A}_\text{vo (kBq/mL) / (Dose_administrée (MBq) / Poids (kg))}$
 - Avantage

- images comparables chez patients/machines différentes
- images comparables chez un patient à différents stades d'une prise en charge thérapeutique

TEP

La tomographie par émission de positions (TEP) est basée sur l'utilisation

- d'un traceur marqué par un atome radioactif,
 - le Fluor 18 ou le Carbone 11
 - qui émet des positons.
- Après son injection dans l'organisme par voie intraveineuse, le traceur s'associe à sa cible biologique.
- Les positions, émis lors de cette association, s'annihilent avec les électrons environnant en émettant deux photons dans des directions diamétralement opposées.
- Une couronne de détecteurs placée autour du patient va permettre de capter les photons de part ... 😊

Le radionucléide le plus performant et le plus couramment utilisé en TEP est le Fluor 18.

- Etant instable, il tend à revenir sous sa forme stable, à savoir l'Oxygène 18 en libérant un positon B^+
- Le positon va parcourir 1 à 2 mm dans l'organisme avant de se combiner à un électron
- Suite à leur collision avec un électron, il y a émission simultanée de deux photons gamma dans deux sens opposés
- En l'associant au glucose, ^{18}F Deoxy Glucose ou FDG, il est possible de différencier les cellules consommatrices des autres
- sa demi-vie est de 108 minutes, $N(f) = N_0 e^{-\lambda t}$
 - Avantage pour le patient
 - Élimination rapide et réduit le contact du patient avec la radioactivité
 - Inconvénient pour les médecins
 - Recours à une logistique médicale très contraignante
 - Fabrication à l'aide d'un cyclotron, laboratoires de synthèse, injection au patient... Dans un temps le plus court possible

Acquisition en TEP

- Afin de capter les photons gamma de part et d'autre, une couronne de détecteurs est placée autour du patient
- L'acquisition se fait avec un balayage par palier
- Le traitement de l'ensemble de ces captures conduira, après reconstruction tomographique à la reconstitution d'une image 3D de la zone étudiée

Couplage TEP-scanner

- Apport de l'anatomie aux images fonctionnelles

IRM

L'imagerie par résonance magnétique

- Repose sur les propriétés magnétiques des atomes d'hydrogène
- L'appareil IRM est un aimant avec un champ magnétique puissant (B_0)
- Les atomes d'hydrogène possèdent un "moment magnétique", ou spin, qui agit comme un aimant.
- Dans le champ magnétique, une onde radiofréquence apporte de l'énergie aux spins
- L'énergie est ensuite restituée dans l'antenne réceptrice
- C'est l'analyse de ce signal qui permet de reconstituer l'image finale

Unité (Tesla) : Unité d'induction magnétique

3 Tesla = 60 000 fois le champ magnétique terrestre

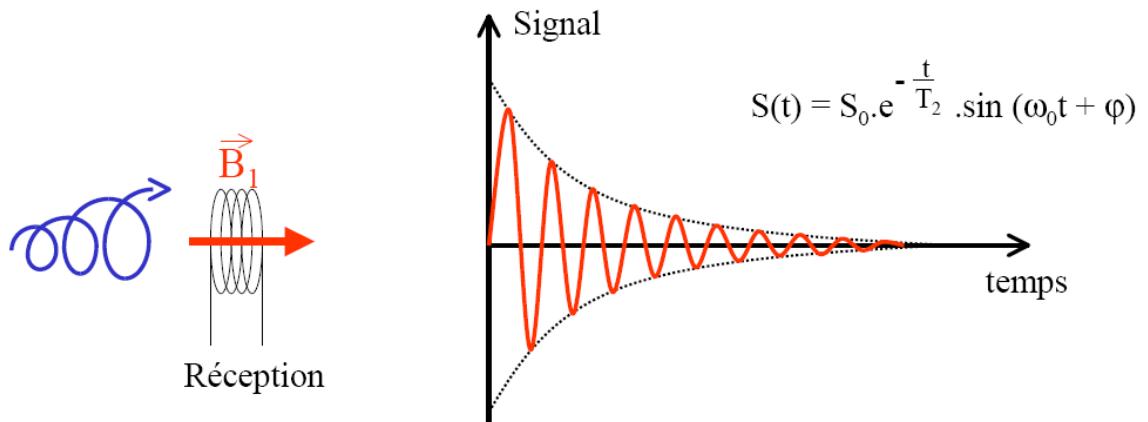
- Imagerie du proton TH (constituant principal du corps humain H₂O)
 - Le noyau d'hydrogène constitué d'un proton, possède des propriétés magnétiques
 - Son mouvement de rotation sur lui-même (spin) induit une aimantation microscopique et ne peut prendre que 2 valeurs quantiques (niveau d'énergie $-\frac{1}{2}$ ou $+\frac{1}{2}$)
- A l'état de repos, ces vecteurs ont une orientation aléatoire
 - La résultante magnétique de l'ensemble est donc nulle
- Soumis à un champ magnétique intense appelé B_0
 - Les spins s'orientent dans l'axe du champ
 - Soit dans le même sens ("parallèle"), en majorité (Distribution de Boltzmann)
 - Niveau de basse énergie : $-\lambda \hbar B_0 / 2$
 - Soit dans le sens contraire ("antiparallèle")
 - Niveau de haute énergie : $\lambda \hbar B_0 / 2$
- La répartition du nombre de protons sur le niveau E, basse énergie par rapport au niveau haute énergie E, est
- Distribution de Boltzmann : $N_1/N_2 = e^{(E_2 - E_1)/kT}$
- Le nombre de protons en excès sur le niveau de basse énergie augmente avec la valeur du champ magnétique B_0
- Dans un champ magnétique intense B_0
 - Les protons se mettent à tourner autour de B_0 à une fréquence caractéristique, la fréquence de Larmor
 - Pulsation de Larmor : $\omega_0 = \lambda B_0$
 - La vitesse de précession est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique
- Le moment magnétique de chaque proton peut être décomposé en une composante longitudinale et une composante transversale
- Pour un ensemble de spins également composante longitudinale $\sum(u) = M_0$
- Les mouvements de précession des spins ne sont pas en phase : les composantes transversales ...

Résonance

- Application d'une onde RF équivalent à un 2è champ B_1 perpendiculaire
 - Résonance: le champ B_1 est un champ électromagnétique tournant à la fréquence exacte de Larmor ($E = h n$)
- Transfert d'énergie
 - Modification des niveaux énergétiques des spins (passage de l'état de basse énergie "parallèle" vers le niveau de haute énergie "antiparallèle")
- Mise en place des spins

Relaxation

- Arrêt de l'onde RF (arrêt du champ B_1)
 - Relaxation : le système retourne à son état d'équilibre (déphasé) en restituant l'énergie administrée sous la forme d'un signal RF recueilli par une antenne

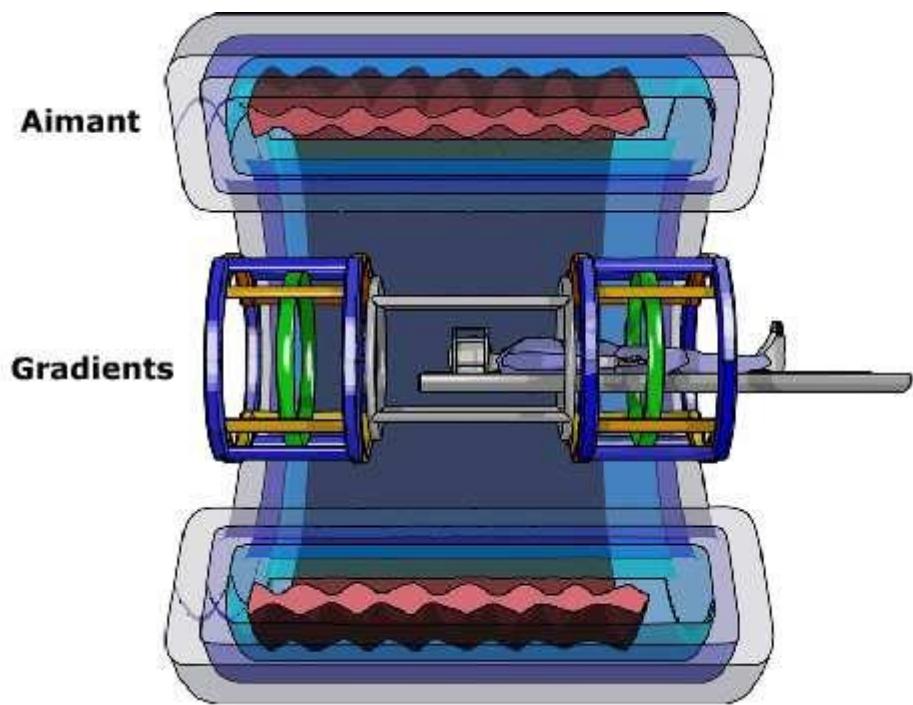
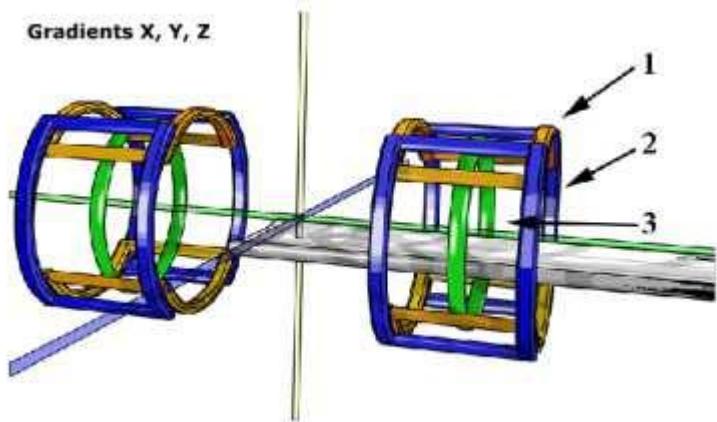
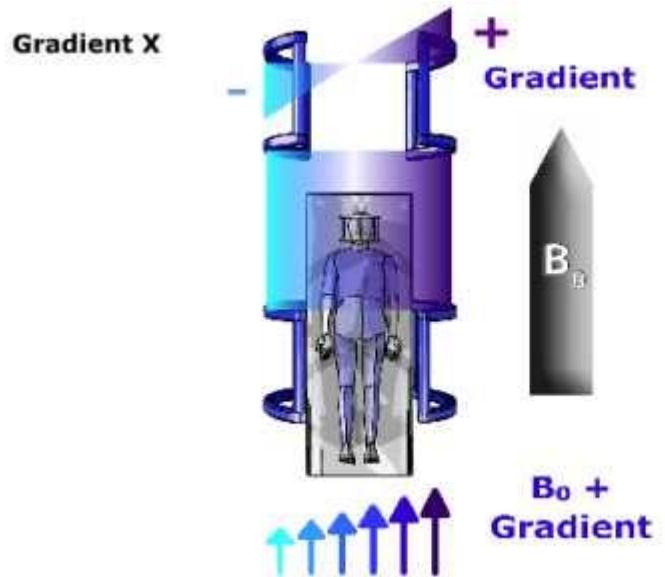


