

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ FERHAT ABBAS SÉTIF 1
FACULTÉ DE MÉDECINE

Introduction à l'imagerie en coupe

DR I.BOUHARATI

Maitre assistant en imagerie médicale au CHU Sétif .

Introduction à l'imagerie en coupe:

*l'imagerie en coupe est une technique d'imagerie médicale qui permet d'obtenir des images tridimensionnelles d'une partie du corps. en coupes transversales, sagittales ou coronales.

*Elle repose sur l'utilisation de différentes sources d'énergie, comme les rayons X, les ultrasons ou les champs magnétiques, qui sont captées par des détecteurs et transformées en images numériques.

*L'imagerie en coupe offre une meilleure résolution spatiale et un meilleur contraste que les techniques d'imagerie conventionnelles.

*Elle permet ainsi de diagnostiquer et de suivre l'évolution de nombreuses pathologies, comme les tumeurs, les infections, les malformations ou les traumatismes.

Tomodensitométrie (TDM) ou scanner à rayons X:

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 tomodensitométrie 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 tomomodensitométrie.**
- 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

Production des RX en Radiodiagnostic+++

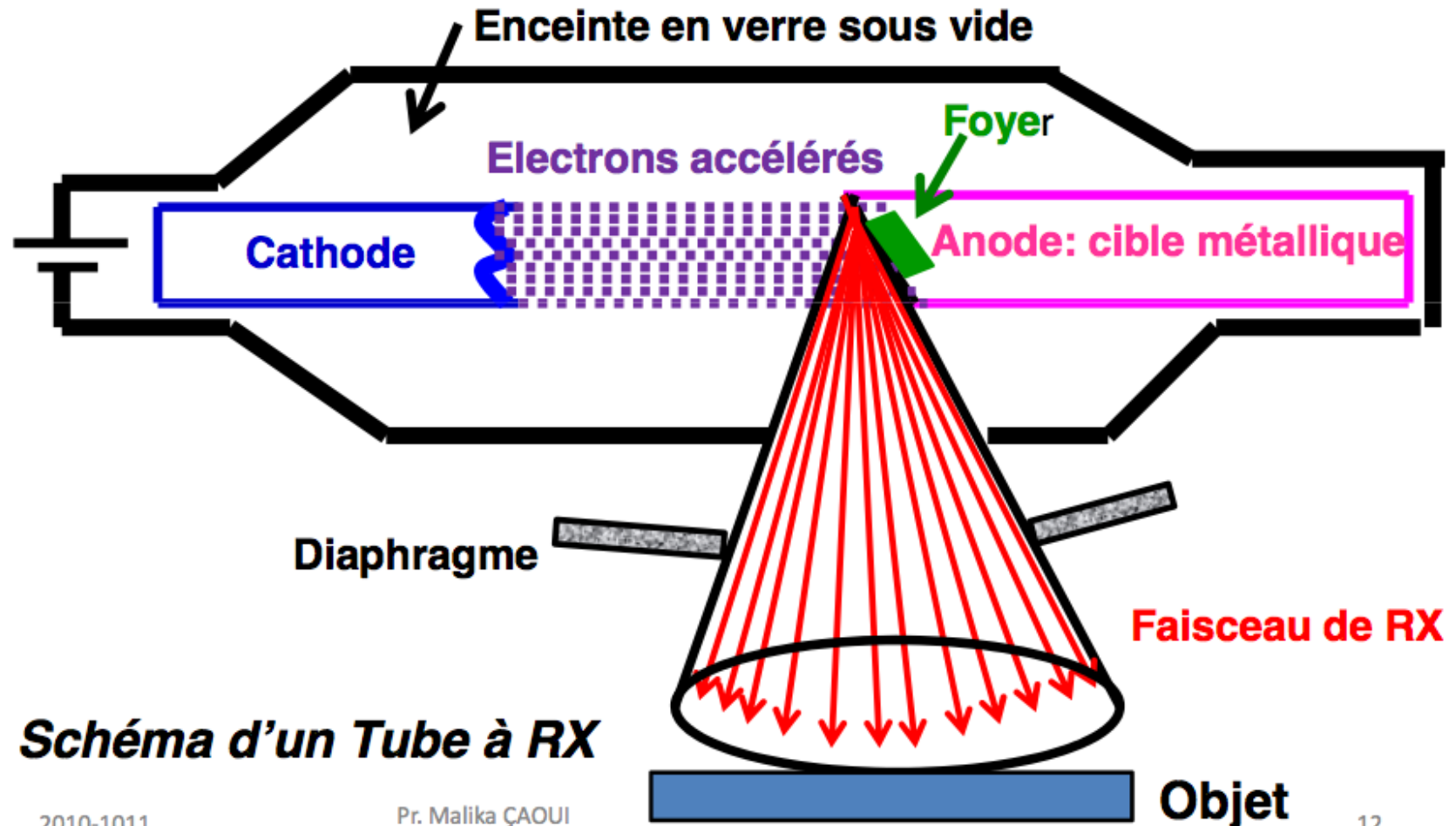
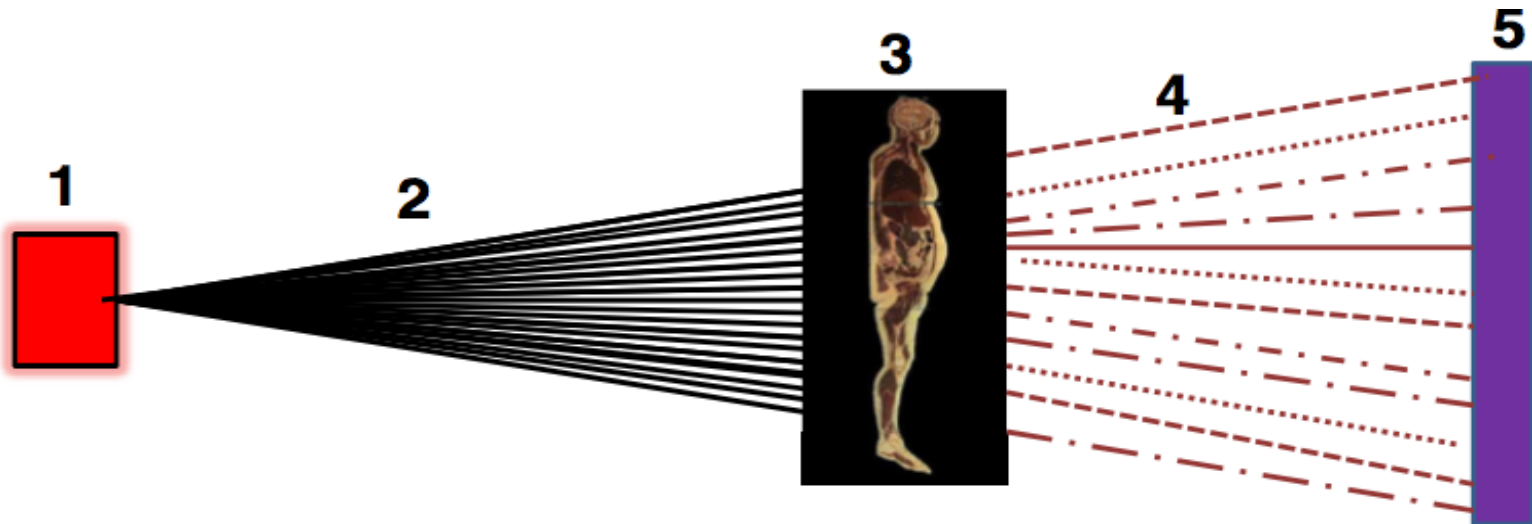


Schéma d'un Tube à RX

- Principe
- La radiographie enregistre l'image formée par des rayons X plus ou moins atténués après qu'ils aient traversé l'objet « radiographié ».



Chaîne radiologique

- **Générateur de rayons X**

Il alimente le tube

Haute tension continue de 80 à 140 kv

Miliampérage 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

- Le scanner (fig. 4.1) se compose d'un statif, ou gantry, renfermant le tube à rayons X et les filtres, le générateur à haute tension, le détecteur ainsi que le système d'acquisition (DAS, Data Acquisition System), de l'électronique de contrôle et la climatisation de l'ensemble.
- La table sur laquelle s'allonge le patient rentre dans un tunnel très court afin d'atteindre le plan d'acquisition.
- Les données sont traitées par un ordinateur spécialisé dans la reconstruction d'images.
- Une console permet de planifier l'acquisition et de lire les images. Des armoires annexes contiennent une partie de la climatisation et de la distribution électrique ,

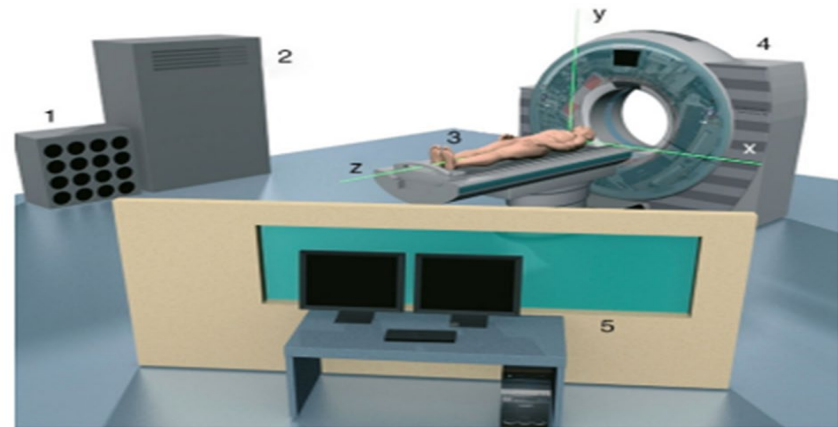


Figure 4.1

Constitution d'une installation de tomodensitométrie. Faire attention au repérage des axes x , y et z .

