



Tutorat 2023-2024



FORMATION EN SOINS INFIRMIERS

PREFMS CHU DE TOULOUSE

Rédaction 2022-2023

UEC 27

Techniques d'Imagerie Médicale

UE Blanche

Les bases de l'imagerie médicale et
radiologie : Radiographie et scanner

Ce cours vous est proposé bénévolement par le Tutorat Les Nuits Blanches qui en est sa propriété. Il n'a bénéficié d'aucune relecture par l'équipe pédagogique de la Licence Sciences pour la Santé et de l'IFSI. Il est ainsi un outil supplémentaire, qui ne subsiste pas aux contenus diffusés par la faculté et l'institut en soins infirmiers.

Rédigé par Sourd Dorian à partir du cours de I.BERRY présenté le 19/09/2022.

Les bases de l'imagerie médicale et radiologie : Scanner et IRM

I. Introduction

a. Scanner et IRM

Scanner = tomographie

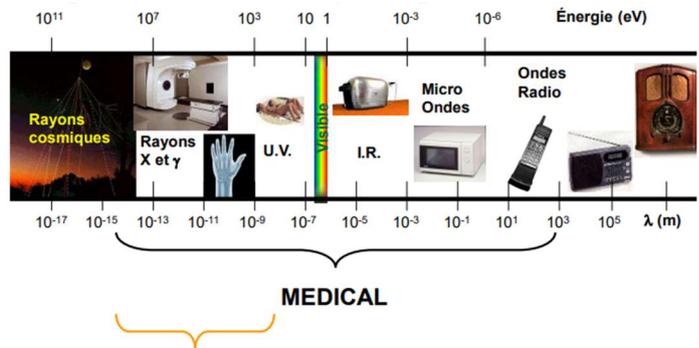
Un scanner peut donner un résultat normal quand une IRM peut montrer une ischémie cérébrale.

Les os ne sont visibles en IRM que par la graisse qu'il contient.

b. Spectre électromagnétique

La fréquence de l'onde électromagnétique va la conditionner. Le seuil d'ionisation est le seuil à partir duquel se développe des lésions. Il se trouve aux U.V. Plus la longueur d'onde est petite, plus on peut voir dans le détail.

On peut aussi utiliser les vibrations de la matière, c'est le cas de l'échographie.



RAYONNEMENTS

Physique des signaux d'Imagerie

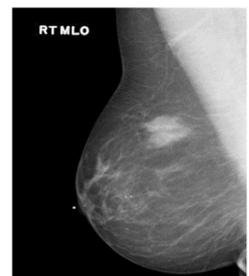
Méthode	Agent Physique	Paramètres images
Radio standard	RX	Densité électronique
Scanner	RX	Densité électronique
Scintigraphie	R _γ	Densité électronique + métabolisme
SPECT		métabolisme
PET	R _γ	métabolisme
Echographie	US	Densité atomique + effet Doppler
IRM	RF	Densité nucléaire + temps relaxation + susceptibilité magnétique + diffusion + flux

II. Radiologie

Elles sont faites de rayons X qui nous montre la densité électronique. On distingue la radiologie à RX de basse énergie et de haute énergie

a. RX basse énergie

L'énergie est de 30 keV. Il est utilisé pour les rayons « mous » comme pour la mammographie. Le dépôt de dose est proportionnel à Z^3 : fort contraste eau/graisse. Il ne traverse pas les structures denses et il y a un dépôt de dose élevé (car proportionnel à Z^3).



b. RX haute énergie

L'énergie est de 100keV. Ce sont des rayons « pénétrants » car il y a un effet Compton. Le dépôt de dose est proportionnel à Z et il y a un faible contraste eau/graisse. Le rayon traverse les structures plus denses et il y a un dépôt de dose faible (car proportionnel à Z).

Dans ce type de radio on joue sur la quantité pour visualiser les différentes structures. Pour le poumon par exemple, on utilise peu de rayons X de haute énergie, tandis que pour le rachis on utilise une quantité élevée de rayons X de haute énergie.

c. Développements :

Produits de contrastes : Iode (Z élevé) ; Baryum

Détection : Film, amplificateur de luminance et radiologie numérique (capteurs plans)

d. Radiologie interventionnelle

Elle désigne les actes médicaux réalisés par des radiologues et sous contrôle radiologique. Lors d'un anévrisme. Ce sont des interventions lourdes et le bénéfice risque est le même que celui de l'intervention à crâne ouvert.

e. Détecteurs plans

Il remplace l'ancienne cassette porte film. L'intérêt est de pouvoir retraiter des images numériquement. La mammographie possède un détecteur plan. Ces dispositifs sont très petits : 140 μ (cheveux = 80 μ). La technologie est celle du CCD.

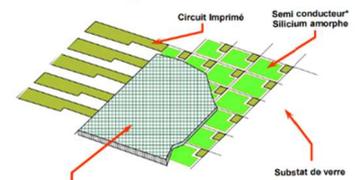
Quantité RX forte :



Quantité RX faible :



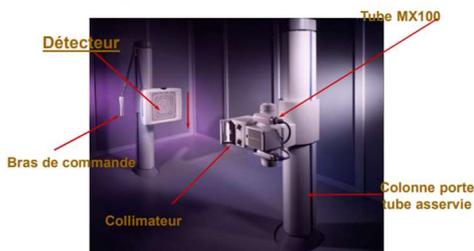
Détecteur plan



*140 μ (cf / cheveu = 80 μ)

17

Le système : vue d'ensemble



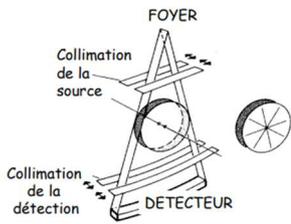
f. Ecran de visualisation, stockage numérique, transmission et retraitement

- Détection du format
- Sélection de la taille d'image :
 - o 1 pixel image = 1 pixel écran
 - o Réduction 50%
 - o Taille réelle
- Ajustement du fenêtrage
- Auto fenêtrage
- Inversion du contraste

III. Tomodensitométrie (scanner)

a. Présentation

Elle utilise des rayons X et permet de détecter la densité électronique par reconstruction informatique. Ce sont Hounsfield et Ambrose qui sont à l'origine du premier tomodensitomètre, financé par EMI-scanner.