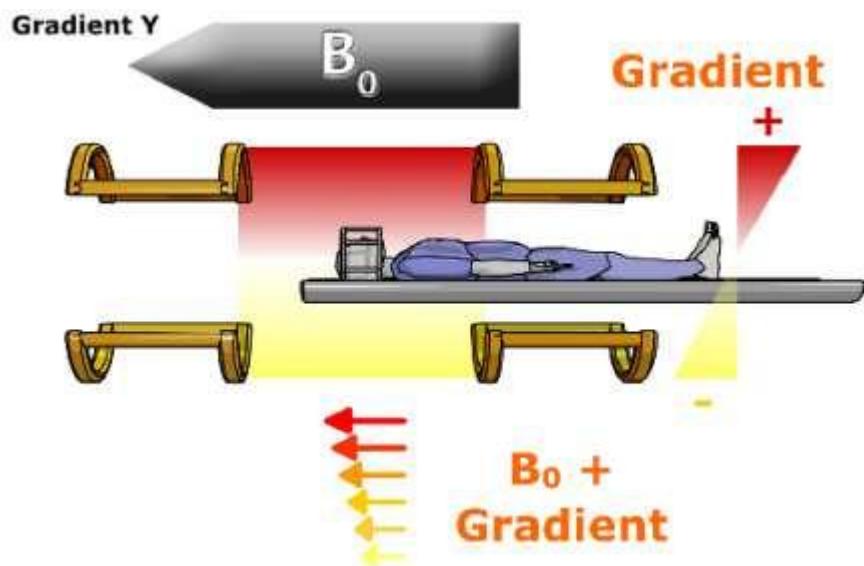
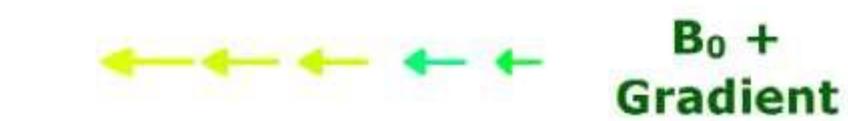
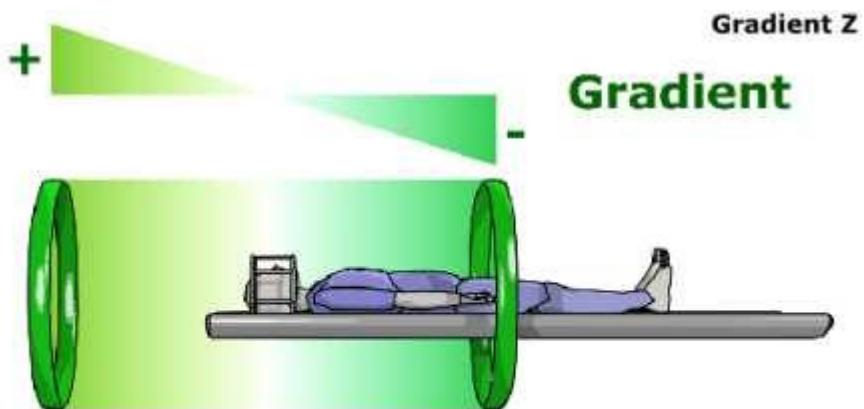
$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-(t/T_1)})$$

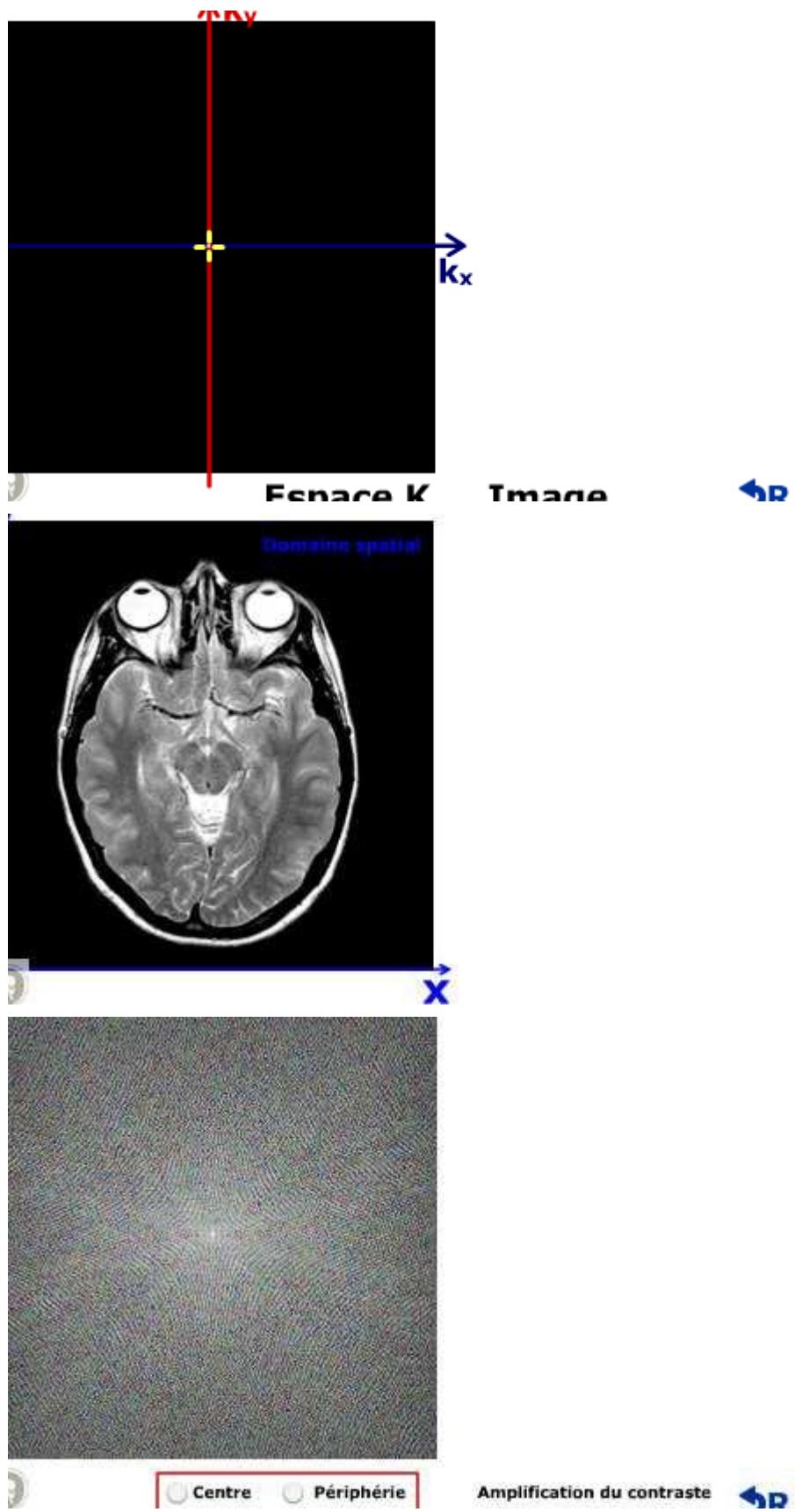
$$M_{xy}(t) = M_0 (-e^{-(t/T_2)})$$

Séquence Spin Echo

La répétition d'impulsions $90^\circ - 180^\circ$ constitue la base de la séquence en écho de spin







