

Tomodensitométrie (TDM)

Dr. ZOUAGUI T.

Département d'Électronique - USTO

prof.zouagui@gmail.com

Introduction

- Outil d'imagerie incontournable dans un service de radiologie.
- Au niveau mondial, on recense environ 58000 scanners X.
- 4 grands constructeurs : GE, Siemens, Philips et Toshiba.

Introduction

- Premier prototype d'un Scanner X par Sir G. N. **Hounsfield** (1972).
- Mise au point du procédé par A. M. **Cormack** (1963).
- Les bases mathématiques développées par J. **Radon** (1917).

Radon J.

On the determination of functions from their integrals along certain manifolds [in German].

Math Phys Klass 1917;69:262-277.

3

Introduction

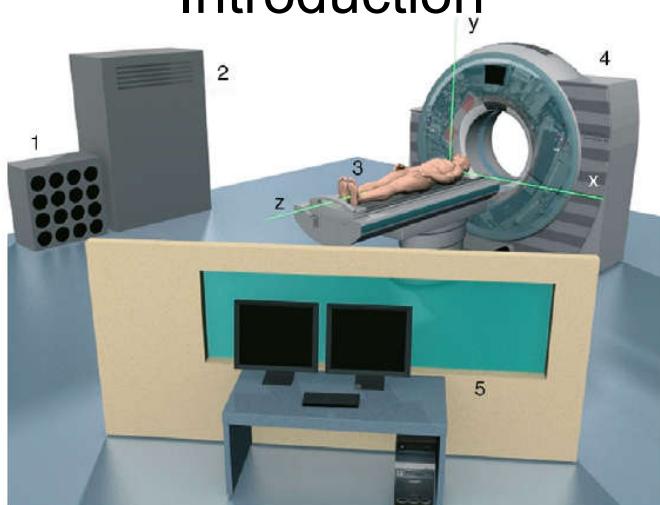


Figure 4.1

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

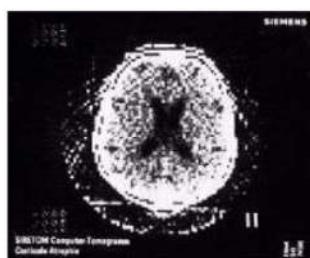
1. Reconstructeur d'image. 2. Armoire de distribution électrique. 3. Table d'examen. 4. Statif.
5. Pupitre de commande.

4

Introduction

- TDM avant et maintenant

1975

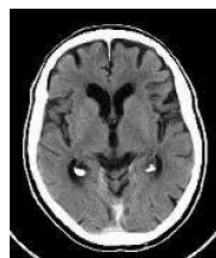


128x128 pixel

1-4 hours acquisition time

1-5 days computation

2000



512 x 512 pixel

0.35 sec acquisition time

1 sec computation

5



128x128 matrix.

Image from the Siemens Siretom CT scanner, ca. 1975



512x512 matrix

Modern CT image acquired with a Siemens scanner

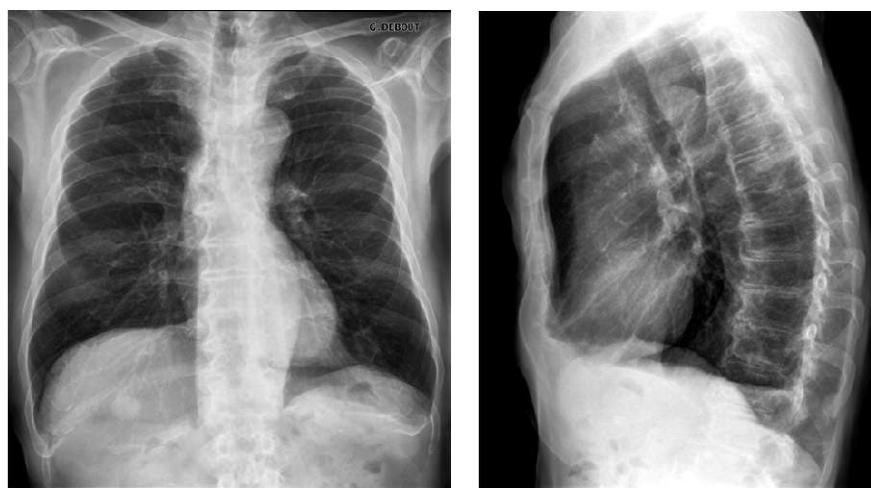
6

Introduction

- Pourquoi le scanner X ?
- Trouver des solutions aux contraintes de la radiographie.
 - Manque de différentiation des tissus mous.
 - Localisation imprécise.
 - Superposition des structures (ex. thorax: côtes, parties molles, bronches, ...).
 - Variabilité d'interprétation élevée entre observateurs.
- Évolution majeure de la radiographie.

