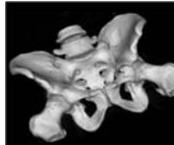


LA

## TOMODENSITOMETRIE OU LE SCANNER

Dr BOUSSOUF A  
CHU SETIF



### DEFINITION:

La tomodensitométrie se définit comme une chaîne radiologique tomographique effectuant la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X à la traversée d'un volume anatomique avec reconstruction matricielle d'une image numérisée

#### Historique

– 1971 : premier examen tomodensitométrique cérébral. Il est réalisé au Atkinson Morley's hospital à Londres par l'ingénieur Hounsfield et le neuroradiologue Ambrose sur une machine construite par la société EMI . Cette firme dans laquelle travaille Hounsfield ne faisait pas partie des grands constructeurs classiques de tables radiologiques mais a investi massivement dans la recherche médicale grâce aux bénéfices colossaux générés par la production des disques des Beatles.

– 1974 : le physicien américain Ledley, de la Georgetown university à Washington met au point le premier appareil corps entier : le temps d'obtention d'une image est alors de 5 minutes.



– 1979 : le prix Nobel de médecine est décerné à MacLeod et Hounsfield pour la mise au point de la tomodensitométrie.

– 1989 : mise au point de la rotation continue puis de l'acquisition hélicoïdale qui va redonner un essor considérable au scanner qui semblait alors en voie d'être concurrencé, voire éclipsé par l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

– 1992 : acquisition de deux coupes simultanées par rotation.

– 1995 : acquisition « subseconde » 0,75 seconde par tour.

– 1998 : acquisition de 4 coupes simultanées.

– 2000 : acquisition de 8 puis 16 coupes simultanées.

### Chaîne radiologique

- 1- Générateur de rayons X
- 2- Filtrage et collimation
- 3- Système de détection

### Chaîne radiologique

#### ■ Générateur de rayons X

Il alimente le tube

Haute tension continue de 80 à 140 kv

Miliampère constant

Puissance 50-60kw

#### ■ Tube

Extrêmement performant. Supporter les contraintes mécaniques de la force centrifuge

Vitesse de rotation est de 0,5 seconde pour 360°

#### ■ Détecteurs solides

Scintillateur (céramique)+photodiode

Absorption puis conversion des RX en signal électrique

Efficacité et temps de réponse excellents

Faible rémanence

## CHAÎNE RADIOLOGIQUE

### Générateur de rayons X

Le générateur alimente le tube à rayons X. Il délivre une haute tension continue (80 à 140 kV) ainsi qu'un milliampérage constant (de 10 à 500 mA). Il a une puissance totale disponible de 50 à 60 kW. Il est placé dans le statif (« embarqué »).

### Tube

Les tubes doivent être extrêmement performants. En effet, ils doivent être capables :

- d'absorber de fortes contraintes thermiques d'où la nécessité d'une capacité calorifique élevée (exprimée en unités chaleur UC) ;
- d'évacuer la chaleur grâce à une dissipation thermique importante (permettant de réaliser rapidement une deuxième hélice si la première a porté le tube à sa charge thermique maximale)

## ! Système de détection

### Principe

Les détecteurs transforment les photons X en signal électrique. On distingue deux types de détecteurs.:

### · Chambres d'ionisation au xénon

Les photons X sont directement transformés en signal électrique. Leur efficacité (rendement) est faible (60 à 70 % de l'énergie est absorbée). Elles ne sont plus utilisées actuellement remplacées par les détecteurs solides.