Relation entre Signal, Bruit et B_0

- Le nombre de protons en excès sur le niveau de basse énergie augmente avec la valeur du champ magnétique B_0
- La vitesse de précession est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique $w_0 = \gamma B_0$
 - Le niveau de signal en IRM (S) est proportionnel à la taille du voxel (V) à la fréquence angulaire de résonance (ω_0) et la magnétisation à l'équilibre (M_0) soit
 - $S = V w_0 M_0$
 - $M_0 = \rho * \gamma^2 * h^2 * B_0 / 4kT$
 - Signal $S = V * \rho * \gamma^3 * h * B_0^2 / 4kT$

Signal 3T = Signal 1.5T * 4

Mais la valeur du bruit augmente avec B_0

Bruit 3T = Bruit 1.5T * 2

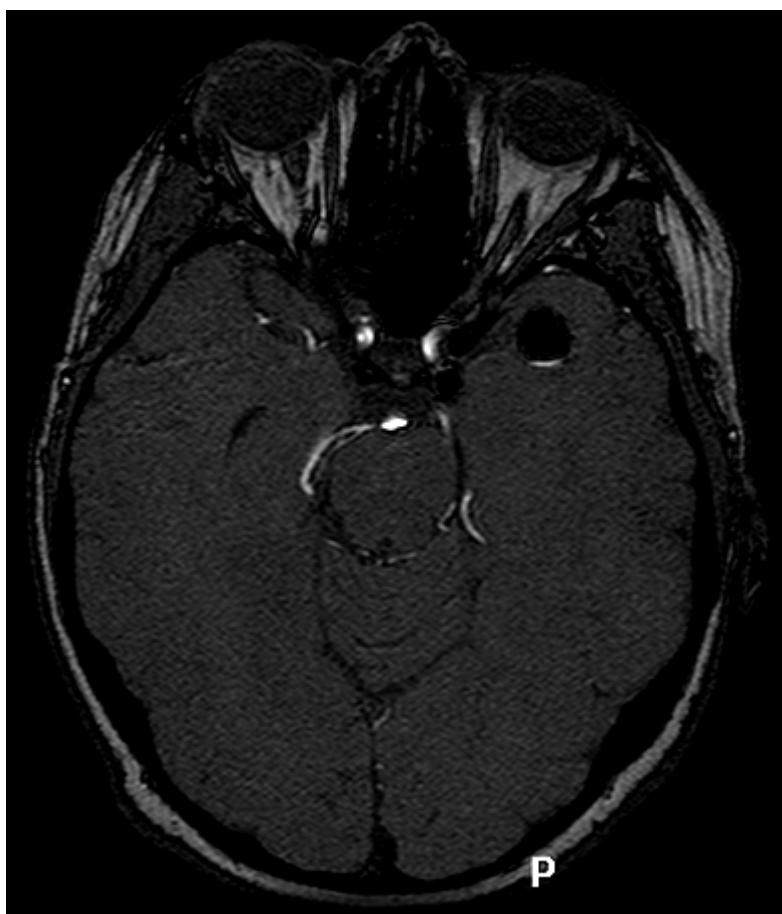
Donc

S/B 3T = S/B 1.5T * 2

Rapport Signal/Bruit proportionnel à B_0

Antio-IRM

- Les protons intravasculaires qui entrent dans le volume d'étude, n'ont pas subit de saturation et ont une aimantation et un signal maximum
- Le signal est d'autant plus important que le vaisseau est perpendiculaire à la coupe

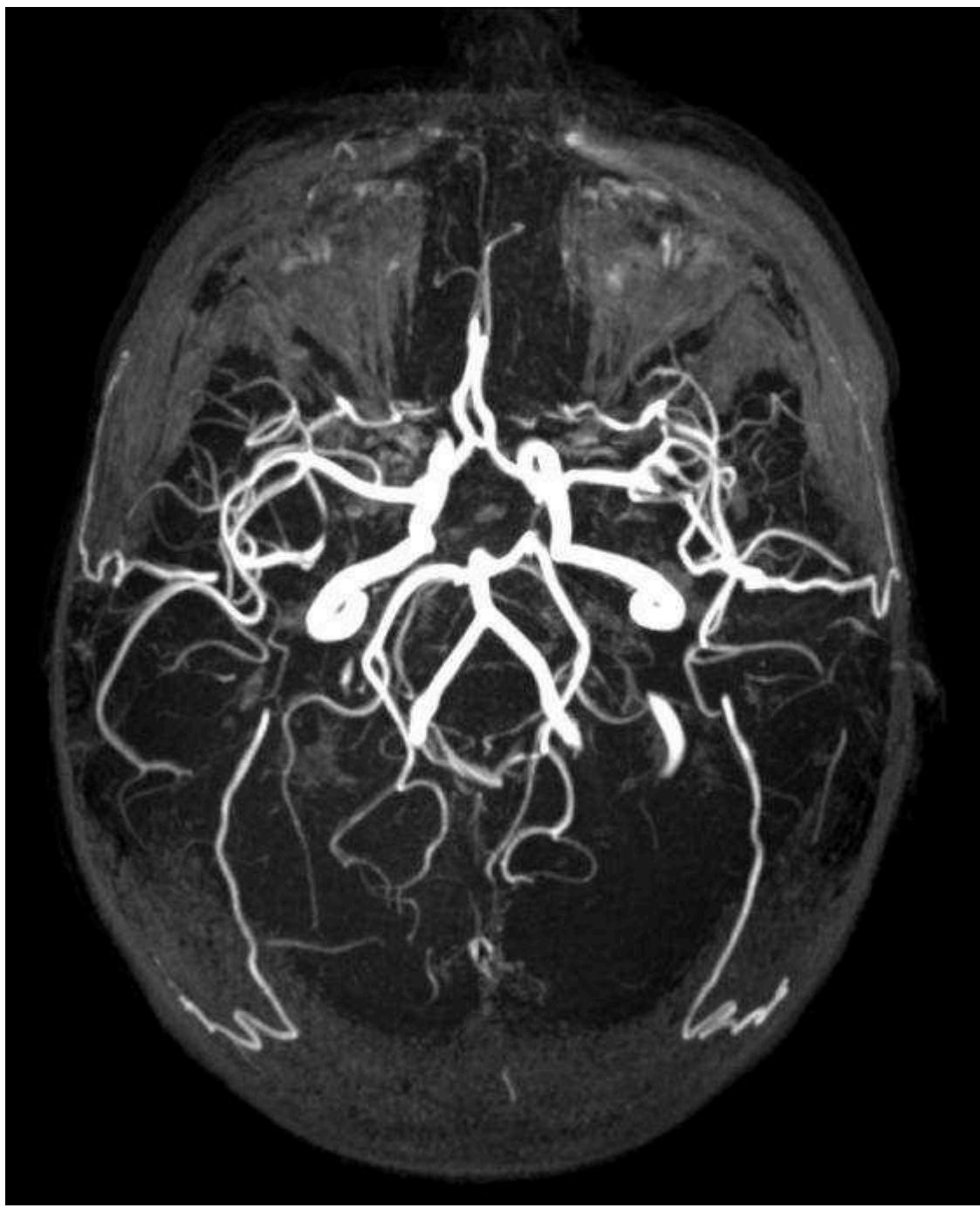


1.5T :



3 T :

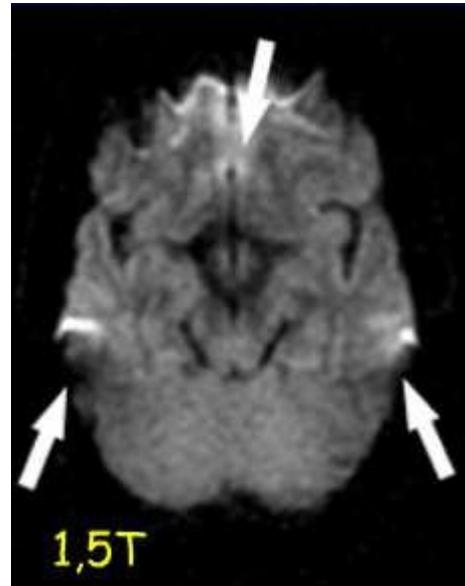




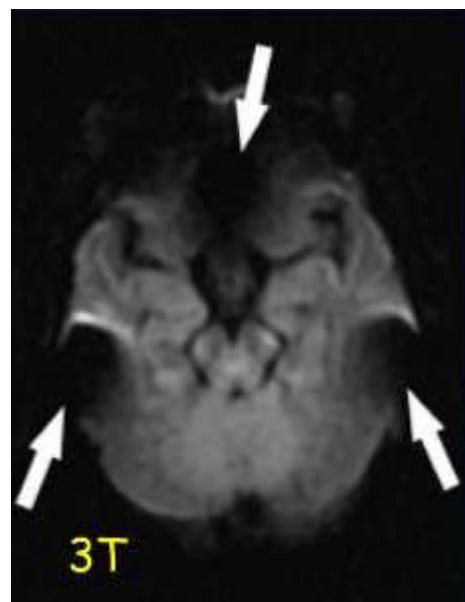
Artéfacts

Susceptibilité magnétique

- La susceptibilité magnétique est la faculté des tissus à s'aimanter
- Se produit lorsque 2 structures ont une SM très différentes
- création d'un champ magnétique intrinsèque local qui déphase les spins dans cette zone - absence de signal
 - $\Delta B = \Delta \chi * B_0 * f(r)$
 - $SM\ 3T = SM\ 1.5T * 2$