1. Reconstructeur d'image. 2. Armoire de distribution électrique. 3. Table d'examen. 4. Statif
5. Pupitre de commande.

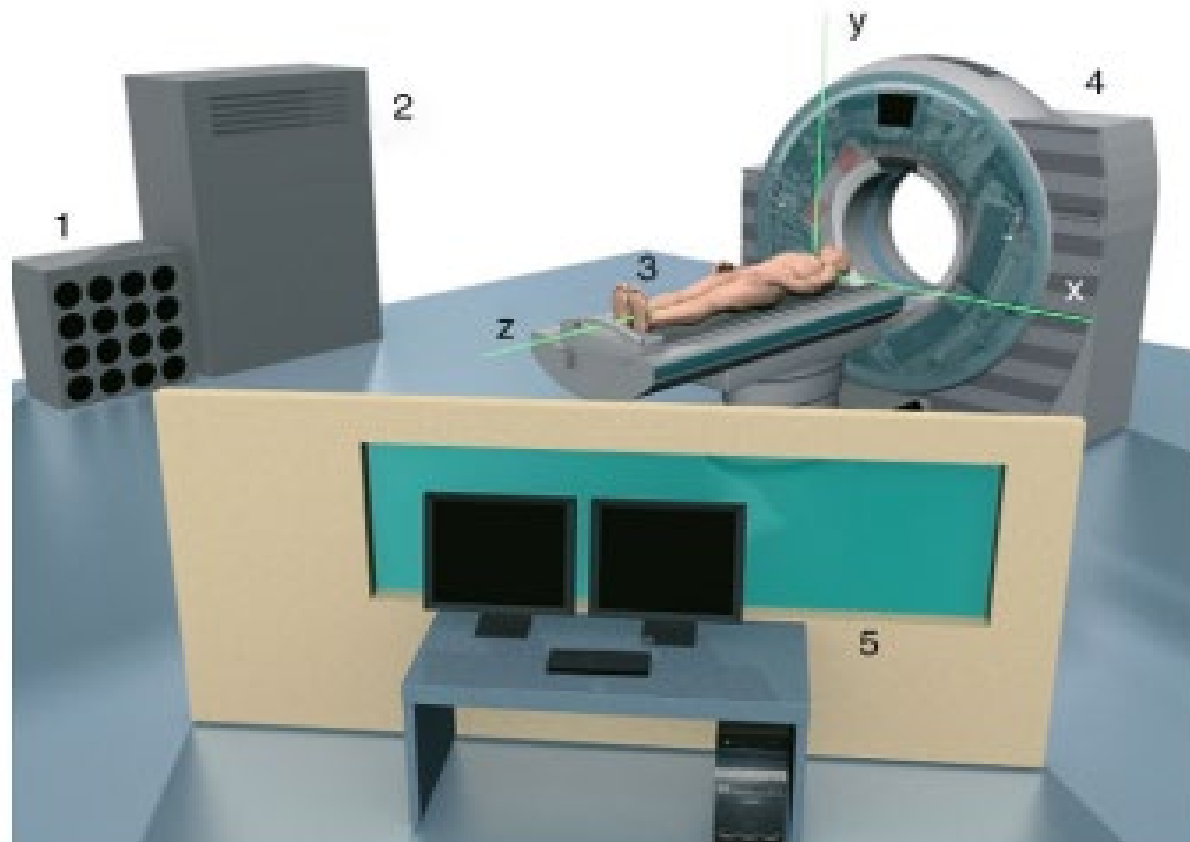
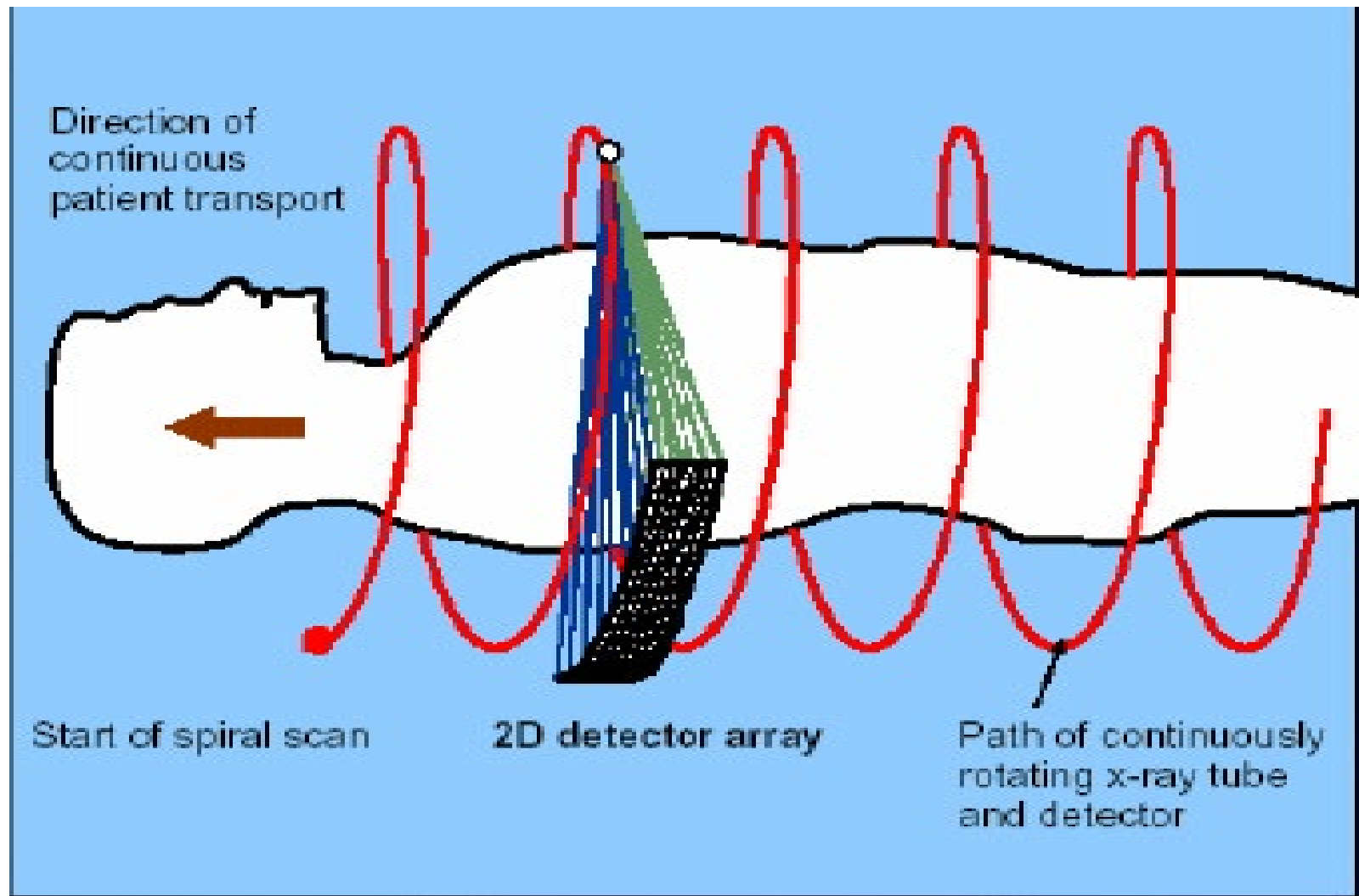


Figure 4.1

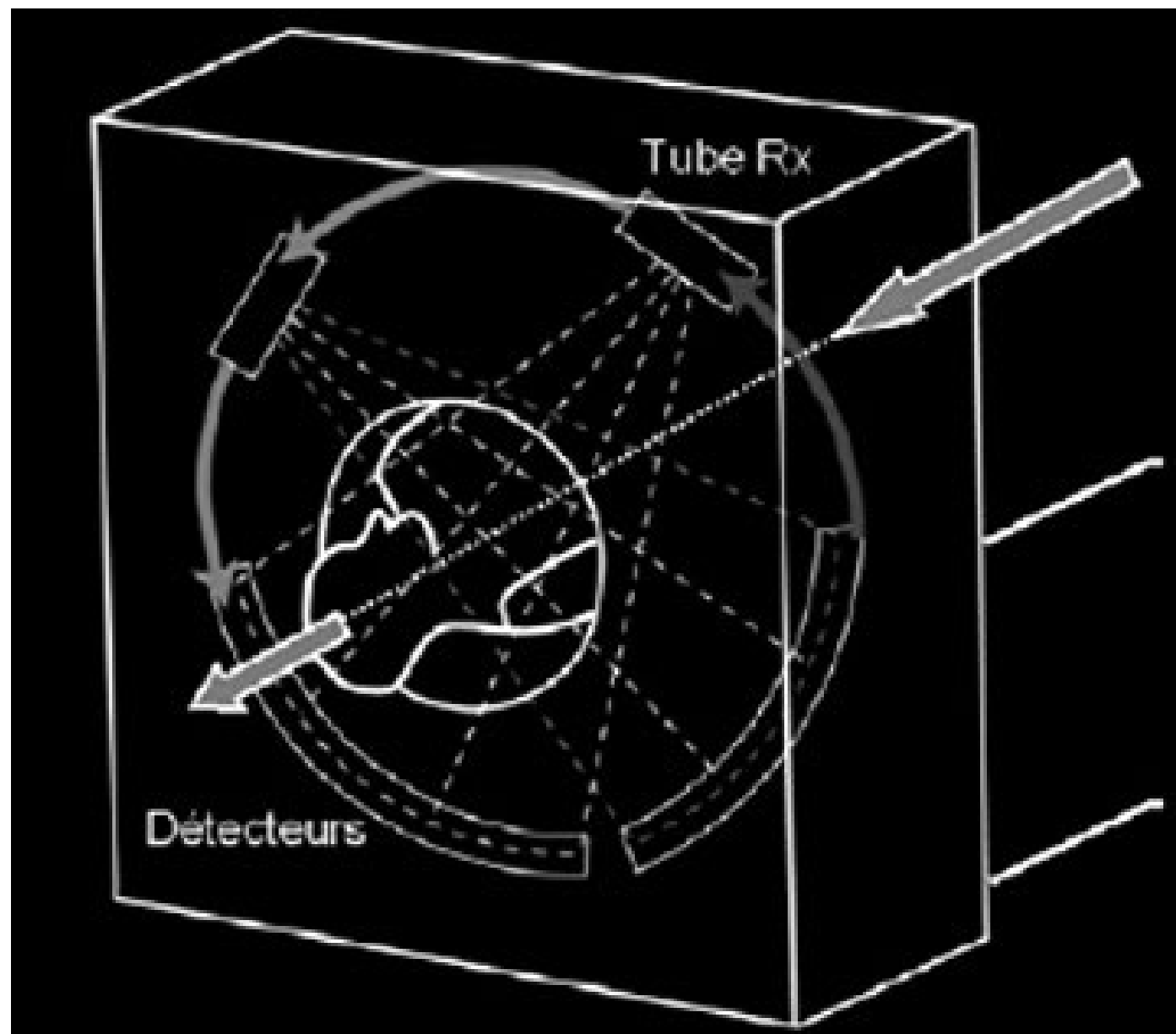
Constitution d'une installation de tomodensitométrie. Faire attention au repérage des axes x , y et z .

1. Reconstructeur d'image. 2. Armoire de distribution électrique. 3. Table d'examen. 4. Statif. 5. Pupitre de commande.



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

- **Scanner multicoupes**
- **Multiples couronnes de détecteurs (de 8 à 64 actuellement)**
- **Subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axeZ**
- **Une coupe peut être obtenue par une couronne ou par la combinaison des signaux de plusieurs couronnes de détecteurs adjacente**





Filtration et collimation

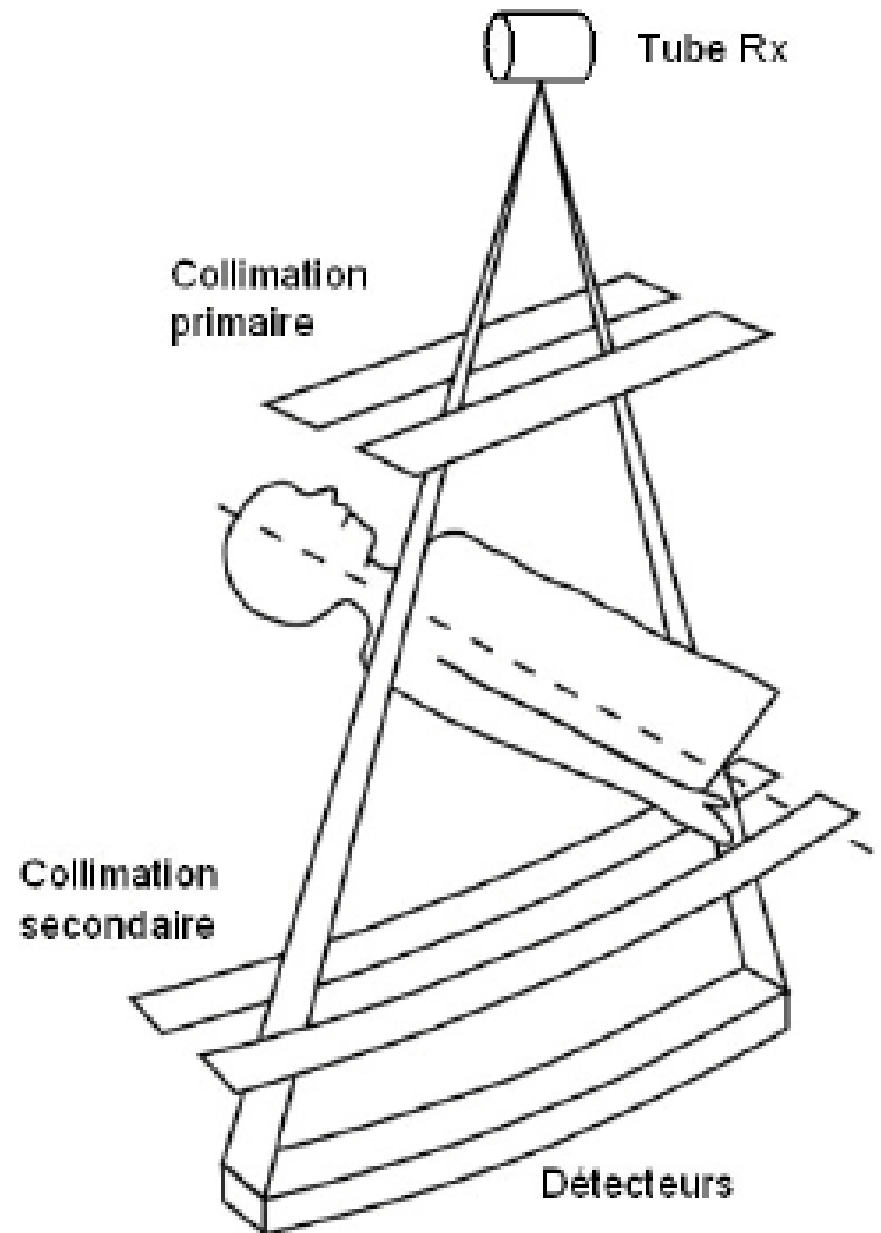
La filtration et la collimation permettent la mise en forme du faisceau de rayons X.