### · Détecteurs solides

Ils sont utilisés par la plupart des scanners actuels. Ils sont parfois nommés incorrectement semi-conducteurs. Les photons X sont absorbés par un scintillateur (céramique) et convertis en photons lumineux, eux-mêmes convertis en signal électrique par une photodiode. Leur efficacité est excellente. Ils offrent des temps de réponse rapides et une faible rémanence

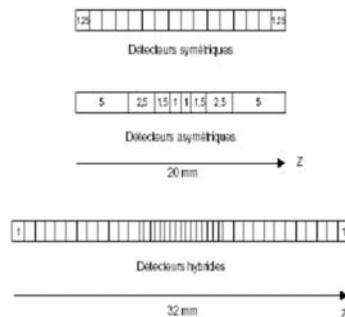
## Détecteurs solides

• 3 types de détecteurs

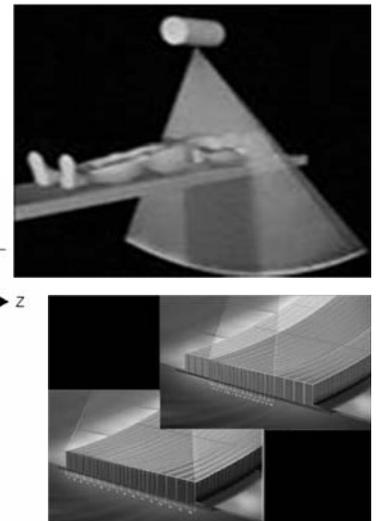
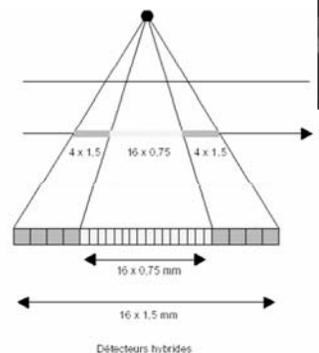
- Symétriques: tous de même taille

- Asymétriques: augmentation de la largeur des détecteurs en fonction de l'écart par rapport à l'axe de rotation

- Hybrides: ils sont de 2 largeurs différentes, permettent d'obtenir de 2 à 16 coupes simultanées



## Détecteurs hybrides

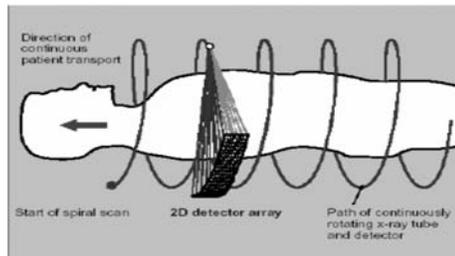


- Introduits en 1981
- Arc de couronne contenant 700 à 1000 détecteurs
- Largeur totale supérieure à celle du patient

- Les scanners 16 barrettes disposent des ces détecteurs
- • Au centre 16 détecteurs fins E1 (0,5, 0,625, 0,75mm)•
- En périphérie 2 séries de 4 détecteurs de taille double E2(1, 1,25,1,5)•
- Ce qui permet d'acquérir des coupes d'épaisseur E1 ou E2

### Détecteurs solides

- Leur nombre et largeur = **collimation** influent:
  - Épaisseur de coupe minimale (EM=0.5)
  - Nb de coupes réalisables avec EM (2 à 64)
  - La hauteur maximale couverte par rotation



- Ils sont à anode tournante, à double foyer de (0,5 à 1,5 mm) avec
- émission continue. Ils doivent en outre supporter les contraintes
- mécaniques de la force centrifuge des statifs de dernière génération
- dont la vitesse de rotation est de  $360^\circ$  en 0,4 second

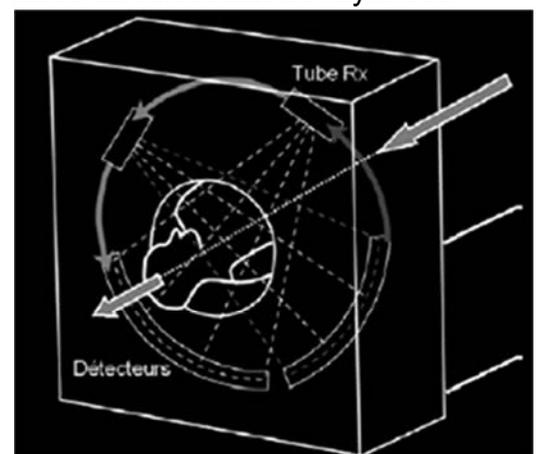
- **Scanner monocoupe**
- **Axe Z: une seule couronne de détecteurs.**
- **De 500 à 900 éléments sont disposés dans l'axe x sur environ  $50^\circ$  en éventail**
- **Une seule coupe est acquise par rotation**