1,5T



3T

Artéfacts de déplacement chimique

- Artéfact dû à la différence de fréquence de résonance des protons de l'eau ($H+e$) et de la graisse ($H+g$)
 - fréq de résonance $H+g$ raisse < fréq résonance $H+e$ au
 - cette différence est égale à 3.25ppm (parties par millions) de la fréquence de Larmor
 - Augmentation des fréq $H+$ le long du gradient à l'interface graisse/eau

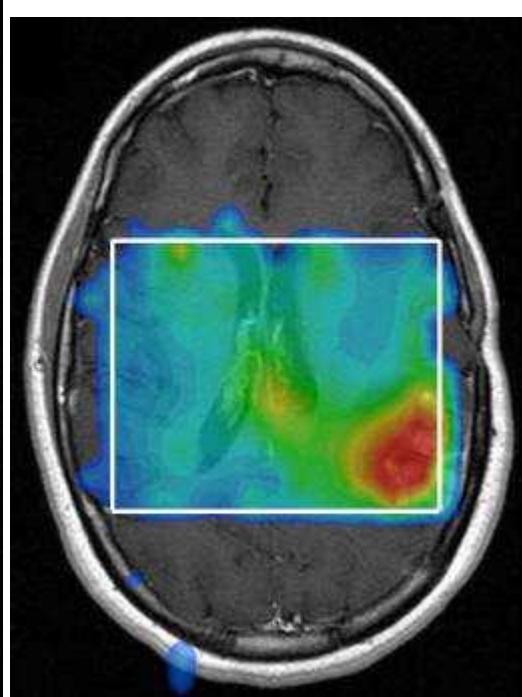
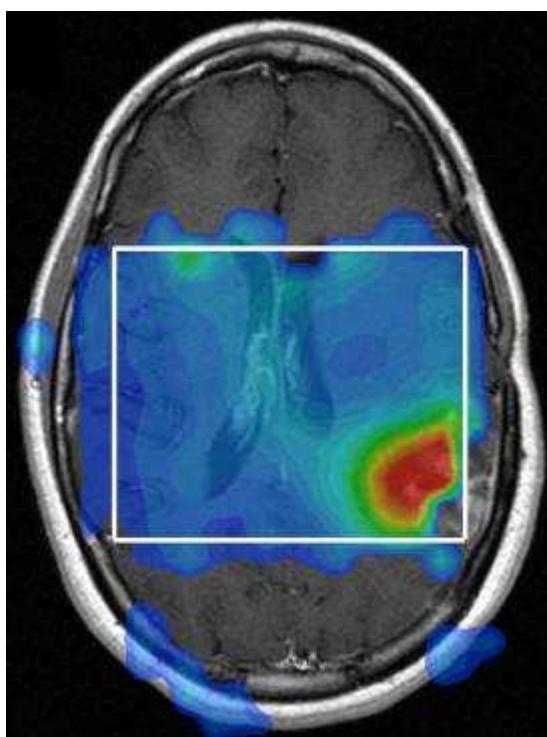
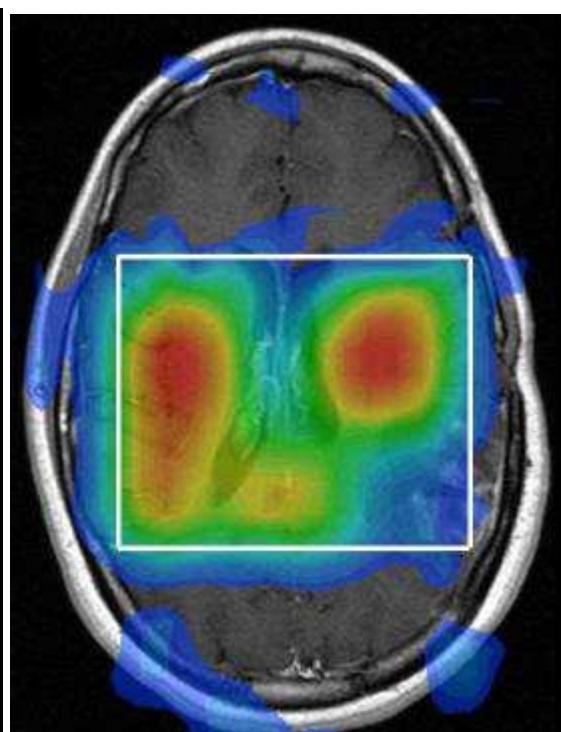
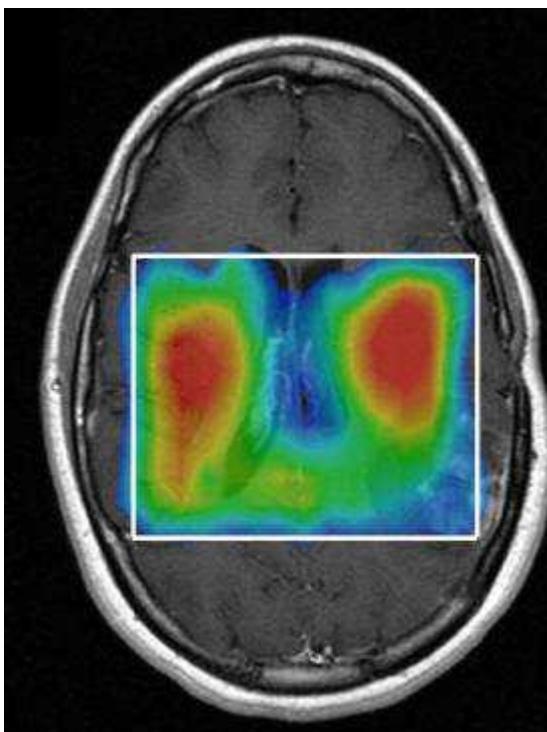
Artéfacts d'inhomogénéité de champ

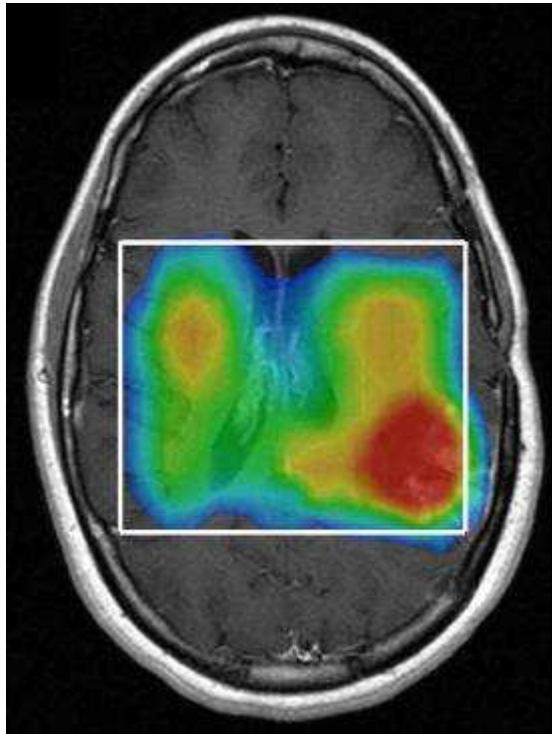
- Homogénéité du champ B_0
- Homogénéité induite par le patient
- Homogénéité induite par les mouvements du patient

Spectroscopie

- Spectroscopie
 - Principe : utilisation des différences de fréquence de résonance des protons des différentes molécules
- Paramètres définissant le spectre d'un métabolite :
 - Le déplacement chimique définissant la position de la raie
 - La multiplicité de la raie, reliée à la constante de couplage
 - Le temps de relaxation (T2) reliée à la largeur de la raie à mi-hauteur
- l'aire d'une raie est directement proportionnelle à la concentration du métabolite dans le volume d'intérêt

Imagerie métabolique





IRM Diffusion

- L'IRM de diffusion
 - repose sur les principes de base de l'IRM tout en se focalisant sur le déplacement des molécules d'eau présentes à l'intérieur des fibres nerveuses (ou axones)
 - la diffusion de l'eau est maximum dans la direction des axones
 - l'analyse IRM va ensuite permettre de visualiser le parcours de chacune des molécules et ainsi de reconstituer le réseau de fibres nerveuses à l'intérieur du cerveau

IRM Fonctionnelle

- L'IRM fonctionnelle
 - permet de visualiser les zones du cerveau activées par un stimulus présenté ou appliquée au sujet
 - les zones activées dans le cerveau vont recevoir un apport d'oxygène par voie sanguine plus important
 - les échanges d'oxygène entre le sang et les neurones modifient le signal IRM
 - Cette différence de signal IRM entre les états de repos et de stimulation est analysée par informatique. Les images IRM dont le signal est rehaussé correspondent à la zone du cerveau impliquée dans la réponse au stimulus.

EEG

- L'Electro EncéphaloGraphie (EEG) est une technologie d'imagerie "passive" du cerveau

- Elle repose sur la captation du champ électrique résultant de l'activité du cerveau
 - Elle utilise les différences potentielles qui se créent au niveau des synapses, espaces entre deux neurones où circule l'influx nerveux
 - Celui-ci passe d'un neurone à l'autre grâce à la libération de neurotransmetteurs.
 - Ces molécules chimiques vont créer une tension électrique entre les deux neurones
 - qui pourra être mesurée grâce aux électrodes placées sur le cuir chevelu du patient
 - Le signal détecté résulte des signaux émis par l'ensemble des neurones présents dans la zone du cerveau activé.