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

► Collimation

▷ primaire

▷ secondaire :
limite le
rayonnement
diffusé



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**

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.

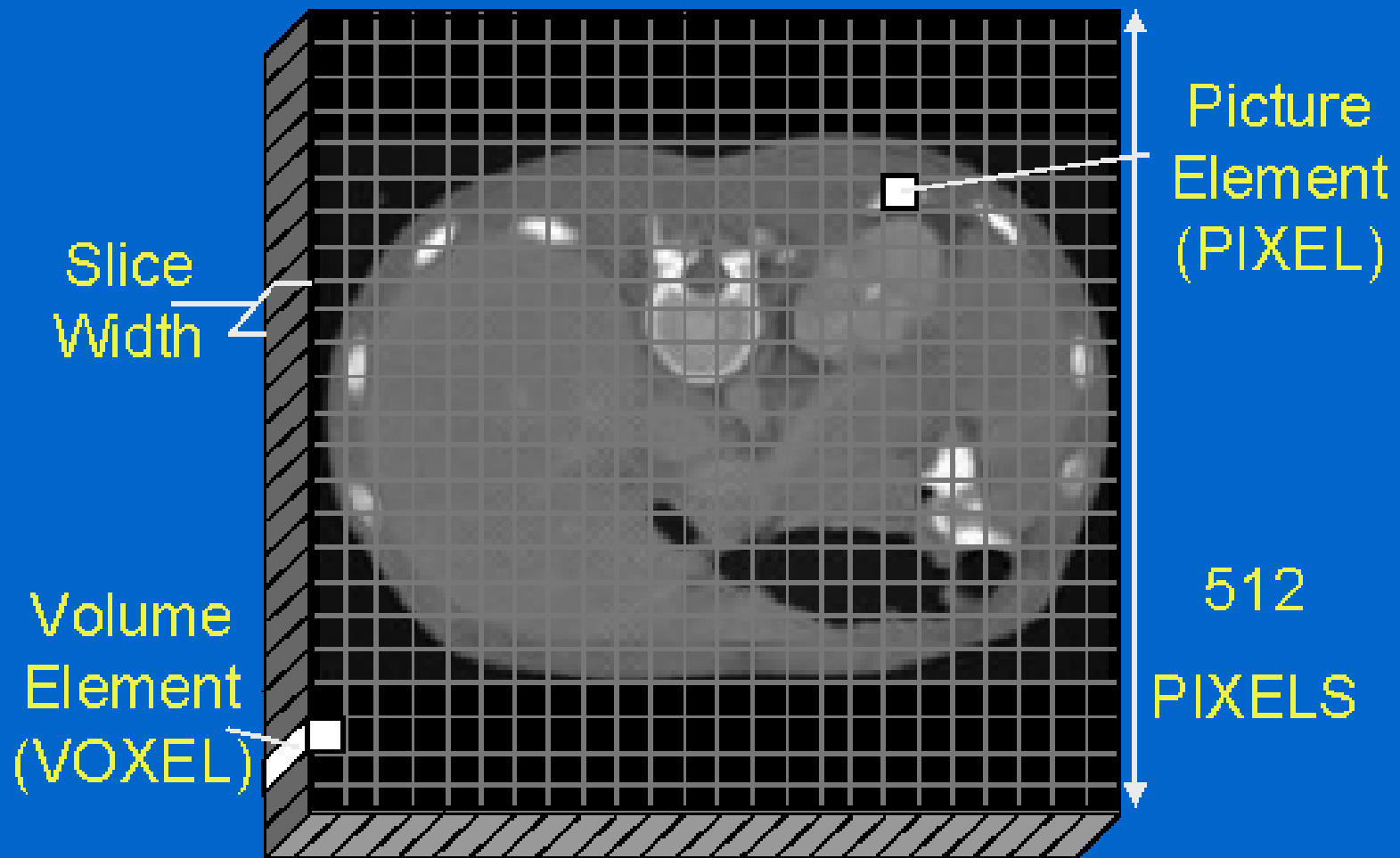
De la matrice à l'image -Définitions

- 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

CT Image

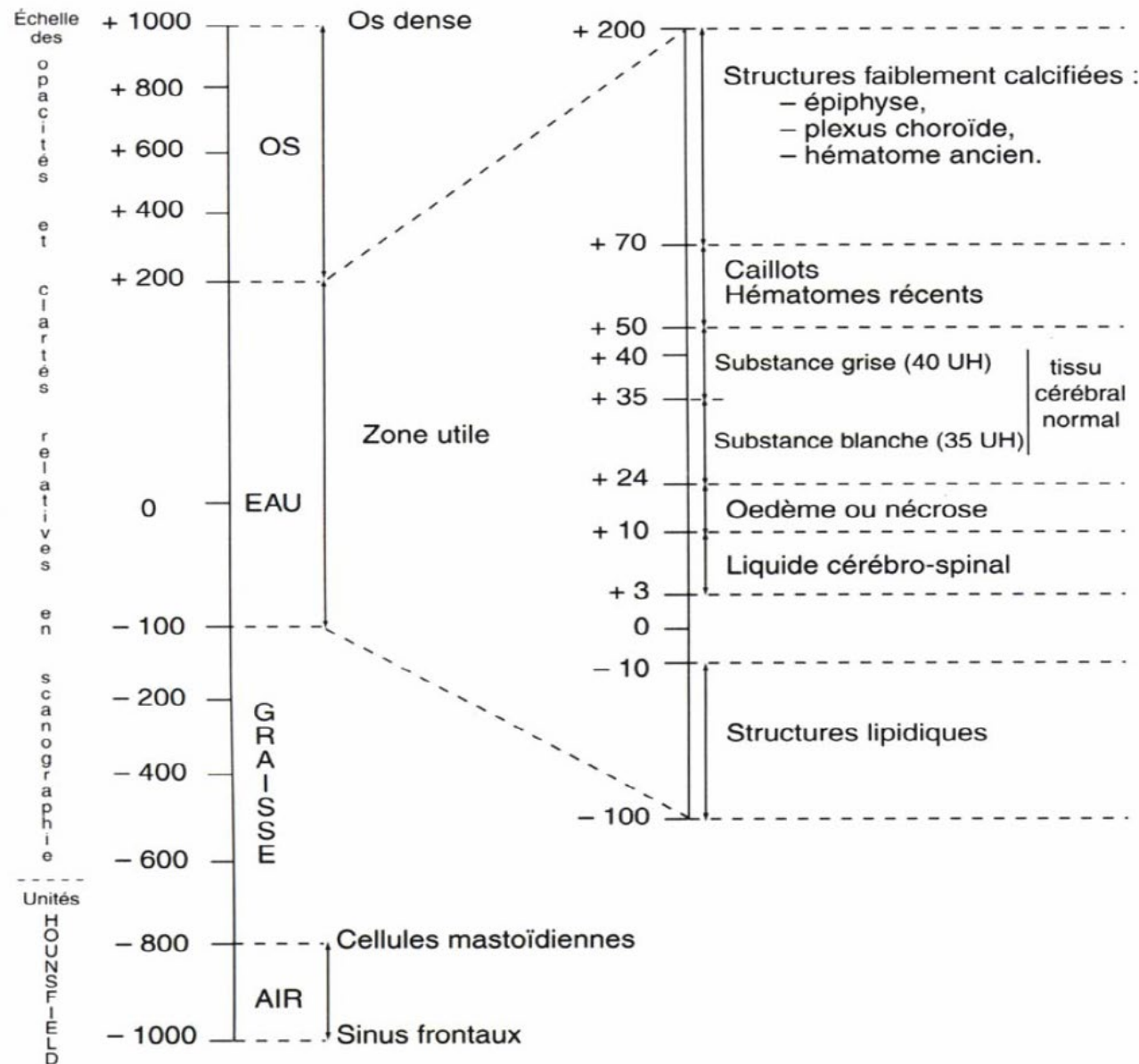


De la matrice à l'image

- 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.



35-40



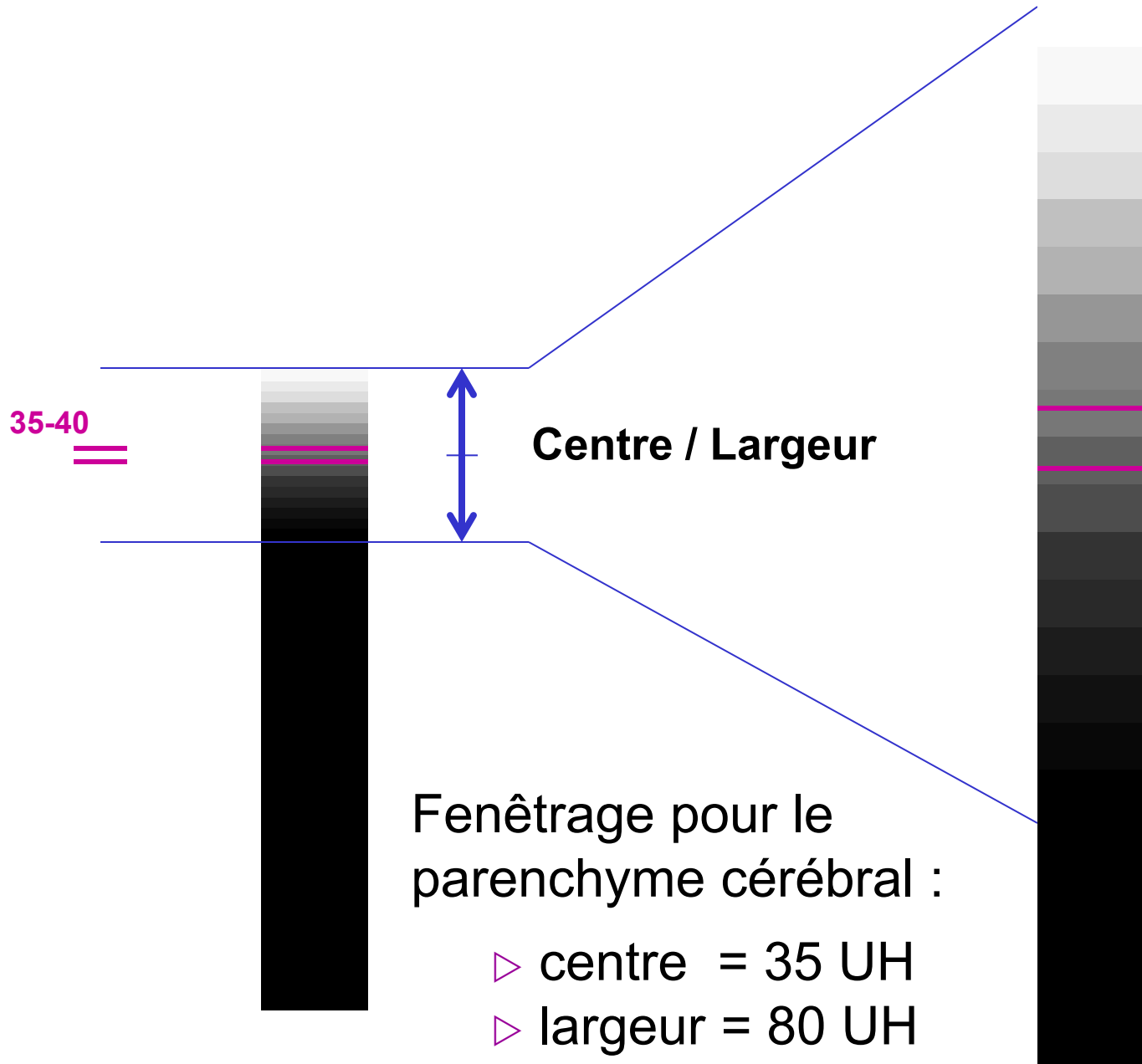
► Fenêtrage de l'image : ajustement de l'échelle des niveaux de gris aux structures d'intérêt