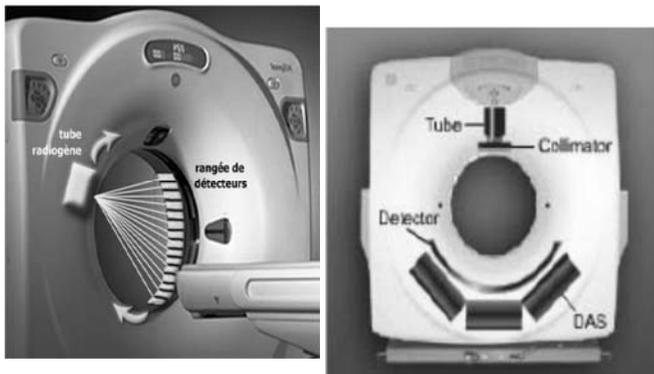
- **Scanner multicoupe**
- **Multiples couronnes de détecteurs .**
- **Subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axe Z**
- **Une coupe peut être obtenue par une couronne ou par la combinaison des signaux de plusieurs couronnes de détecteurs adjacente**

### Paramètres d'acquisition

- 1- Collimation primaire
- 2- Constantes kV, mA, temps de rotation
- 3- Acquisition séquentielle ou hélicoïdale (Volumique)

- L'architecture du scanner permet le recueil de cette multitude de faisceaux de rayons X





### Filtration et collimation

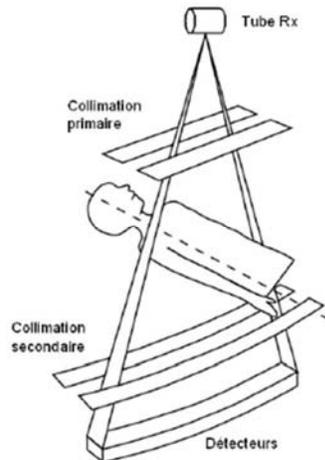
La filtration et la collimation permettent la mise en forme du faisceau de rayons X.

► Filtrage par fine lame métallique (→ suppression des rayons basse énergie)

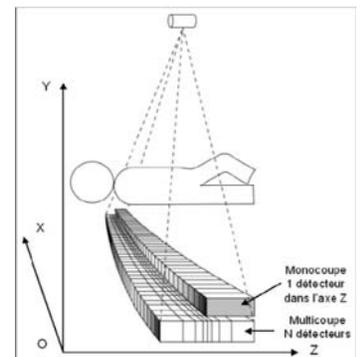
► Collimation

▷ primaire

▷ secondaire : limite le rayonnement diffusé



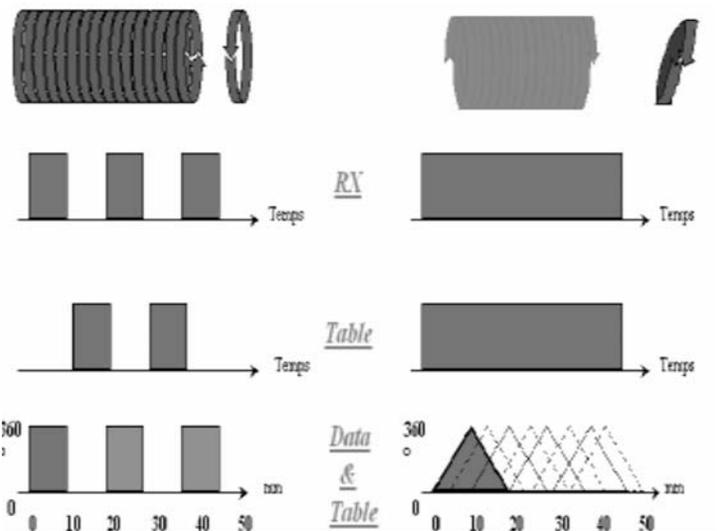
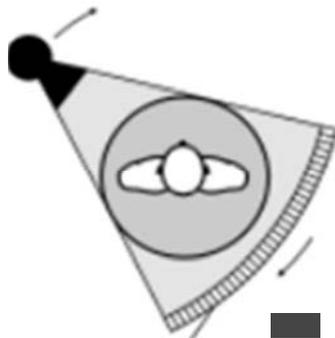
■ **multicoupe** Scanner multicoupe multiples couronnes de détecteurs le principe est la subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axe Z.