MEG

- Le magnétoencéphalographie ou MEG est une technologie d'imagerie passive du cerveau
 - elle repose sur la captation du champ magnétique résultant de l'activité du cerveau
 - le champ magnétique cérébral est extrêmement faible (10^{-13} T)
 - il est environ un milliard de fois plus faible que le champ magnétique terrestre (5×10^{-5} T)
 - c'est l'activation, dans le cortex cérébral, d'environ 10 000 neurones réagissant ensemble à un stimulus, qui va être mesurée.
- L'activité cébrale repose sur des échanges d'informations sous forme de signaux électriques
 - Les signaux électriques sont véhiculés le long des axones et passent d'un neurone à l'autre via les synapses.
 - Un courant électrique induit un champ magnétique perpendiculaire au sens de sa circulation
 - C'est ce très faible champ magnétique, qui va être mesuré grâce à des capteurs extrêmement sensibles appelés SQUID (Superconducting QUantum Interference Device) baignés dans de l'hélium liquide (-269) pour avoir des propriétés superconductives
- L'EEG et le MEG reposent sur le même principe
 - Amplification de l'activité électrique /magnétique générée par les neurones
 - Production de patterns activité neuronale caractéristiques qui provoquent une signature particulière sur l'EEG/MEG
 - Utilise le principe du potentiel évoqué cognitif :
 - un potentiel évoqué se définit comme la modification de l'activité électrique du système nerveux en réponse à une stimulation extérieure, qu'elle soit externe ou interne
 - Signal très faible → Répéter et moyenner l'enregistrement en fonction d'un paradigme

Endoscopie

- Permet de visualiser l'intérieur des conduits et des cavités
- But diagnostique et thérapeutique
 - Bronchoscopie, Gastroscopie, Coloscopie ou colonoscopie, Cystoscopie, Arthroscopie, Cœlioscopie
- Coloscopie
 - Permet l'examen visuel du côlon dans son ensemble
 - avec une caméra optique
 - avec une reconstruction de coloscopie virtuelle effectuée sur scanner
 - Permet le prélèvement de tissus pour l'examen

Arrivée des premières images numériques

- Évolution des scanners, IRM, etc
 - Volumétrie des images augmente
-
- les traitements et la visualisation des images
 - le stockage et l'archivage des images
 - la communication et la diffusion des images à l'intérieur ou l'extérieure de l'établissement
 - l'impression ou le gravage sur CD des examens
-
- le système d'information du service de radiologie
 - pour recevoir les demandes d'examens
 - pour associer les comptes rendus
 - le logiciel dossier patient
 - pour permettre la consultation des images depuis celui-ci
- Protocole DICOM d'échange de données
 - basée sur le transport par paquet TCP/IP
 - Permet à deux machines de communiquer sur un réseau
 - les modalités Dicom doivent se connaître (IP/AET/Port)
 - Assure la communication des différents équipements d'imagerie médicale
- Format DICOM
 - Fichier image majoritairement sans extension (.dcm)
 - Pourquoi le PACS n'utilise pas un des nombreux formats d'image déjà développé ? (bmp, jpg, png...)

- Le choix du format se fait selon :
 - La chrominance de l'image (N/B, couleurs, palette définie ...).
 - L'encombrement mémoire de l'image et sa résolution
 - Sa destination (écran, impression, téléphonie...)
 - Son contexte (familiale, artistique...)
- Format d'image classique
 - Entête (header)
 - Type de fichier, info sur la taille de l'image
 - Résolution, le rangement des données ...
 - La LUT ou Palette de couleur
 - Information couleur
 - Type de compression
 - Données images

- Les images médicales ne sont pas de simples photos.
 - Elles résultent d'une construction physique et technologique
- Chaque technologie produit son type d'image ainsi que son unité et ses paramètres
 - CT, MR, XA, Rx, US, NM
- L'acquisition de ces images suppose un contexte géométrique
 - Positionnement du patient
 - Volume d'acquisition
 - Situation de ce volume par rapport aux coordonnées du patient
 - Une échelle

- Structure d'un Flchier DICOM
 - L'entête "Header" n'est pas absolument nécessaire à un fichier DICOM
 - Elle sert uniquement à assurer une compatibilité par rapport aux autres formats d'images qui utilisent généralement une entête avec un nombre préfixé d'octets
 - Les 128 premiers octets sont généralement mis à 00H
 - Les 4 octets suivants doivent contenir des caractères "DICM"
 - L'ensemble des données "Dataset" n'a pas une taille fixe

- Etiquette unique ou tag Dicom
 - faisant référence à un dictionnaire
 - cf Dicom Part 6 (-6000 tags)
 - Formé de 2 x 16 bits
 - (0010, 0010): Patient's Name
 - (0028, 0008): Number of Frames
 - (7FE0, 0010): Pixel Data
- VR : Value representation
 - cf Dicom Part 5
 - Format des données en 16 bits
 - DA : Date au format YYYYMMDD
 - PN : Person Name 64 octets
 - SQ : Séquence

- Si implicite, voir dictionnaire Dicom
- Longueur des données

DICOM rend unique chaque examens, chaque séries, chaque images

- Attribution d'un numéro unique à chacun de ces groupes
 - l'UID (Unique Identifier)
- Il existe de nombreux groupes de tags dicom
 - Identification de la modalité
 - fabricant, type d'examen, date, institution, identification de la machine
 - Identification du patient
 - Nom, ID, date de naissance, sexe
 - Information sur l'examen et les séries
 - Informations géométriques
 - positionnement patient, position statif, orientation des acquisitions, champ, ép de coupe, gap
 - Information sur l'acquisition
 - contraste, paramètres d'acquisition
 - Information sur l'image
 - largeur, hauteur (matrice), profondeur
 - Encodage
- Organisation sur support numérique
 - Viewer Dicom
 - Fichier DICOMDIR
 - Fichier DICOM spécial à la racine d'un support numérique
 - Index ou "Sommaire" des fichiers dicom
 - Champs dicom principaux
 - Identification du patient
 - Dates et identifications des examens/series
 - Liens vers les images
 - Répertoire des images Dicom
 - Classiquement "IMAGES" ou "DICOM"
 - Répertoire avec images Jpg
 - Affichage en html pour compatibilité
- L'orientation du patient impacte l'orientation des axes
 - Supine : sur le dos
 - Prone : sur le ventre
 - Head First : Tête en premier
 - Feet First : Pied en premier
 - Habituellement : Head First Supine
- L'orientation des axes est défini avec :
 - L'axe x vers la main gauche
 - L'axe y vers le postérieur
 - L'axe z vers la tête

- Orientation de l'image
 - L'origine de l'image est en haut à gauche

Traitements d'images médicales

- Acquisition d'images
 - Pour disposer d'une image sous forme numérique
 - Echantillonnage, quantification, correction de biais d'intensité
- Compréssion d'images
 - réduction de la quantité d'informations nécessaires pour représenter une image
 - codage, transmission
- Amélioration d'images
 - amélioration de l'aspect des images, selon un point de vue subjectif, ou selon des critères mesurables
 - débruitage, filtrage, interpolation, colorisation, reconstruction et visualisation 3D
- Restauration d'images
 - Ajout en rehaussement de contenu sur une image détériorée ou artefact
- Recalage et fusion d'images
 - Anatomo-fonctionnel multi-modalités, intra ou inter sujets
 - Recalage par rapport à des atlas
- Segmentation d'images
 - Division de l'image en parties ou zones caractéristiques - détection de contours, partitionnement des régions
- Représentation et description d'images
 - Transformation de l'image en un ensemble de "concepts" utilisable par l'ordi pour les algo plus évolués
 - Détection de caractéristiques, modèles (graphes, ...), analyse statistique
 - Quantification
- Reconnaissance de formes
 - Association d'une étiquette à un objet à partir de ses descripteurs
- Fouilles de données / Data Mining
 - Aide à la décision après une phase d'apprentissage

Image numérique

- La numérisation consiste à échantillonner et quantifier une image continue
- L'échantillonnage est le procédé de discréétisation spatiale d'une image consistant à associer à chaque zone rectangulaire $R(x,y)$ d'une image continue en un pixel ayant une unique valeur de Niveau de gris $I(x,y)$ codée sur n bits.
- Si on rajoute l'axe z , nous obtenons un voxel 3D
- On parle de sous-échantillonnage lorsque l'image est déjà discréétisée et qu'on diminue le nombre d'échantillons
- La quantification désigne la limitation du nombre de valeurs différentes que peut prendre $I(x,y)$

Définition

- L'intensité d'un point est susceptible de correspondre à :
 - un coefficient de réflexion de la lumière (cas d'un objet perçu par l'oeil)
 - un coefficient d'atténuation des rayons X, (TDM ou CT-Scan)
 - une concentration locale de traceur radioactif en Médecine Nucléaire donnant accès à des informations sur le fonctionnement de l'organisme
 - une densité de protons ou une vitesse de relaxation paramagnétique des protons en IRM
 - une anisotropie de mouvement de molécules d'eau en IRM de diffusion
 - un changement de concentration en oxyhémoglobine en IRM fonctionnelle
 - un coefficient d'atténuation et/ou de réflexion en échographie
 - un vecteur de vitesse locale de mouvement du fluide en échographie doppler