35-40



► 16 niveaux de gris discernables par l'oeil humain



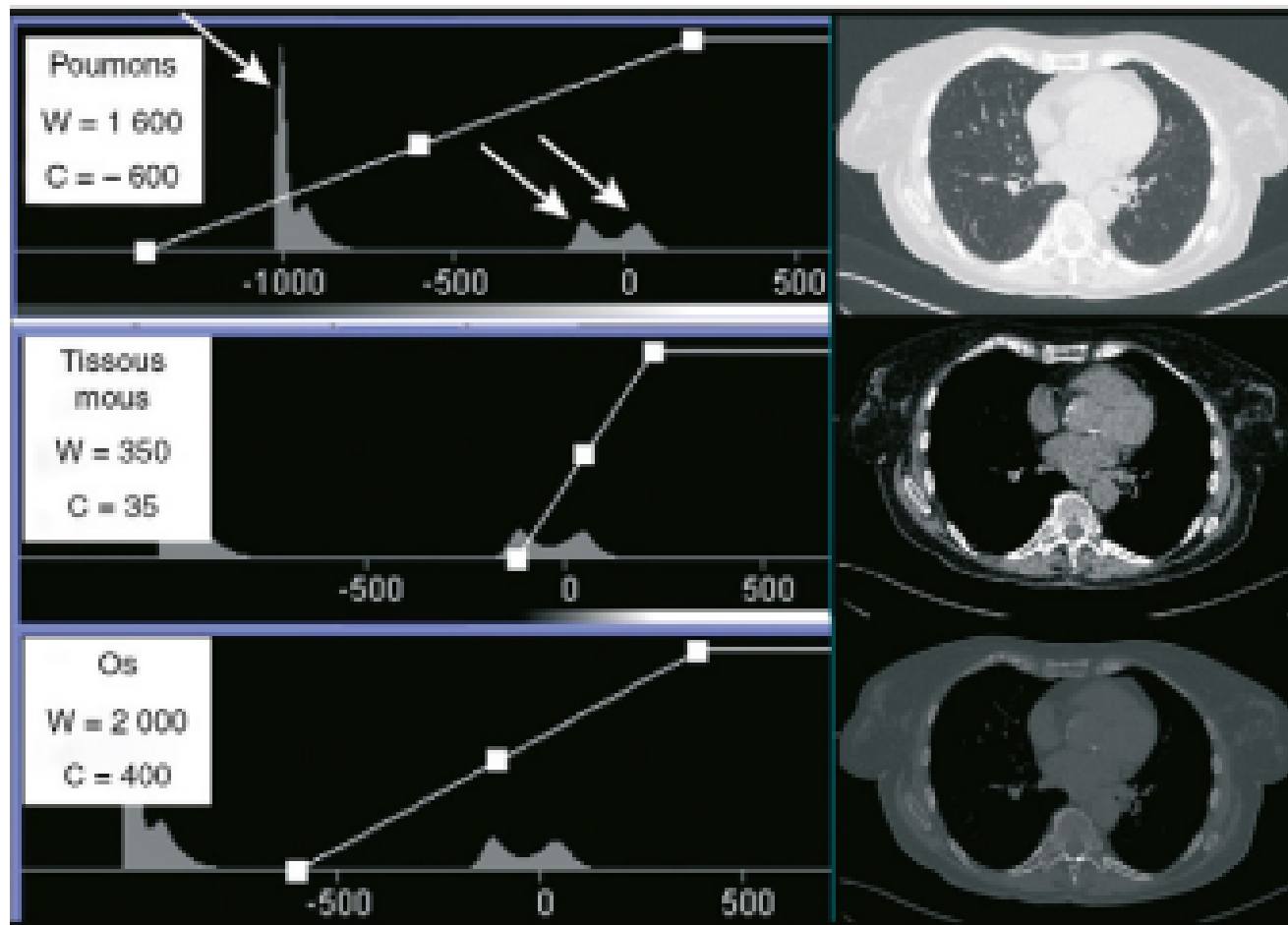


Figure 4.13

Images à mi-thorax fenêtrées différemment afin de visualiser diverses structures anatomiques. L'histogramme représente la répartition des valeurs UH de tous les voxels de l'image. Les flèches indiquent les pics représentant l'air ($-1\ 000$ UH), la graisse (-100 UH) et les tissus mous (40 UH). Le point central représente le centre et la différence entre les deux points extrêmes la fenêtre.

- **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.)

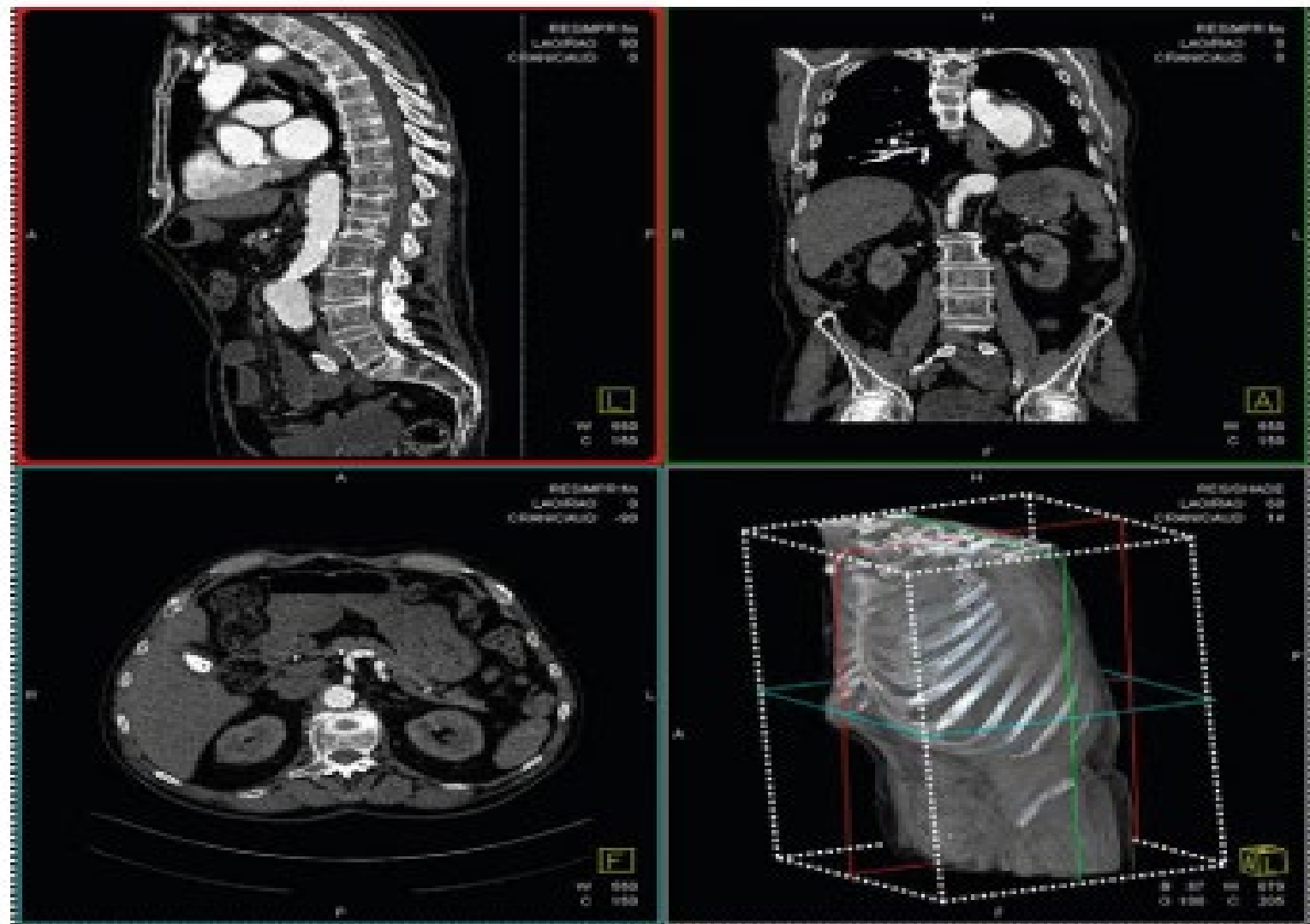


Figure 4.46

Post-traitement par *Multi-Planar Reformations* (MPR).

Cadre rouge : plan sagittal. Cadre vert : plan coronal. Cadre bleu : plan axial. Le dernier segment représente l'ensemble du volume d'images.

Imagerie par résonance magnétique

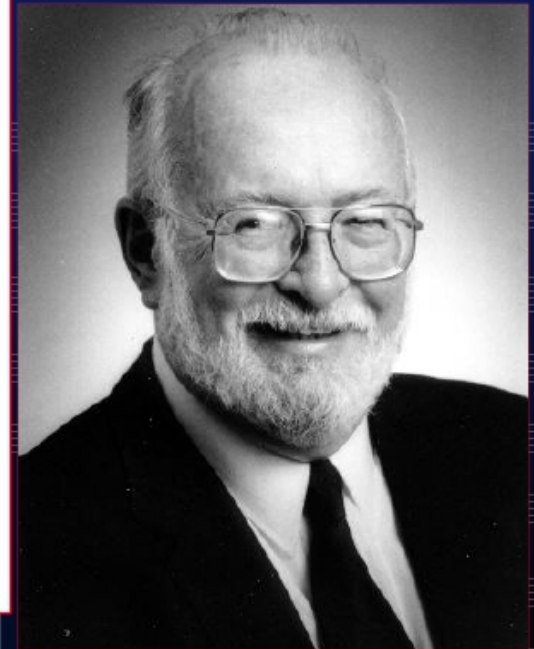
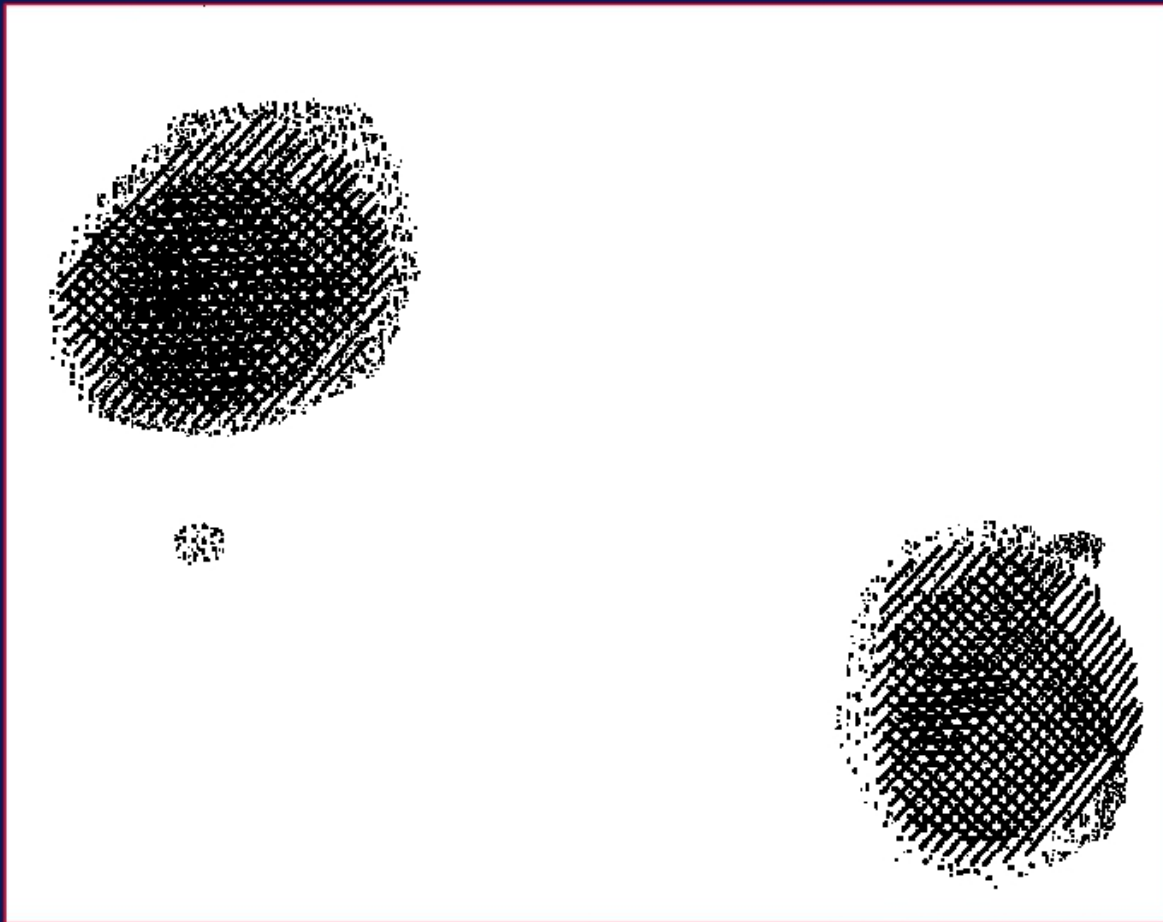
L'IRM est une technique de radiodiagnostic médicale récente.