7

- **Radiographie** : imagerie projective superpositions

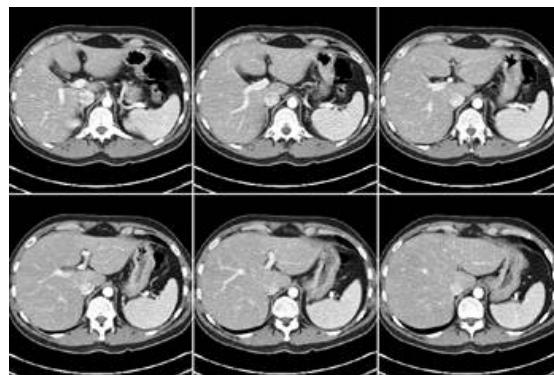


8

Radiographie



Scanner X



9

Tomodensitométrie

- Scanner X, CT-scan ou CAT-scan, Scanographe
- Tomographie axiale calculée par ordinateur
- **Tomographie** (grec *tomē*, **section**, et *graphein*, **décrire**)
- Technique d'imagerie médicale qui calcule une **reconstruction** 3D des tissus à partir d'une **analyse tomographique** obtenue en soumettant le patient au **balayage** d'un faisceau de **Rayons X (RX)**

10

Tomodensitométrie

- Modalité physique utilisée :
– RX
- Propriété physique mesurée :
– Coefficient d'atténuation (~ densité d'absorption)
- Système d'imagerie mettant en valeur les différences d'atténuation des RX dans les différents tissus de l'organisme comme la radiographie.
- Imagerie en coupes.

11

Scanner X

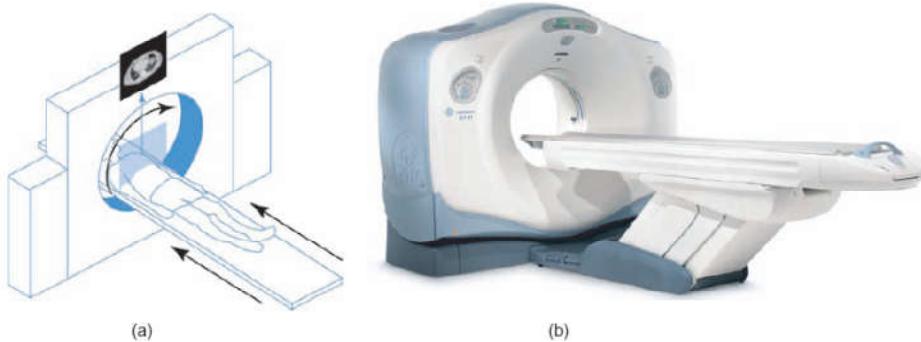
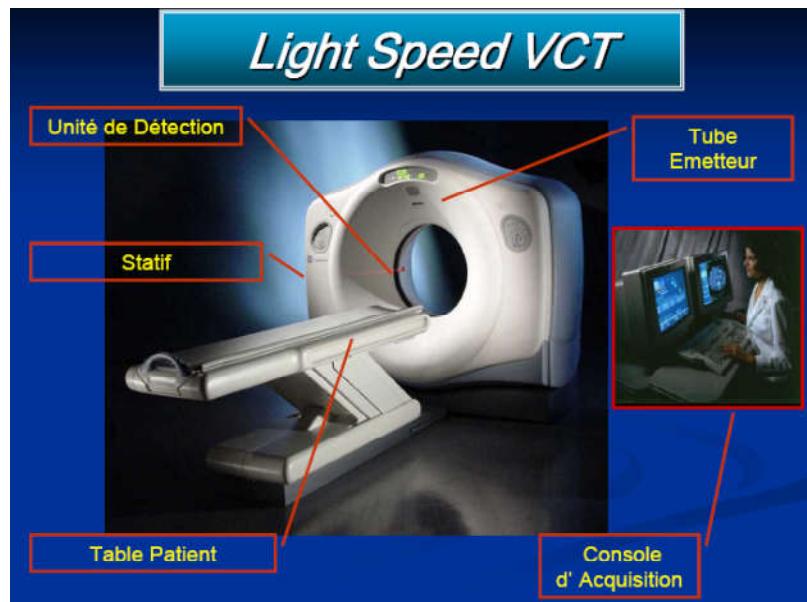