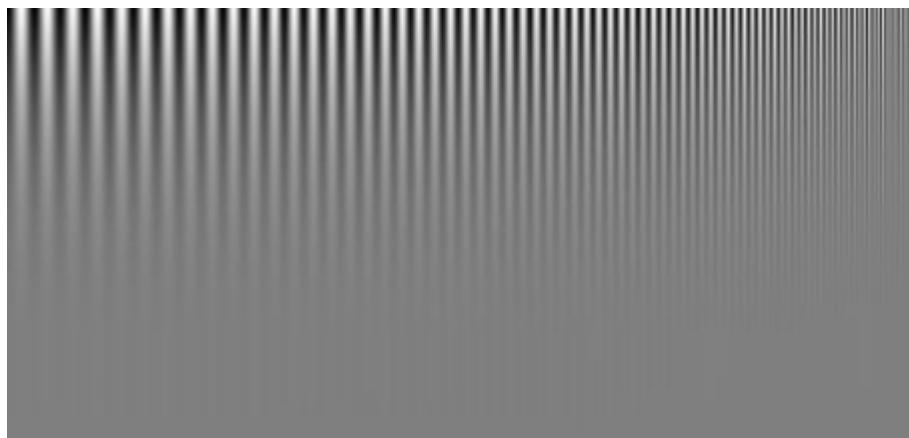
Contraste

- La perception visuelle est complexe et subjective
 - Mécanismes en jeu sur l'exemple :
 - Renforcement local des contrastes
 - Interprétation de l'ombre
 - Reconnaissance d'un échiquier
- Enjeux du traitement d'image en imagerie médicale
 - Améliorer la perception de l'information dans les images
 - Déetecter les objets
 - Extraire des indicateurs quantitatifs et qualitatifs
 - Permettre la comparaison d'informations
- Contraste de Michelson
 - Variation maximale entre valeurs de NdG min et max dans l'image

$$C_{\text{michelson}} = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min})$$
- Contraste Root-Mean-Square (RMS)
 - Ecart-type des variations de niveaux de gris dans l'image
 - Attention, l'écart type traduit une moyenne de variation, ce qui est un peu différent
 - avec T:Brillance = Moyenne des niveaux de gris de l'image, ou intensité moyenne

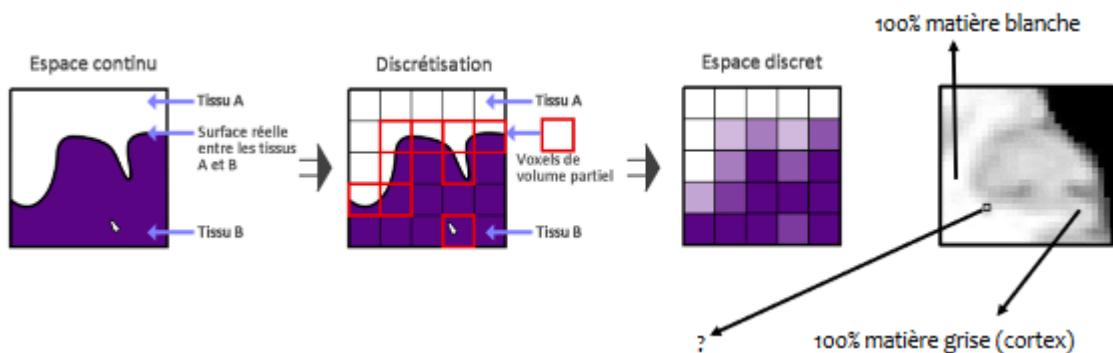
$$C_{\text{rms}}(f) = \sqrt{\frac{1}{MN-1} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} (l(i, j) - \bar{l})^2} \quad \bar{l} = \frac{1}{MN} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} l(i, j)$$

- La résolution perçue dépend du contraste dans l'image
 - Pas de bonne mesure perceptuelle de la résolution dans une image



Volume partiel

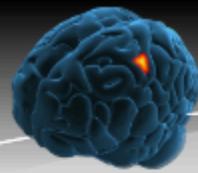
- Les structures sont souvent plus petites que la résolution de l'image. Cela crée ce qu'on appelle un volume partiel



- Volume partiel : Voxel avec un mélange de plusieurs tissus

Fenêtrage (Windowing)

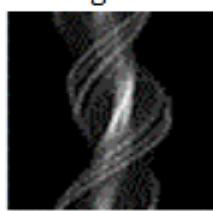
Bruit



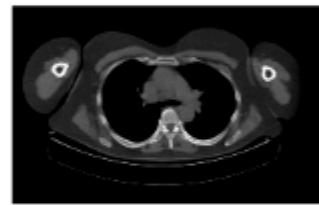
➤ Nature du bruit dépend de la modalité d'imagerie



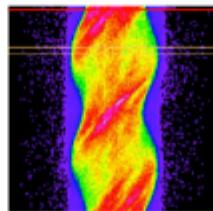
"Speckle"
Bruit additif et multiplicatif



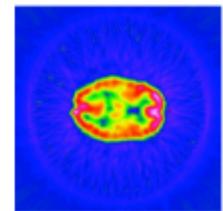
Scanner



Médecine Nucléaire



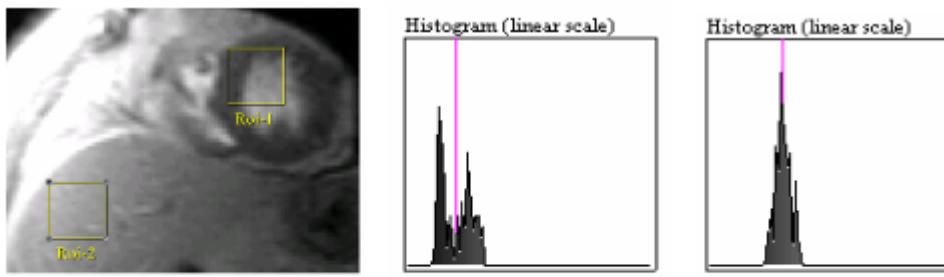
Bruit Poissonnien



Bruit gaussien corrélé

Histogramme

- Fonction décrivant la répartition des niveaux de gris de l'image
 - $Histo(k)$ = Nombre de pixels d'intensité k
- Fournit des informations propres à l'image, telles que :
 - La distribution statistique des NdG
 - Les bornes de répartition des NdG
 - Aucune information spatiale
- Probabilité d'appartenance d'un pixel d'intensité k
 - $Pn(k) = Histo(k) / N$
 - N : nombre de pixels de l'image
- Quantité d'information apportée par un niveau d'intensité (n) dans l'image
 - $Q(n) = -\log_2 Pn(n)$
 - Plus la fréquence d'appartenance d'un niveau de gris ($Pn(n) \rightarrow 1$) moins ce niveau



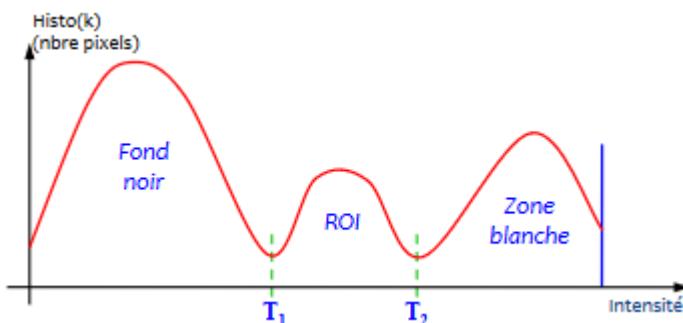
➤ Entropie :

- Mesure la quantité moyenne d'information apportée par chaque niveau sur l'ensemble de l'image.
- $$\text{ENTROPIE} = - \sum_{n=0}^N P_N(n) Q(n)$$

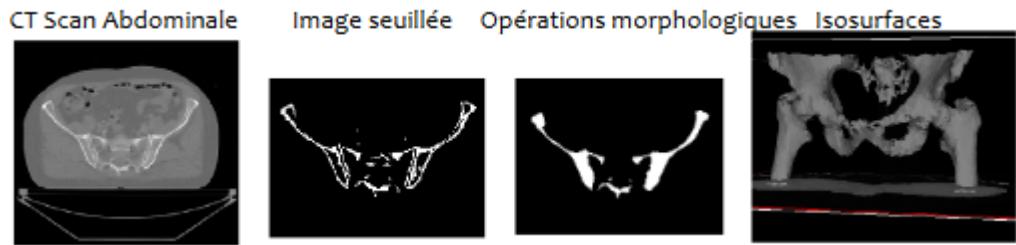
- Cette grandeur représente le nombre moyen de bits nécessaires pour coder toute l'information présente