- **non invasive et sans effets secondaires connus.**
- **basée simplement sur la résonance magnétique nucléaire (RMN) des protons de l'eau contenus dans l'organisme, c'est à dire la réponse des noyaux soumis à un champ magnétique extérieur et à une excitation électromagnétique.**

Historique de la Résonance Magnétique Nucléaire

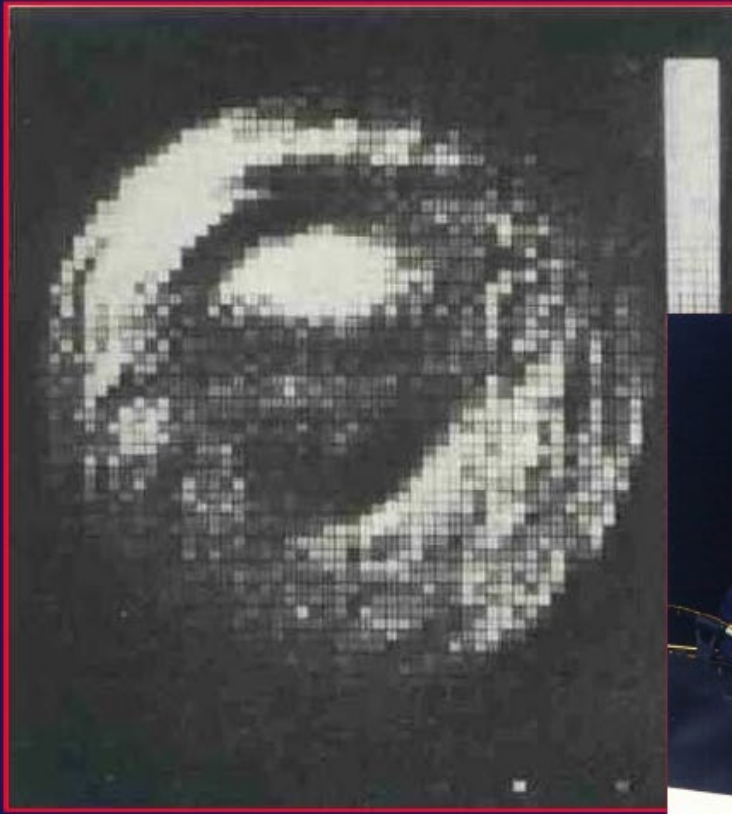
- 1933 : Stern et al. découvrent que le proton a un moment magnétique .
- 1938: Rabi met en évidence l'interaction d'ondes électromagnétiques et des noyaux sur des faisceaux d'atomes . Création du terme (Résonance Magnétique Nucléaire)
- 1946: description de la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) sur des échantillons d'eau de paraffine , indépendamment par F.Bloch (Cote ouest) et E.Purcell (cote Est). Prix Nobel 1952
- 1950 : Proctor et Yu découvrent le décalage de fréquence en fonction de l'environnement moléculaire. La RMN devient un outil de chimie analytique.
- 1971 : Damadian propose d'utiliser la RMN en Médecine pour différencier les tumeurs malignes des tumeurs bénignes
- 1973 : Première image (P.C. Lauterbur, Nature) Prix Nobel de Médecine 2003
- 1977: Premières images humaines : doigt
- 1979 : Premières images en multiples incidences : Moore et al
- 1983 : Premières Images à 1,5 teslas (General Electric)

1973 : Première image (P.C. Lauterbur, Nature)
Prix Nobel de Médecine 2003



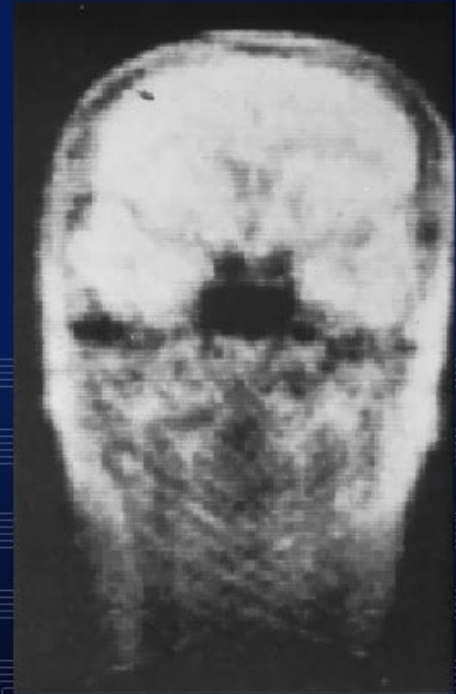
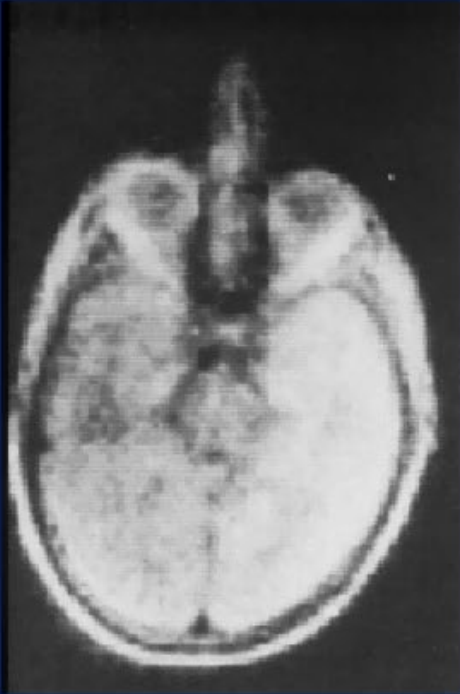
1977 : Premières images humaines : doigt

Mansfield et al. Br. J. Radio., 1977, Prix Nobel de Médecine 2003



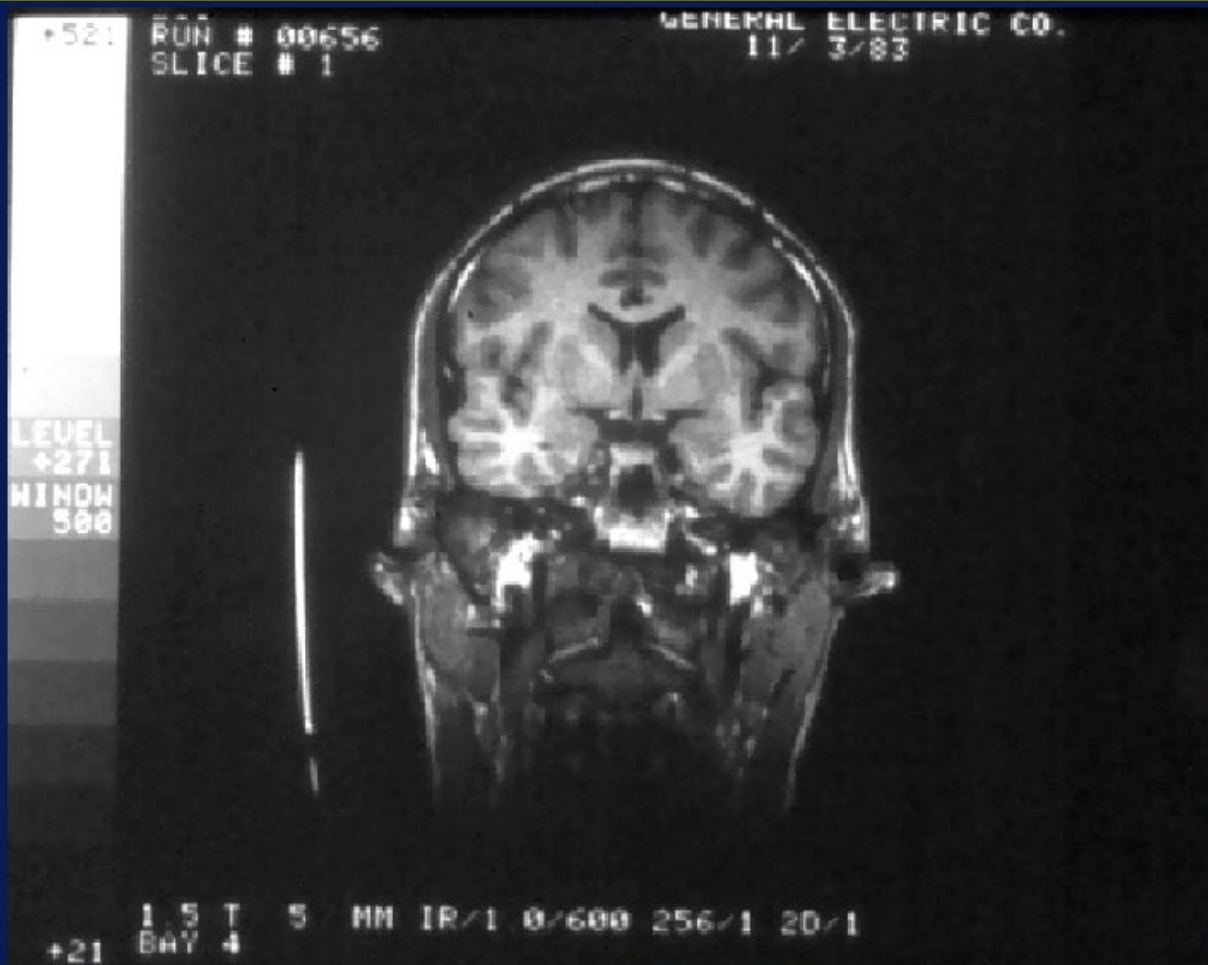
Cours DES de Radiologie 1) Bases de la RMN

1979 : Premières images en multiples incidences : Moore et al.



Cours DES de Radiologie 1) Bases de la RMN

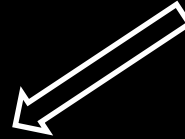
1983 : Premières Images à 1,5 teslas (General Electric)



Corps humain



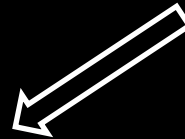
tissus



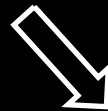
cellules



molécules



atomes



hydrogène +++

L'hydrogène représente 63% des atomes
du corps humain

L'IRM

(Imagerie par Résonance Magnétique)

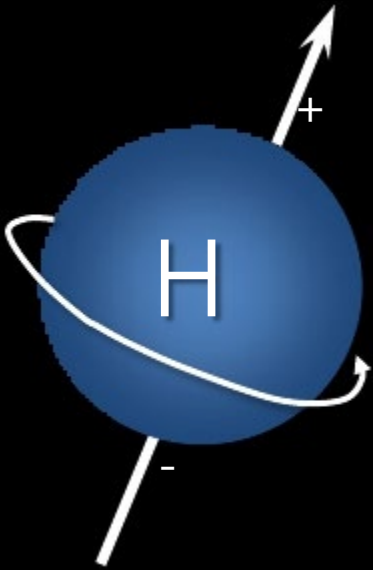
est l'imagerie de cet hydrogène

(plus exactement du **noyau** de l'atome d'hydrogène : un **proton**)

chapitre

1

L'IRM, comment ça marche ? *Les bases*



Le noyau de l'hydrogène est un **proton**.
C'est une masse chargée positivement
qui tourne sur elle-même,
donc un aimant

Un seul électron, chargé négativement, gravite autour du noyau.
Nous n'en tiendrons pas compte ici.