Figure 3.1 (a) Schematic representation, and (b) photograph of a CT scanner. (Courtesy of GE Healthcare.)

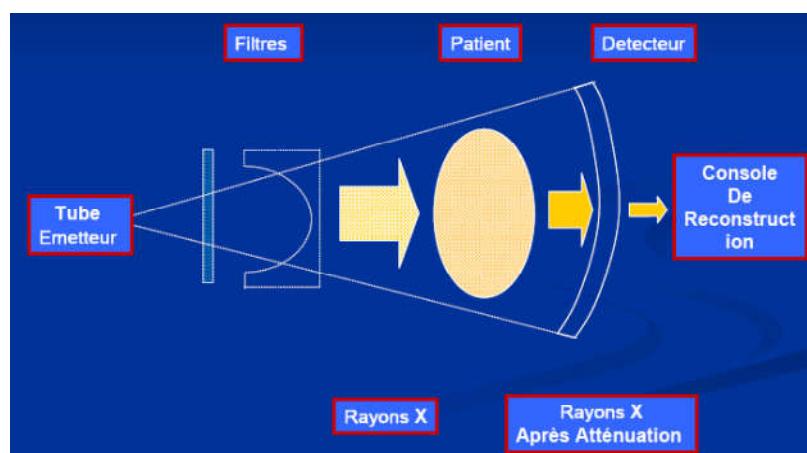
12

Scanner X



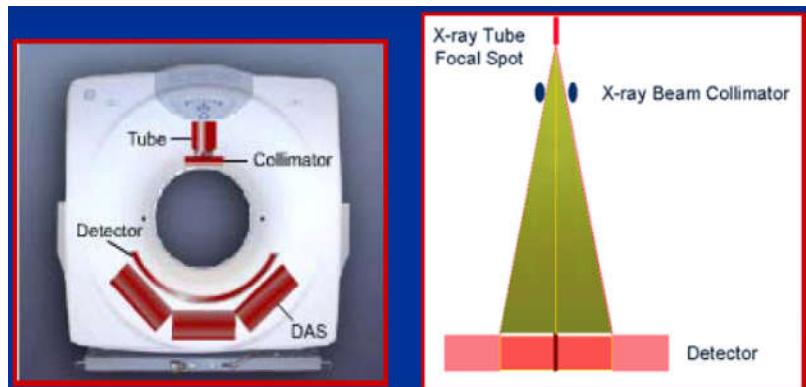
Scanner X

- Principe de l'acquisition



Scanner X

- Tube émetteur de RX



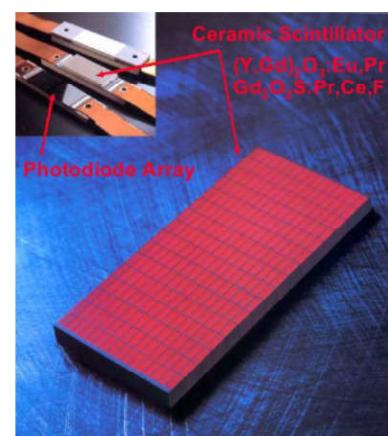
DAS : Data Acquisition System

15

Scanner X

- Détecteurs

- Transforment les RX en lumière visible.
- La lumière est détectée par des photodiodes.
- Conversion des photons X en photons lumineux par un scintillateur céramique
- Conversion en signal électrique par photodiode.