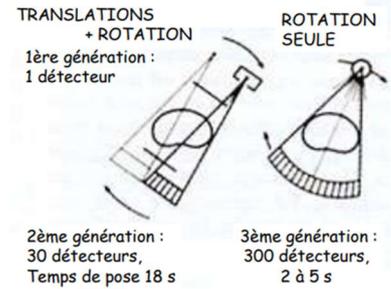


b. Production d'image en coupe

Le principe est la collimation des rayons X en fonction de l'épaisseur de coupe, de l'acquisition de projection autour du corps et de la reconstruction par rétroprojection filtrée.

c. Méthode de rétroprojection filtrée

Il y a division de la coupe en Voxels représentés par des Pixels sur l'image. L'ordinateur construit une matrice de coefficient d'atténuation des rayons X. Le signal est converti en échelle de gris.



1974



d. Un des premiers scanners commercialisés : 1974

- Temps d'acquisition : 7 minutes
- Mouvement de translation et rotation
- Matrice : 80x80 pixels
- Déplacement table séquentielle
- Champ de vue : 25 cm
- Résolution spatiale : 1,3mm
- 5s/rotation 360°

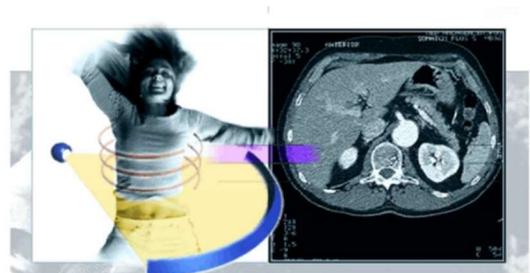
e. 1987

- Type de rotation : slip-ring
- Temps d'acquisition : 8 secondes
- Matrice : 512x512 pixels
- Déplacement de table séquentiel
- 1s/ rotation 360°
- 1 image/8s



f. 1989

- Type de rotation : continue
- Temps d'acquisition : 8 secondes
- Matrice : 512x512 pixels
- Déplacement de table continue
- 1s/ rotation 360°
- A image/8s



g. 1994

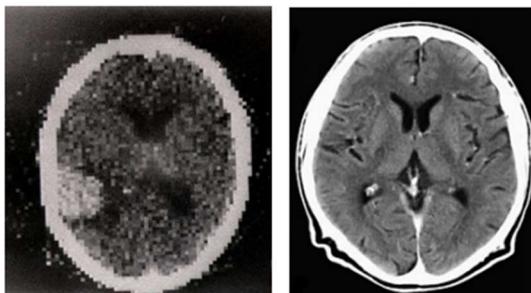
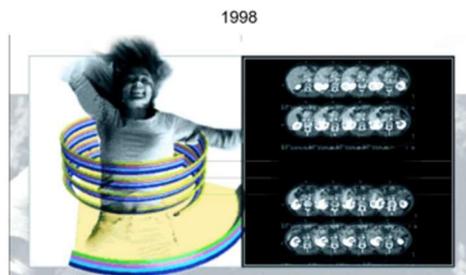
- Type de rotation : continue subseconde
- Résolution temporelle de 0,75s/rotation
- Acquisition monocoupe spiralée
- Matrice de 512x512 pixels
- Image affichée en temps réelle

1994



h. 1998

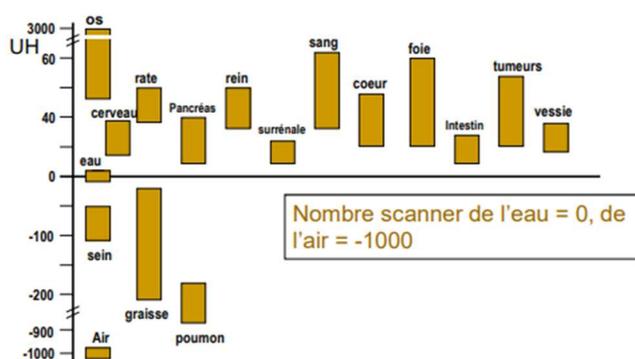
- Type rotation : continue subseconde
- Acquisition multicoupe spiralée : 4, 8, 16 coupes par rotation soit 8, 16, 32 coupes par seconde
- Matrice de 512x512 pixels
- Image affichée en temps réel
- Résolution temporelle de 250ms minimum
- 0,5s/ rotation 360°



i. Fenêtrage

(1974)

(1996)



Nombre scanner en unités Hounsfield (UH) = Coefficient d'atténuation comparé à celui de l'eau

Le principe est de sélectionner le centre de la fenêtre et la largeur de la fenêtre puis l'associer à une échelle de gris. Pour les tissus mous, ce sont des étroites fenêtrage et centre. Pour les os, le centre et la largeur de fenêtrage est plus grande. L'œil ne perçoit que 30 à 40 niveaux de gris.