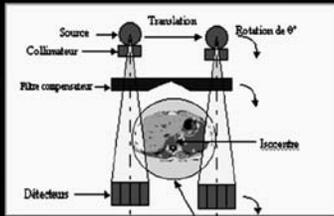
► Fonctionnement en mode séquentiel (incrémentiel) :

▷ Acquisition d'une coupe en 1 rotation

▷ Puis avance de la table pour la coupe suivante



## 1er et 2eme générations



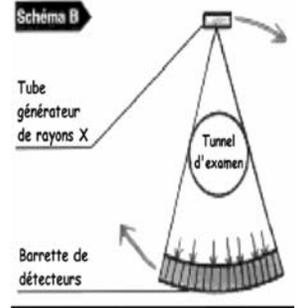
Translation, rotation du tube et des détecteurs autour de l'objet étudié (La première génération ne comportait que 2 détecteurs séparés permettant d'obtenir 2 coupes simultanément avec un temps d'acquisition de plusieurs minutes)

## 3eme génération SCANNER séquentiel

- Tube
- Barrette de détecteurs
- Lit d'examen déplacement discontinue
- Rotation de 360° alternée de T+D

### Acquisition séquentielle et discontinue

- lenteur d'examen
- manque de précision par coupe due a la discontinuité des infos
- artefact de mouvement



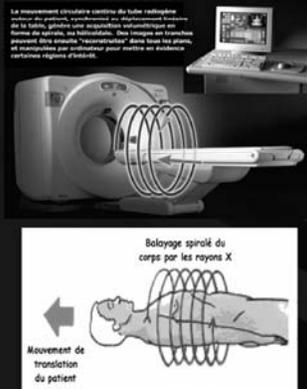
## 3eme génération scanner hélicoïdale

• L'augmentation de la tension du tube et de la haute fréquence permet de **miniaturiser** le générateur.

• Celui-ci devient « **embarqué** » et permet une rotation continue du tube → **acquisition continue** des données

- Rotation continue du tube +
- Translation continue du lit +
- Barrette de détecteurs

→ Balayage spiralé du corps par les Rx: on parle désormais d'**HELICE**



## 3eme génération scanner hélicoïdale

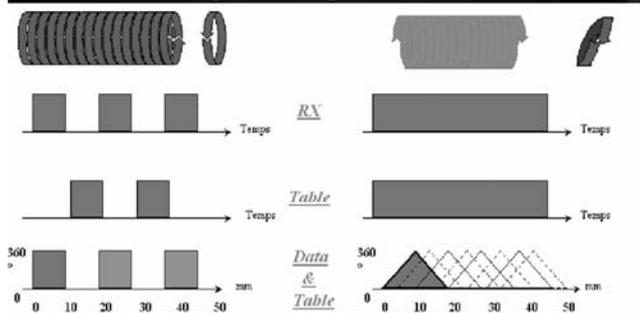
### Avantages:

- Diminution du temps d'acquisition: tdm thorax=20s
- Artefacts respiratoires minimisés
- Acquisition volumique: recon tridimensionnelle
- Acquisition réalisable pendant différentes phases vasculaires: optimisation PDC

### Inconvénients

- Coupes épaisses
- Reconstructions coro et sag manquent de précisions

## De l'acquisition séquentielle à l'hélice



## scanner multibarrettes

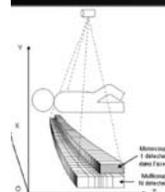
1. Augmentation du nombre et configuration de détecteurs en action en 1 rotation autour du patient  
4, 16, 64 barrettes=4, 16, 64 images par rotation