Histogramme Seuillage

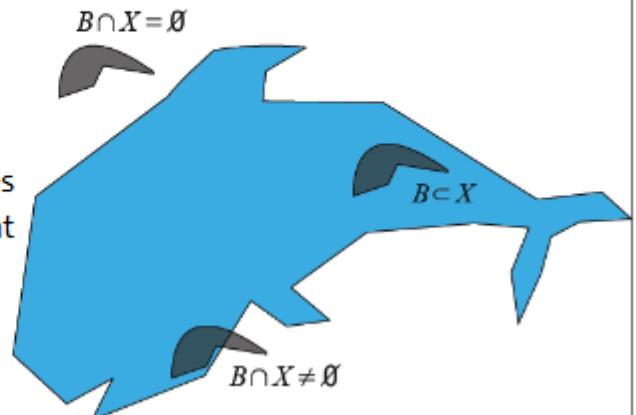
- L'histogramme permet également de mettre en évidence des régions (structures) particulières
 - Exemple : Région d'intérêt (ROI) grise dans une zone blanche avec un fond noir
- Pour mettre en évidence l'objet
 - Binarisation
 - Si $T_1 \leq f(i, j) \leq T_2$
 - alors $f_b(i, j) = 1$
 - sinon $f_b(i, j) = 0$



- Reconnaissance des formes
 - Difficultés dans la reconnaissance des pics et des vallées
 - Connaissance à priori de l'image + Contrôle permanent des résultats
- Seuillage et classification
 - Structures uniquement caractérisées par l'intensité de ses pixels
 - Méthode
 - valide pour des structures fortement contrastées
 - nécessite des opérations de morphologie mathématique
 - ne prend pas en compte la corrélation spatiale des pixels



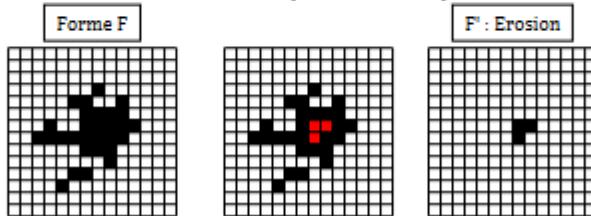
- En **morphologie mathématique**, l'image est considérée comme un **ensemble**, dont on étudie les propriétés en fonction de relations locales avec un ensemble de référence (élément structurant) en termes d'intersection et d'inclusion (relations en tout-ou-rien)
- Les opérateurs morphologiques élémentaires sont
 - ➔ L'**érosion**
 - ➔ La **dilatation**
- D'autres opérateurs plus complexes peuvent être obtenus en combinant l'**érosion** et la **dilatation** :
 - ➔ L'**ouverture**
 - ➔ La **fermeture**
- La **squelettisation** fait aussi partie



➤ **Erosion**

- ➔ Soit une image binaire de n pixels constituant une forme F et un élément structurant S 
- Points x tels que l'élément structurant S centré en x (Sx) est inclus dans F

$$\text{EROSION} \Rightarrow F = \{x_i / Sx_i \subset F\}$$

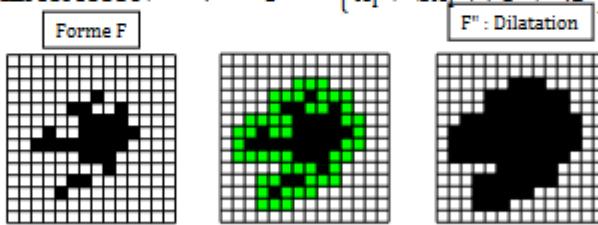


- L'**érosion**

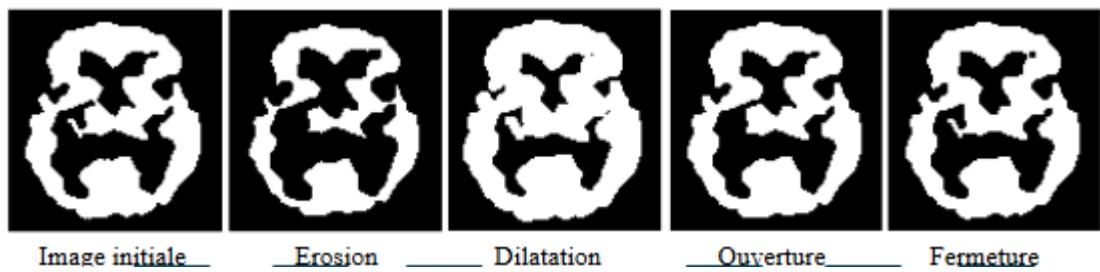
- diminue la taille des structures
- élimine les objets de taille inférieure à l'élément structurant
- sépare les objets reliés

➤ Dilatation

- La dilatation est l'inverse de l'érosion
- Soit une image binaire de n pixels constituant une forme F et un élément structurant S
- Points x tels que l'élément structurant S centré en x (S_x) a une intersection non nulle avec F DILATATION $\Rightarrow F' = \{x_i / S_{x_i} \cap F \neq \emptyset\}$

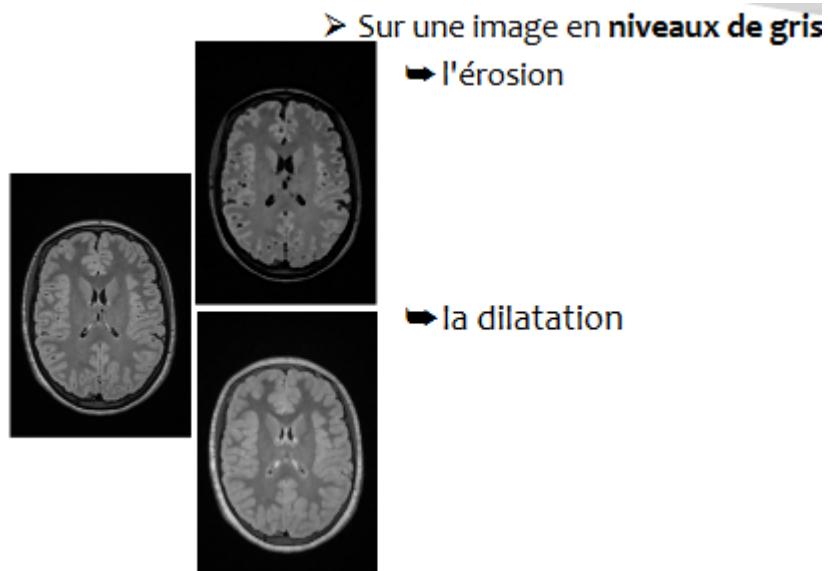


- La dilatation
 - grossit tous les objets en fonction de la taille de l'élément structurant
 - les trous plus petits que l'élément structurant sont comblés
- Ouverture
 - érosion suivie d'une dilatation avec le même élément structurant
 - l'ouverture a pour propriété d'éliminer toutes les parties des objets qui ne peuvent pas contenir l'élément structurant
 - une région constituée de deux blocs reliés par un pont de faible épaisseur est divisée en deux parties distinctes
- Fermeture
 - dilatation suivie d'une érosion avec le même élément structurant
 - la fermeture a pour propriété de combler tout ce qui est de taille inférieure à l'élément structurant
 - remplissage de vides



- Sur une image en niveaux de gris
 - l'érosion consiste à donner à tout pixel la valeur minimale de l'image dans la fenêtre d'observation définie par l'élément structurant
 - tend à homogénéiser l'image (réduction des pics de niveaux de gris)
 - à l'assombrir
 - à étaler le bord des objets les plus sombres
 - la dilatation consiste à donner à tout pixel la valeur maximale de l'image dans la fenêtre d'observation définie par l'élément structurant
 - tend à homogénéiser l'image (épaisseur des pics)

- à l'éclaircir
- à faire disparaître les objets sombres



Filtrage linéaire

Moyen

- lisser l'image et ajouter du flou
- réduit le bruit et les détails non importants

Gaussien

- lissage par moyenne pondérée de l'image en fonction de la distance du pixel voisin
- Isotrope
- équivalent à un
 - filtre passe-bas
 - coupe les hautes fréquences dans l'espace de Fourier
 - une équation de diffusion de la chaleur

Binomiaux

- Approximations de filtres gaussiens finis discrets
 - Diminution du bruit dégradant l'image
 - Dégradation des contours
- Décomposition d'un filtre
 - Pour accélérer les traitements, il est possible de décomposer les filtres en sous-filtres équivalents qu'on passe un après l'autre

Bi-latéral

- Lissage non-uniforme
- La forme du filtre dépend du contenu de l'image
 - Lisse où c'est possible
 - Préserves les détails

- Préserve les contours
- Fonctionne mal en présence d'images fortement bruitées

Filtrage non-linéaire

- Filtre d'ordre
 - Filtre non linéaire qui ne peut pas d'implémenter comme un produit de convolution
 - Les filtres d'ordres précédents en remplaçant les valeurs de chaque pixel de la kème valeur qui occupe un certain rang lorsqu'on trie les valeurs observées par ordre croissant dans un certain voisinage du pixel
 - Pour $k=N/2$ on parle de filtre médian
 - Pour $k=1$, on parle d'érosion morphologique
 - Pour $k=N$, on parle de dilatation morphologique
 - Très adapté au bruit de type "poivre et sel" (faux "blanc" et "noir" dans l'image)
 - Préserve les contours
 - Réduit le bruit additif uniforme ou gaussien (lissage de l'image)
 - Si le bruit est supérieur à la moitié de la taille du filtre, alors le filtre est inefficace

non-local means

- Effet d'un moyennage de N acquisitions multiples
- ...
- Le but est de faire la moyenne de tous les pixels avec un voisinage similaire +/- du bruit