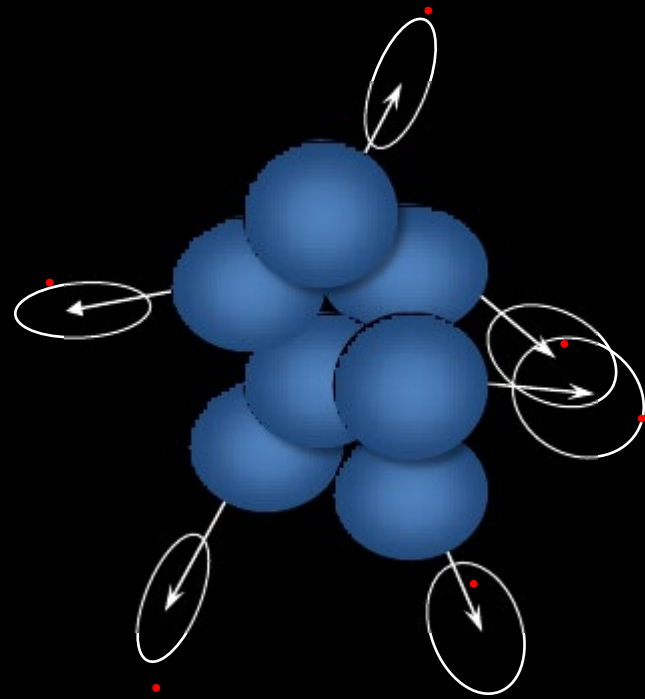


Notre population de protons est rebelle et indisciplinée... un peu du genre gaulois*, si vous voyez ce que nous voulons dire...

**Merci à Obélix et ses copains, à César et ses légions, à Goscinny et à Uderzo pour leur aide*

En effet, dans notre corps, les protons

- sont **orientés au hasard** *
- et ne tournent pas tous ensemble : ils sont **déphasés**.



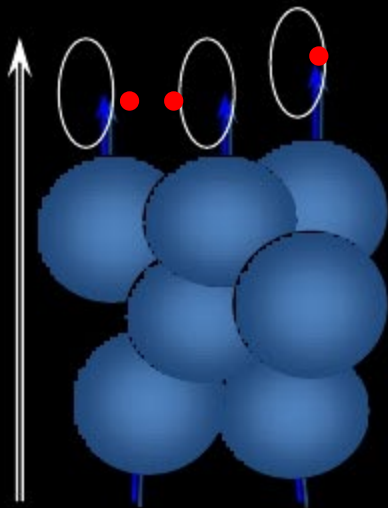
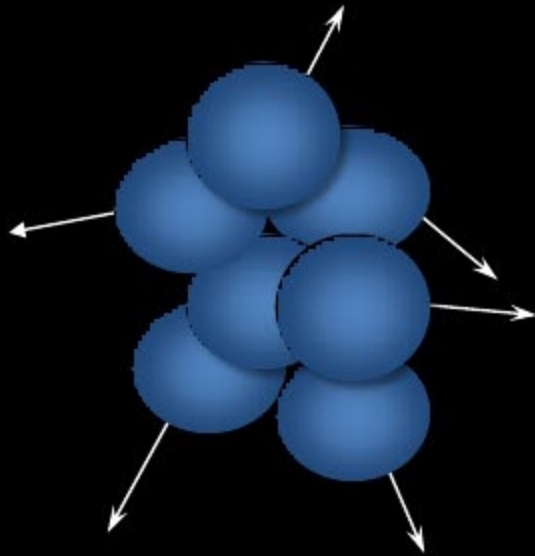
Bref, c'est un joyeux désordre. Vous comprendrez qu'avant d'obtenir une image, un peu de rangement s'impose !



* Leurs champs magnétiques s'annulent, donc notre corps n'est pas aimanté

Comment ?

Deux étapes sont nécessaires



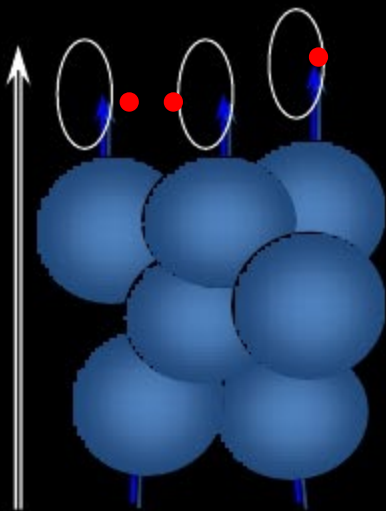
Le but de la **première étape** est d'**aligner tous les protons** dans la même direction, au garde à vous, à la romaine en quelque sorte...

Pour cela, on place le patient dans un **puissant aimant** afin d'orienter tous ses protons dans l'axe du champ magnétique de l'aimant.



C'est mieux, mais encore insuffisant : bien que les protons regardent tous dans la même direction, ils ne tournent toujours pas de manière synchrone et restent déphasés.

Pour les faire tourner ensemble, il va falloir les secouer un peu...



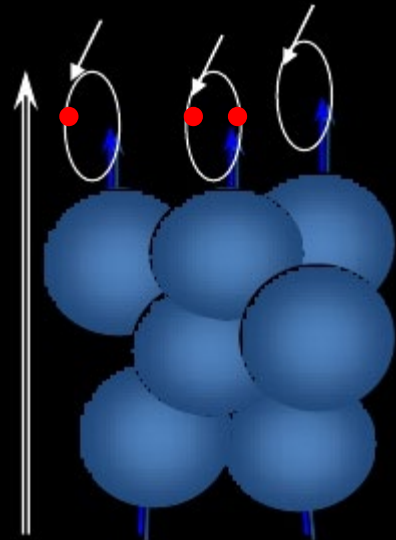
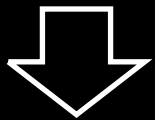
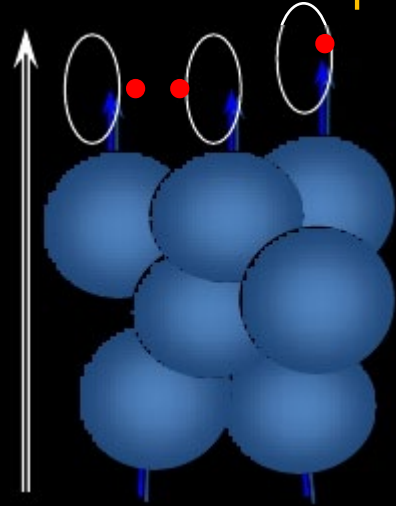
C'est le but de la deuxième étape.

Pour stimuler les protons, nous allons leur apporter de l'énergie.

Cette énergie leur est fournie par le moyen d'une onde radio de fréquence identique à la fréquence de rotation des protons.

C'est ce que l'on appelle le phénomène de résonance.

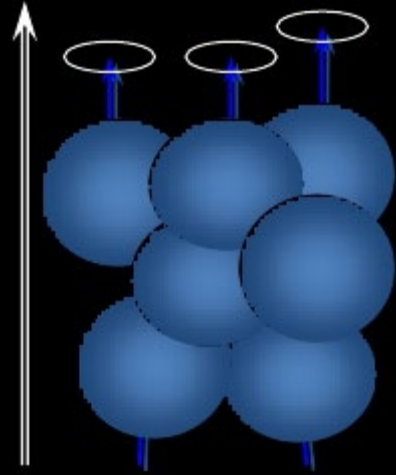
Cette fourniture d'énergie aux protons
a deux conséquences :



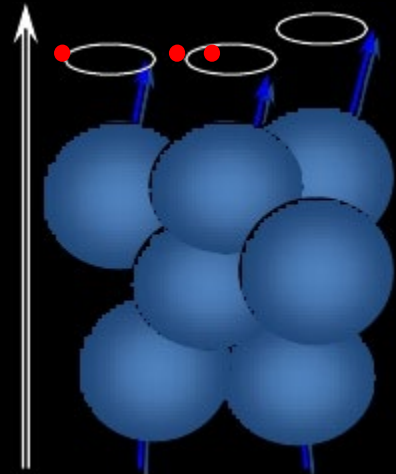
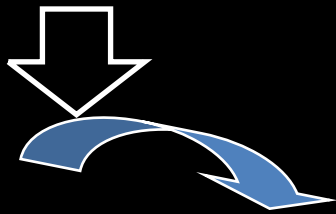
1. Les protons vont se mettre à tourner tous à l'unisson, de façon synchrone : les voici (enfin) alignés et **en phase** !

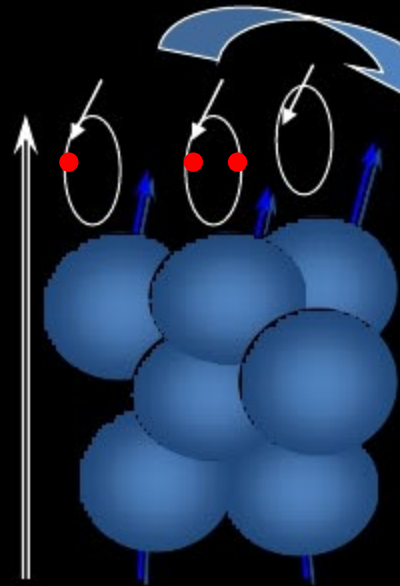


Cette fourniture d'énergie aux protons
a deux conséquences :



2. La direction des protons
bascule un peu par rapport
à l'axe de l'aimant.

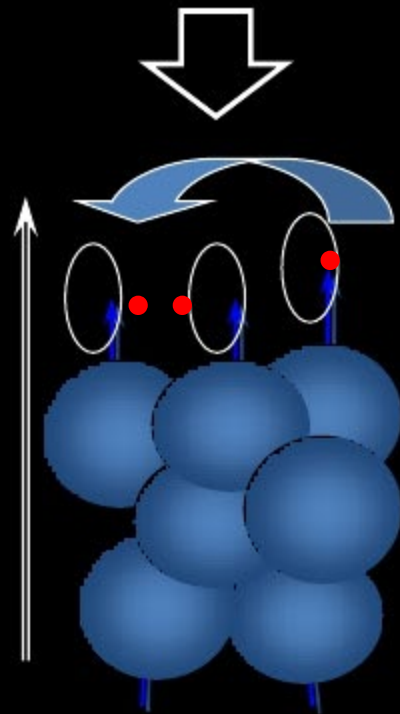




Dès l'arrêt de l'onde radio, les protons se laissent aller à leur désordre originel !!!

=> Ils **reviennent** paresseusement dans l'axe de l'aimant +++

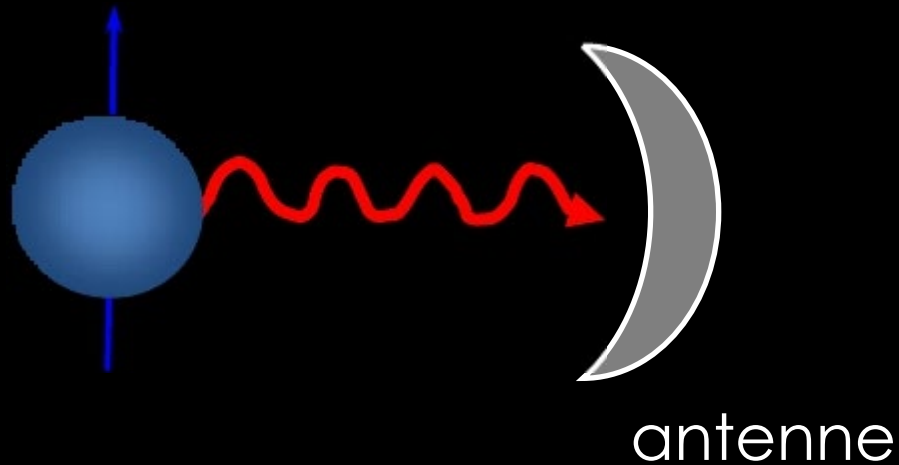
=> et se **déphasent** +++ à nouveau



Cependant, malgré leur mauvais caractère, nos protons sont foncièrement honnêtes....