2. Amélioration de la vitesse de rotation de 0.75 à 0.4s

de la rapidité d'acquisition → +++  
polytraumatisé

Region examinée + importante

enfant  
dyspnéique



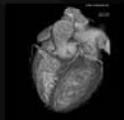
## scanner multibarrettes

- 2008: 64 images de 0.5 mm en 0.4sec
- Nouvelles applications: vasculaires cardiaques+++



## scanner multibarrettes

- 2008: 64 images de 0.5 mm en 0.4sec
- Nouvelles applications: vasculaires cardiaques+++



## Caratéristiques typiques du scanner

|                               | 1972    | 1980    | 1990     | 2000       |
|-------------------------------|---------|---------|----------|------------|
| Temps minimum (1coupe)        | 300 s   | 5-10 s  | 1-2 s    | 0.3-1s     |
| Données acquises (360°)       | 57,6 kB | 1 MB    | 2MB      | 42 MB      |
| Données par séquence (hélice) | -       | -       | 24-48 MB | 200-500 MB |
| Taille de la matrice image    | 80²     | 256²    | 512²     | 512²       |
| Puissance (générateur)        | 2 kW    | 10 kW   | 40 kW    | 60 kW      |
| Epaisseur de coupe            | 13 mm   | 2-10 mm | 1-10 mm  | 0,5-5 mm   |

( W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)



## Principe de formation de l'image

Le scanner est une chaîne radiologique composée d'un générateur, d'un tube à rayons X et d'un ensemble de détecteurs disposés en couronne.

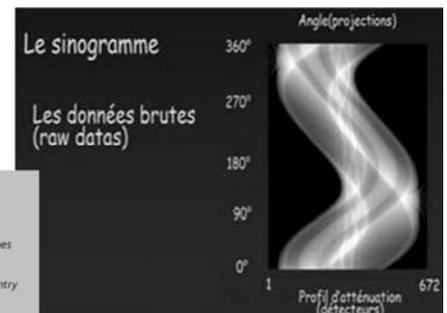
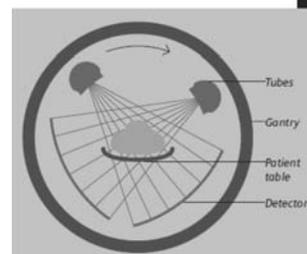
Le principe repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X qui traverse un segment du corps.

Le tube et les détecteurs tournent autour de l'objet à examiner. De multiples profils d'atténuation sont obtenus à des angles de rotation différents. Ils sont échantillonnés et numérisés. Les données sont filtrées et rétroprojetées sur une matrice de reconstruction puis transformées en image analogique.

- **PRINCIPE DE LA FORMATION DE L'IMAGE**
- **Reconstruction d'une coupe anatomique à partir des mesures d'absorption des RX par les structures composants la coupe**

- Un traitement informatique permet de reconstruire la coupe TDM (= l'image) à partir des multiples projections

(= données brutes, ou sinogramme)

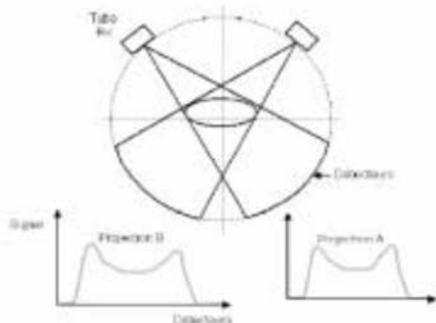


## Atténuations

- A la sortie du tube un premier détecteur électronique mesure l'intensité des RX émis.
- Puis une partie des rayonnements qui entre en contact avec le corps du patient est absorbée par les tissus traversés
  - Le rayonnement émergent (qui sort du patient) est capté par un détecteur électronique qui tourne de façon synchrone avec le tube.