Détection des contours

- Un contour parfait peut être défini comme une variation "rapide" du niveau d'activité
 - En réalité cette variation est relativement tente et additionnée de bruit
 - Détection d'un contour
 - Les maxima locaux de la dérivée première

Filtre dérivateur

- Gradient
 - Contour : Pixels dont les valeurs absolues de gradient sont maximales
 - Approximation numérique du gradient en x
 - à droite $f(x)=f'(x+1)-f'(x)$
 - à gauche $f(x)=f'(x)-f'(x-1)$
 - différence centrale $f(x) = \frac{f'(x+1) - f'(x-1)}{2}$
 - Extension 2D : (la matrice 3x3 de Prewitt, Sobel et Hummer)
- Laplacien
 - Contour: Pixels de valeurs 0 entre une valeur minimale et une valeur maximale
 - A gauche

Segmentation globale

Seuillage

- L'approche est globale
 - au sens où la décision d'appartenance d'un pixel à une région dépend toujours de l'image entière
- Les méthodes par histogrammes sont :
 - Les plus simples à mettre en œuvre
 - Rapides à calculer
 - Difficulté de trouver le seuil
- Limitations
 - Bruit
 - Volume partiel
 - Homogénéité
- Détermination du ou des seuils
 - valeur obtenue par test (empirique)
 - Algorithme supervisé
 - Choisi automatique
 - Otsu
 - On cherche le seuil qui minimise la variance intra-classe
 - Algorithme EM (Espérance Maximisation)
 - Approximation de l'histogramme par un mélange pondéré de gaussiennes
 - Classification
 - Attention classification != Segmentation
 - k-Means
 - c-Means

k-means

- On veut diviser les points en k groupes (clusters)
- k est donné à l'avance (un paramètre de l'algorithme)
- On définit le centre d'un groupe comme la moyenne des éléments (pixels) du groupe (Barycentre)

Algo :

- 1. Partitionnement des données en k sous-ensembles (non vides)
- 2. Calcul des centres des groupes de la partition courante
 - 3. Les données sont affectées au groupe dont le centre leur est le plus proche (distance euclidienne)
 - Retour à l'étape 2
- Arrêt lorsque les groupes sont - courants

Fuzzy c-means

- Plutôt qu'une affectation obligatoire à l'une des classes
 - Introduction à la notion de degré d'appartenance des individus aux classes

Algo :

- 1. Assignation aléatoire de degrés d'appartenance aux k sous-ensembles
- 2. Calcul des centres des groupes en tenant compte de leurs degrés d'appartenance
 - 3. Calculer pour chaque individu ses degrés d'appartenance aux classes
 - 4. Retour à l'étape 2
- Arrêt lorsque les degrés d'appartenance ne sont ~ lus (plus???) modifiés

Segmentation Région

Croissance de Régions

- Approche "Région"
 - La segmentation vise à découper une image en régions connexes présentant une homogénéité selon un certain critère
- Algorithme croissance de régions (region growing)
 - Départ d'un pixel (ou d'un groupe de pixels) d'amorce (pixel germe)
 - Analyse de ses pixels connexes voisins et analyse du critère d'homogénéité
 - Décision de l'attribution du pixel à la région si le critère d'homogénéité est inférieur à un seuil
 - Croissance de la région en agrégeant le pixel
 - Recalcul du critère de la région avec le pixel agrégé
 - Arrêt lorsque plus aucun pixel ne satisfait le critère
- Limitations
 - Influence du choix des graines
 - Influence de l'ordre de parcours des points de la frontière
 - Choix du seuil
- Avantage
 - Implémentation rapide

Split & merge

- Algorithme
 - Au départ : l'image entière sur laquelle le prédictat d'homogénéité n'est pas respecté en général
 - Si le prédictat n'est pas respecté : division en régions (de type quadtree)
 - Chaque région est examinée à son tour, etc, jusqu'à arriver au niveau du pixel
 - Regrouper les régions adjacentes homogènes (au sens d'un critère donné)

Segmentation contour

Contour actif

- Approche "contour"
 - La segmentation par contours actifs vise à faire évoluer une courbe afin de la faire coller aux contours d'un (ou plusieurs) objet que l'on souhaite segmenter
 - Idem fonctionnement d'un élastique

Snake

- Soit $C(i)$ une courbe paramétrique avec des points de contrôle
- Le principe consiste à faire évoluer une courbe initiale vers un objet d'intérêt
- La courbe évolue sous l'action d'une force déduite de la minimisation d'une énergie/fonctionnelle
 - $E_{\text{snake}} = E_{\text{interne}} + E_{\text{externe}}$
- E_{int} : propriétés intrasèques du snake
 - La régularité/l'élasticité du contour
 - tension/torsion entre les points du contour
- E_{ext} : propriétés locales de l'image autour du snake

- prend en compte l'information contenue dans l'image
- terme d'attache aux données (répulsion/attraction)

Reconnaissance des formes

Transformée de Hough

- La transformée de Hough permet la détection de formes diverses
 - Droites, cercles, Ellipses ou la description d'objets plus complexe
- Principe de détection de droites
 - Une droite est caractérisée par deux paramètres a et b tels que $y = ax + b$
 - La transformée de Hough va permettre de faire un mapping entre les coordonnées d'un pixel et un accumulateur dans l'espace des paramètres (a,b)
 - Pour $y = ax + b$
 - tous les points (x,y) vérifiant cette équation seront associés au même couple (a,b)
- Pour étudier l'existence de droites il faut se pencher sur l'espace des paramètres de recherche des regroupements
 - Tous les points d'une droite se coupent en (a,b) dans le domain de Hough
- Algorithme
 - Appliquer une détection de contours à l'image
 - Discréter le plan des paramètres (a,b)
 - Initialiser un accumulateur
 - Pour chaque point sur un contour
 - Déterminer sa droite image dans l'espace des paramètres
 - Incrémenter l'accumulateur sur les points de cette droite
 - Recherche des maxima, Le. paramètres des droites présentes
- Problème de l'espace des paramètres (a,b)
 - L'espace des paramètres doit être borné et discréterisé pour une implantation réelle
 - Une droite verticale ne peut pas être représentée $a \rightarrow \infty$ vers l'infini
 - Utiliser un autre couple de paramètres que (a,b)
 - (s, θ) avec $s=x \cos(\theta) + y \sin(\theta)$
 - $x \cos(\theta)$
 - $y \sin(\theta)$
 - Les sinusoïdes correspondant aux points d'une même droite se coupent au point (s, θ) paramétrant cette droite
- Principe de détection des cercles
 - Utilisation de l'espace des paramètres (a,b,R) d'un cercle de centre (a,b) et de rayon R
 - $R^2 = (x - a)^2 + (y - b)^2$
 - L'ensemble des cercles passant par un point est représenté par un cône de sommet (a,b,R) dans l'espace à 3 dimensions

- Le point d'intersection de 3 cônes caractérise le cercle passant par 3 points.

Méthode des moindres carrés

- Détection d'une seule conique
 - La méthode des moindres carrés consiste à trouver un ensemble de paramètres qui minimise une mesure de distance entre les points donnés et la conique
 - Représentons une conique générale par son équation du second degré :
 - $F(x,y) = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f=0$
 - La méthode des moindres carrés consiste à minimiser la somme des carrés de la distance algébrique

Recalage

Faire une transformation en gros

1 patient, 1 modalité : correction du mouvement (si il bouge entre deux images, donc images à repositionner pour qu'elles se superposent)

- Correction du mouvement
 - Intra-série
 - Inter-série et intra-examen
 - Comparaison series (pré/post PdC)
- Inter-examen
 - Contrôle post-opératoire
 - Suivi d'une pathologie/traitement
 - Morphogenèse
 - Suivi de structures déformables
- Recalage temporel intra-volume
- Correction de distorsion

plusieurs patients, 1 modalité :

- Normalisation spatiale
- Création des atlas statistiques
- Recalage / Segmentation avec un atlas

1 patient, plusieurs modalités :

- Complémentarité entre sources d'images :
 - Fusion anatomie / fonction
- Planning thérapeutique / Chirurgie assistée par ordinateur

plusieurs patients, plusieurs modalités

- Cartographie fonctionnelle du corps entier

Transformation

- Linéaire
 - Rigide
 - translation : 2 degrés de liberté
 - Rotation + translation : 3 degrés de liberté
 - Pour recalage intra-patient / intra-modalité
 - Similitude : 4 degrés de liberté
 - Affine : 6 degrés de liberté
 - Pour recalage intra-patient : multimodalités
 - Projective : 8 degrés de liberté
 - Passage de la 3D à la 2D
 - Non-linéaires
 - Elastique
- Conséquence des transformations
 - Si la transformation $T(S)$ envoie les pixels de S exactement sur les pixels de C
 - pas de problème, mais ça n'arrive jamais
 - Nécessité de faire une interpolation
- Critère de similarité
 - Supposons que l'on se donne un critère de similarité : $\text{Sim}(S, T(C))$ qui mesure la "ressemblance" entre deux images S et $T(C)$

Le jeu des images; résultats :

1B

2G

3D

4F

5E

6A

7C

- Entropie conjointe
- Coefficient corrélation (max)
- Information Mutuelle
- Optimisation
 - sans gradient
 - Simplex, powell
 - avec gradient
 - Descente de gradient
 - Gradient conjugués
 - Quasi Newton
 - Levenberg-Marquardt