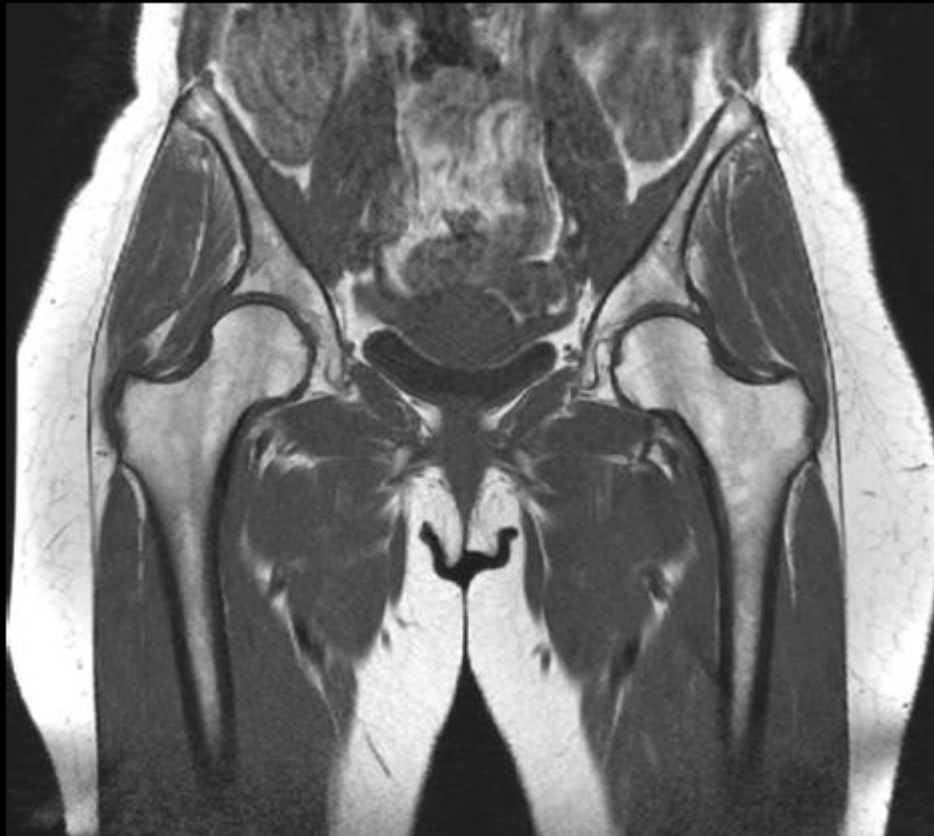
En revenant à leur état originel, les protons restituent donc l'énergie qu'on leur avait fournie, toujours sous forme d'une onde, qu'il est possible de capter à l'aide d'une antenne adaptée +++++

Cette onde s'appelle le **signal**.



Comme l'on est capable, à l'aide de techniques sophistiquées, de localiser précisément l'origine spatiale de ce signal, il est possible, à partir de là, d'établir une image matricielle, une véritable cartographie des protons :

c'est l'image IRM !



La morphologie du signal émis par les protons dépend essentiellement du temps (appelé temps de relaxation) que ceux-ci mettent à revenir dans l'axe de l'aimant (temps n° 1 ou T1) et du temps qu'ils mettent à se déphaser à nouveau (temps n° 2 ou T2).

Ces deux temps T1 et T2 sont propres à chaque type de tissu ++++ et en rapport avec sa nature histologique et cellulaire (liquide ou solide, à structure organisée ou non..)

Les images IRM habituelles sont réalisées en réglant la machine de façon à refléter un de ces deux temps : on dit que l'image est pondérée en T1 ou en T2.

Le médecin radiologue, en analysant ces images T1 et T2, peut connaître la nature normale ou pathologique des tissus étudiés.

Pondération T1 / Pondération T2

Tissu	Pondération T1	Pondération T2
Graisse	Hyperintense	Hyperintense
Cortical de l'os	Hypointense	Hypointense
Moelle osseuse (adulte)	Hyperintense	Hyperintense
Tendons/ligaments/muscles	Hypointense	Hypointense
Kyste simple	Hypointense	Hyperintense

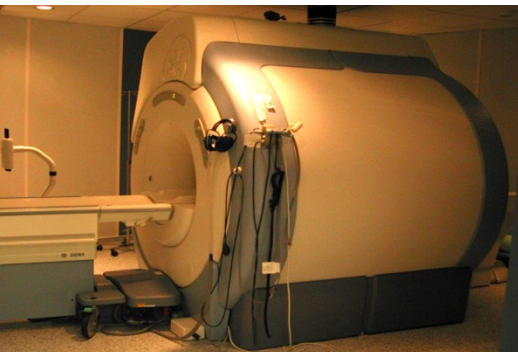
- 1 - les SEQUENCES PRINCIPALES :

- T1 Spin Echo
- T2 Spin Echo : 1° echo = densité de protons
2° echo : "vrai T2"
- T2 FLAIR : fluid attenuated inversion recuperation
- T2 * : echo de gradient
- imagerie de diffusion : b 1000 et carte ADC : coefficient apparent de diffusion
- T1 GADOLINIUM : acquisition en Spin Echo ou en Echo de Gradient

- 2 - les SEQUENCES PARTICULIERES :

- imagerie . des arteres : flux arteriel TOF 3D , gado
 . des veines : flux veineux TOF 2D , gado
 . du flux du LCR
- T1 en inversion recuperation
 très haute definition : T2 CISS
 imagerie rapide : hypophyse , imagerie in utero , ...
- imagerie de perfusion : gadolinium
- tractographie : imagerie en tenseur de diffusion
- imagerie fonctionnelle cerebrale
- spectrometrie par resonance magnetique

Echo Planar Imaging EPI



les SEQUENCES en IRM

- au moins
15 types d'image

- dans les
3 plans

=

... très nombreux
protocoles
d'examen

lesion de type
tumoral

biopsie :

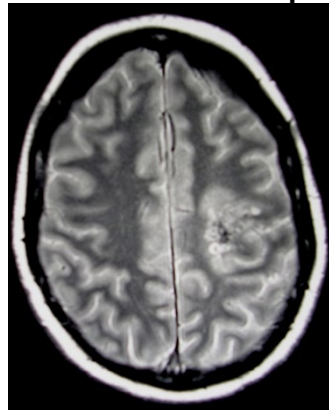
T1 Spin Echo

1



T2 SE 1° ECHO

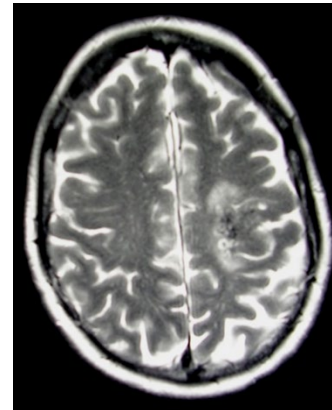
2



densité de protons

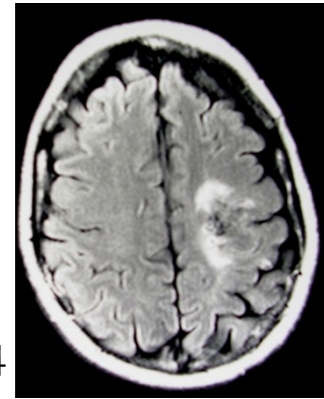
T2 SE 2° ECHO

3



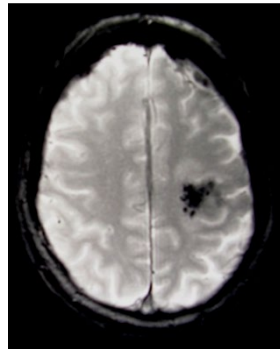
T2 FLAIR

4



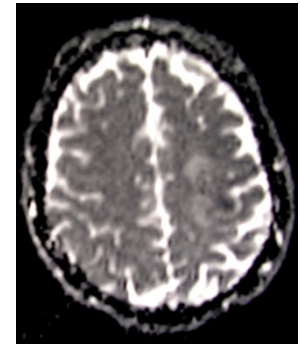
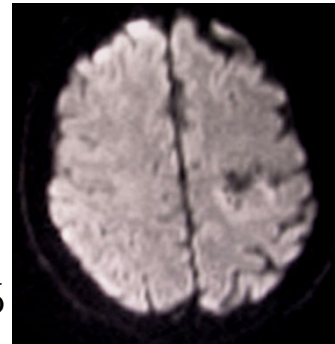
T2 * Echo de Gradient

5



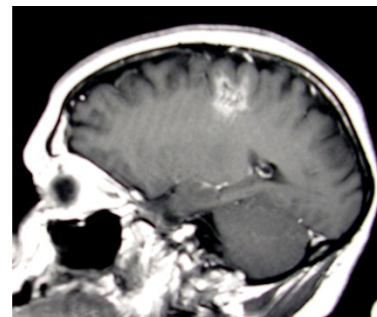
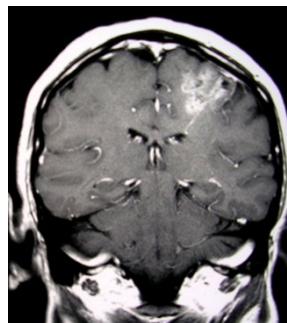
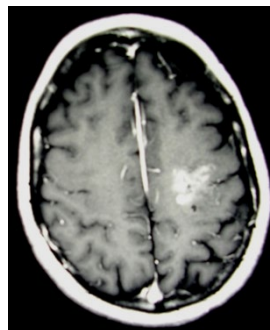
diffusion b 1000 et carte ADC

6



T1 SE gado

7



- artères 8
- veines 9
- flux LCR 10
- cas particuliers 11
- IR T1 , ciss , fat sat ...
- perfusion 12
- tractographie 13
- spectrometrie 14
- IRM fonctionnelle 15