## PROJECTION

1. Le détecteur transforme les photons X en signal électrique. Ce signal est directement proportionnel à l'intensité du faisceau de rayons. Il est transmis à la console par fibres optiques.
2. L'ordinateur calcule l'absorption du rayonnement en chaque point de la coupe qu'il met en relation directe avec les densités des tissus rencontrés
3. Un traitement informatique fait apparaître à l'écran une image qui traduit les variations d'absorption des tissus par une variation de nuance (noir gris blanc)



## Rétroprojections

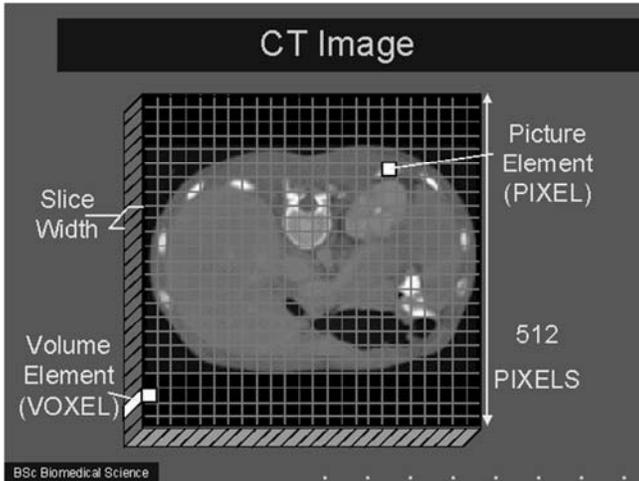
- A partir des valeurs d'atténuation mesurées par chaque détecteur, l'ordinateur calcule la densité de chaque **pixel** de la matrice
- Calculs complexes
- Principe simple : connaissant la somme des chiffres d'une matrice selon tous ses axes (rangées, colonnes et diagonales), on peut en déduire tous les chiffres contenus dans la matrice

## De la matrice à l'image -Définitions

- La **matrice** est un tableau composé de x lignes et y colonnes définissant un nombre de carrés élémentaires ou pixels.
- Nous utilisons des matrices carrées où  $x=y$ .
- Les matrices actuelles  $512^2$  ( $768^2$ ,  $1024^2$ )
- Le **pixel** est l'unité de surface de la matrice et donc la surface de base du voxel.
- Le **voxel** est l'unité de volume élémentaire de l'image.
- Il dépend de: \* l'épaisseur de coupe (hauteur du voxel)  
\* de la taille du champ de vue (FOV)  
\* de la taille de la matrice

## De la matrice à l'image

- Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en **unités Hounsfield UH**
- L'éventail varie de  $-1000$  à  $+1000$
- L'oeil humain ne distinguant que **16 niveaux de gris**,
- les 2000 paliers de densité ne peuvent être vus simultanément sur l'écran
- La fenêtre correspond aux densités qui seront traduites en niveaux de gris à l'écran

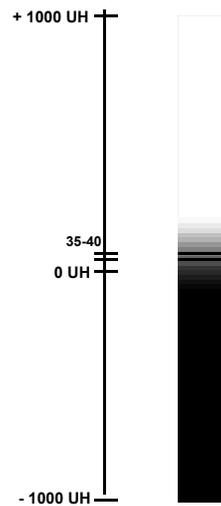
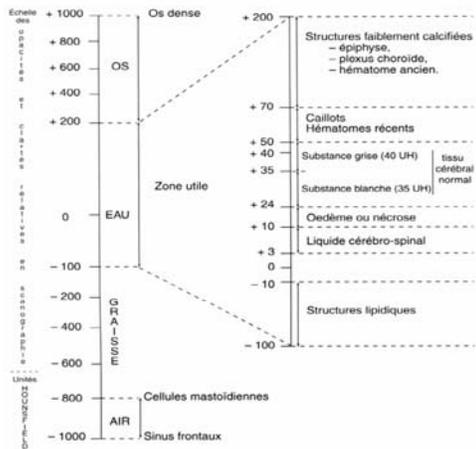


## De la matrice à l'image

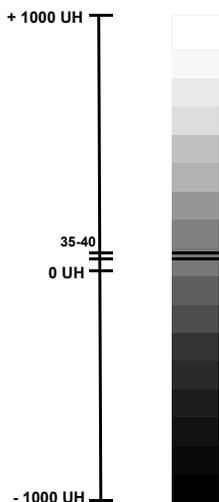
- Deux paramètres modulables définissent la fenêtre utile de densités, variable en fonction des structures étudiés :
- **le niveau (level)** : valeur centrale des densités visualisées
- **la largeur de la fenêtre (window)** détermine le nombre de niveaux de densité