Genou du corps calleux

Septum pellucidum

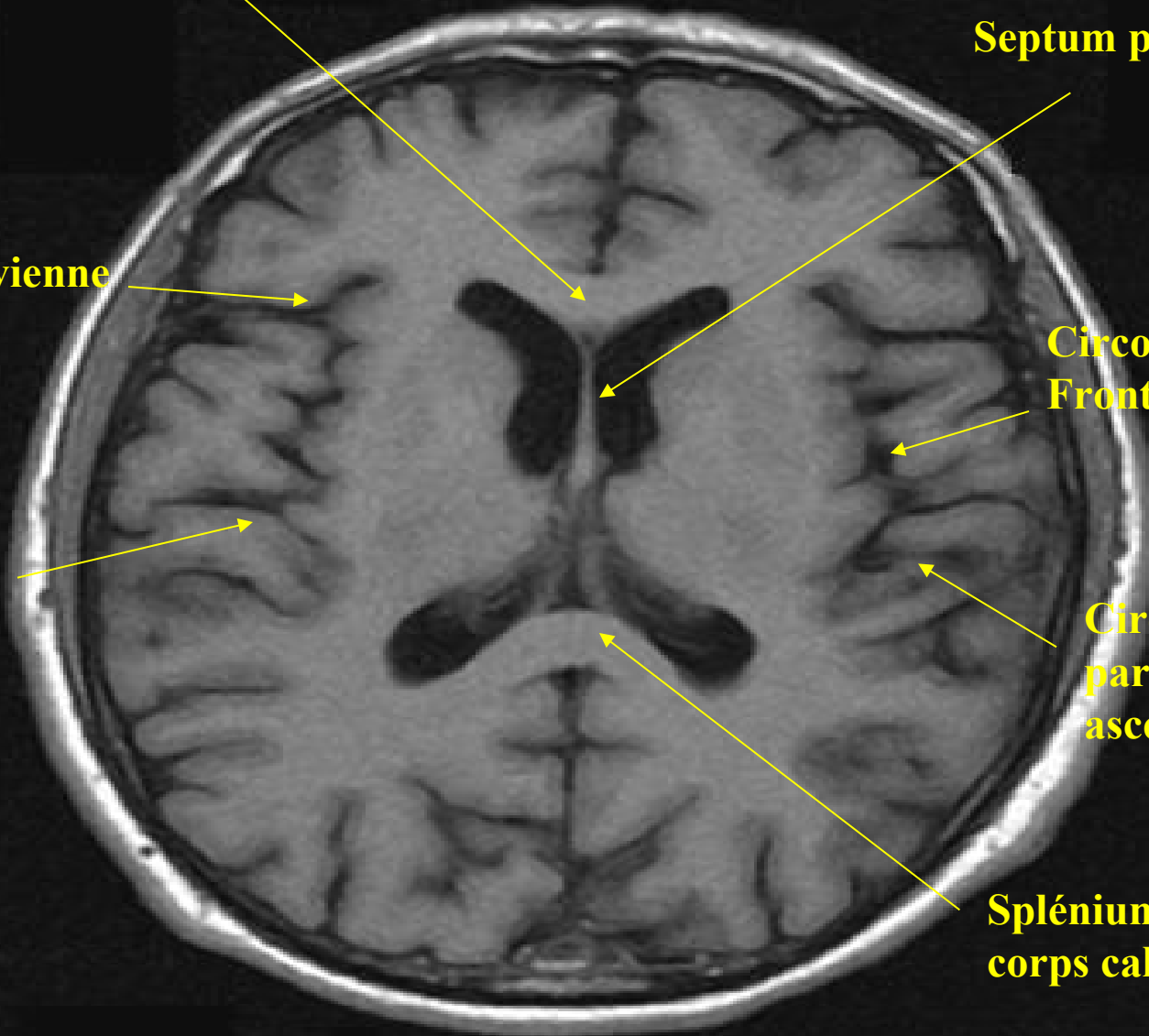
Scissure Sylvienne

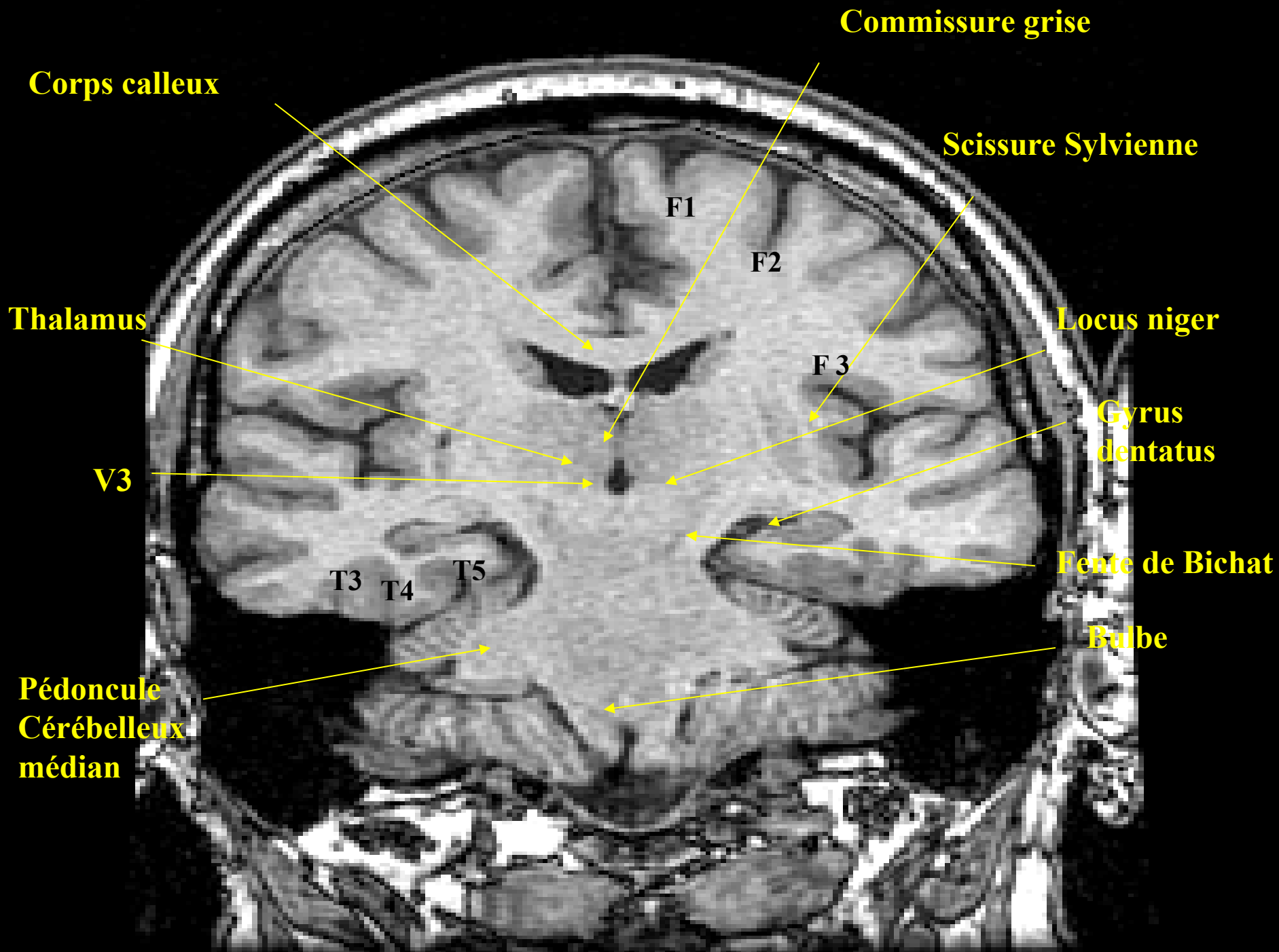
**Circonvolution
Frontale ascendante**

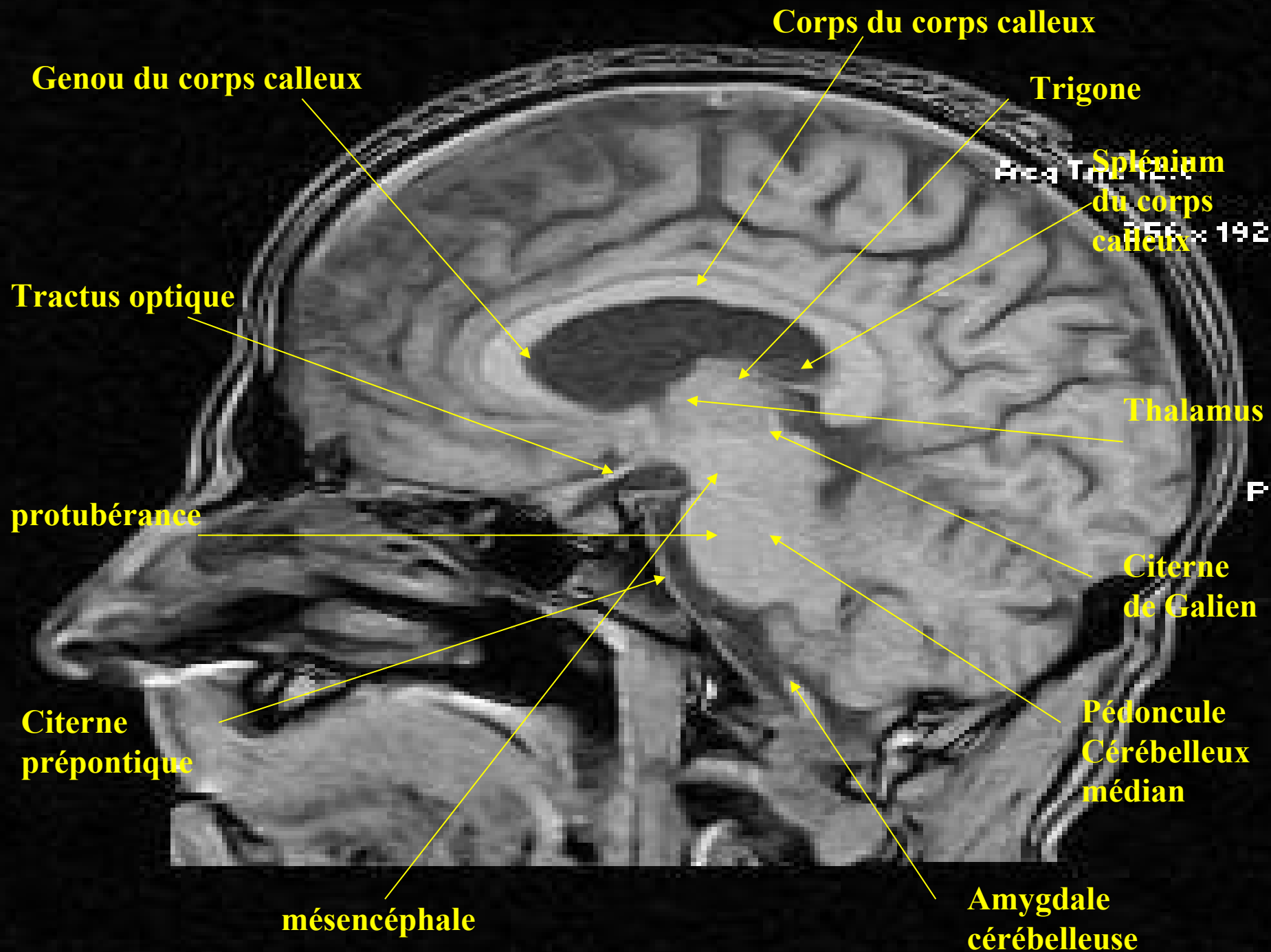
**Scissure
de Rolando**

**Circonvolution
pariétale
ascendante**

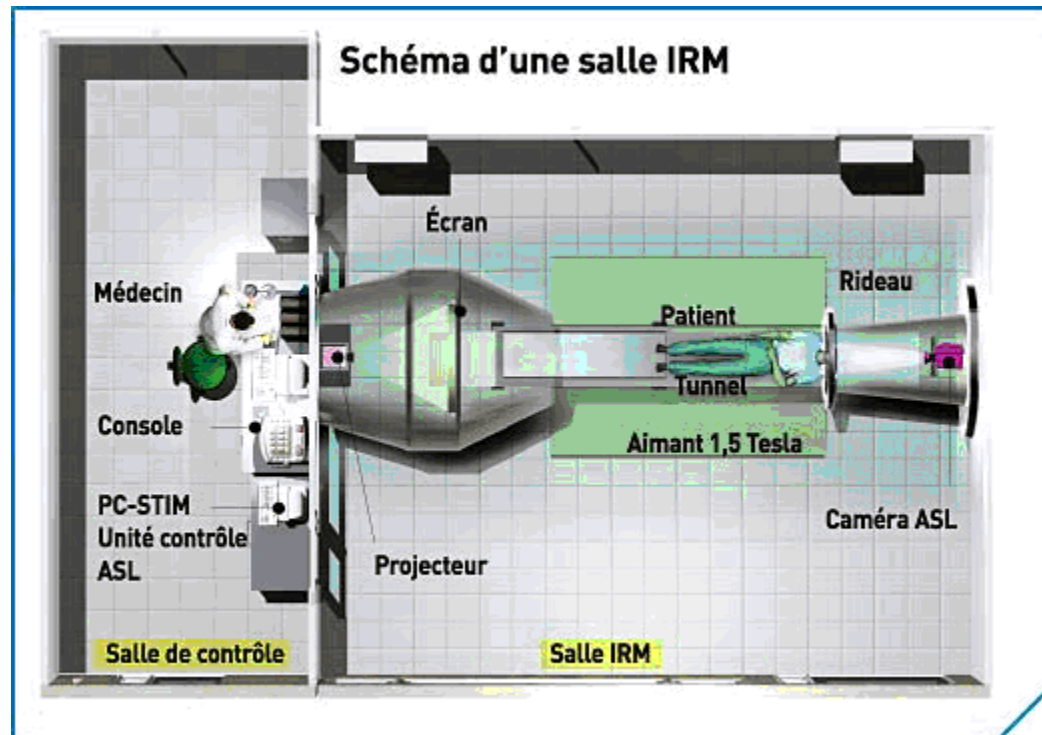
**Splénium du
corps calleux**







Organisation de l'IRM



Merci de votre attention