## ECHELLE DE HOUNSFIELD

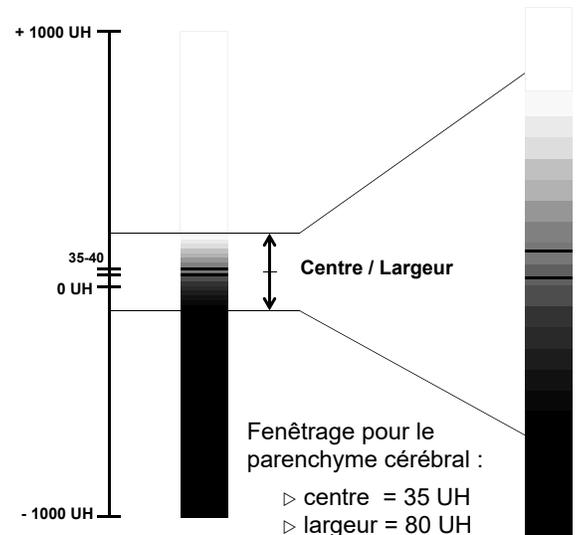
- L'atténuation est visualisable sur l'image par un dégradé de gris allant du noir au blanc.
- Les tissus les plus absorbants (os) sont blancs sur l'image.
- Les moins absorbants (air) sont noirs.



► Fenêtrage de l'image : ajustement de l'échelle des niveaux de gris aux structures d'intérêt



► 16 niveaux de gris discernables par l'oeil humain



- **FENETRAGE**

- *La fenêtre* correspond aux densités qui seront effectivement traduites en niveaux de gris à l'écran.
- Deux paramètres modulables définissent la fenêtre utile de densités :
  - -le niveau (level) ou centre
  - -la largeur de la fenêtre (window)

### Fenêtre d'exposition

- Niveau** correspond à la densité qui sera représentée par un gris moyen
- Fenêtre** définit l'étendue des densités représentées en nuances de gris de part et d'autre du niveau
- Les structures dont la densité se situe en dehors de la fenêtre seront représentées uniquement en noir (densité inf.) ou en blanc (densité sup.)

- **FENETRAGE•**

- Le centre** est la valeur située au milieu de la fenêtre et qui correspond au tissu que l'on souhaite étudier.
- Exemple :-Pour obtenir une fenêtre parenchymateuse le centre sera approximativement de -800. -Pour obtenir une fenêtre cérébrale son centre sera approximativement de + 40.

- **FENETRAGE**

- **La largeur de fenêtre** correspond à l'espacement de niveaux de gris que l'on juge nécessaire pour visualiser une image et ses différentes densités.
- Elle peut être large ou serrée.
- Plus les écarts de densités sont importants plus la fenêtre doit être large (et inversement).
- Une fenêtre large donne la priorité à la résolution spatiale.
- Une fenêtre serrée donne la priorité au contraste de l'image.

- **QUALITE DE L'IMAGE**

- **Résolution en contraste ou densité(RC)**
- Permet de différencier des structures à faible contraste comme par exemple les substances blanche et grise (scanner cérébral)
- Si l'épaisseur de coupe diminue = augmentation de RC

- **Résolution spatiale**

- Elle permet de déterminer le plus petit détail visible
- Elle dépend directement de la taille du voxel.

## ■ QUALITE DE L IMAGE

### ■ Résolution temporelle

- Le scanner multicoupe permet des temps d'acquisitions 4 à 8 fois plus courts que le scanner monocoupe.
- L'apport essentiel du scanner multicoupe est l'amélioration de la résolution temporelle.

## CONCLUSION

- Les scanographes ont connus une évolution remarquable.
- Une QUALITE IMAGE toujours plus belle ...
  - Plus Fin
  - Plus Vite
- Une DOSIMETRIE toujours contrôlée ...
  - Une maîtrise des paramètres technologiques de réduction de dose
  - Des outils de maîtrise et d'affichage de la dose.

Merci de votre attention