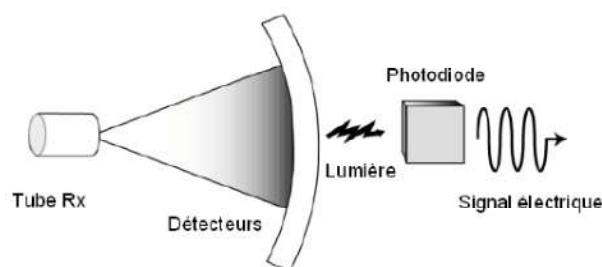


16

Scanner X

- DéTECTEURS

- Le signal électrique recueilli est de l'ordre du pico-ampère (10^{-12} A)
- Ce signal sera amplifié puis numérisé au niveau du DAS.



17

Scanner X

- Statif ou Gantry



Scanner X

- Table patient



Scanner X

- Console opérateur
 - Comporte à la fois l'interface de programmation des coupes et une console de post-traitement.



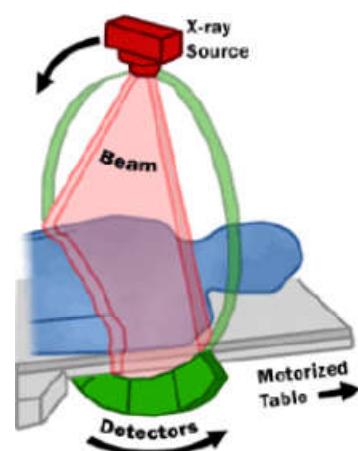
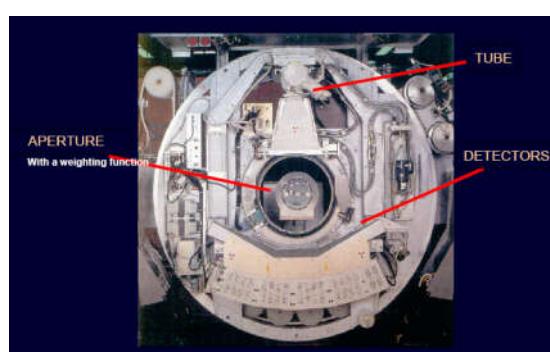
20

Scanner X

- Éléments d'un Scanner X
 - **Tube à RX**: le faisceau de RX se propage selon un axe dit 'axe de détection'.
 - **Détecteurs**: transforment les RX en lumière.
 - **Collimateur primaire**: définit l'épaisseur de coupe.
 - **Collimateur secondaire**: limite le rayonnement diffusé.

21

Scanner X



Tube à RX et chaîne de détecteurs

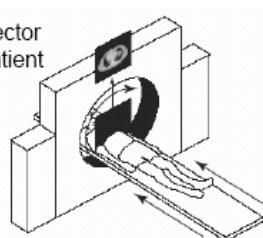
22

Configuration usuelle de l'installation

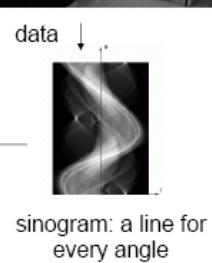
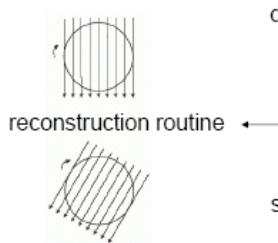


TDM : Principe

Scanning:
rotate source-detector
pair around the patient

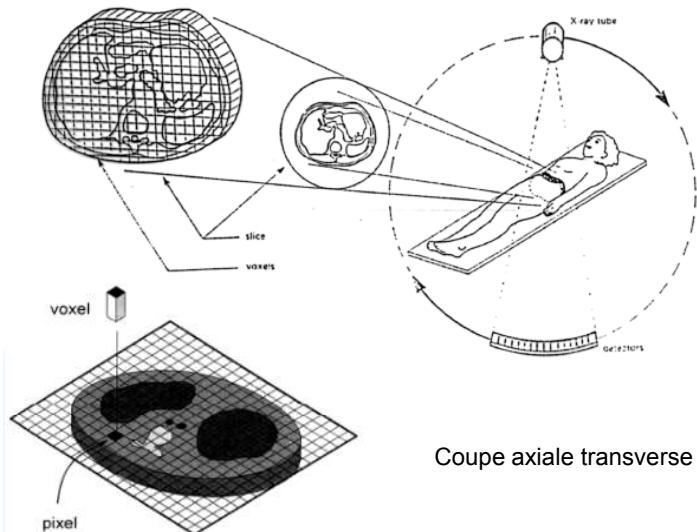


reconstructed cross-
sectional slice



24

TDM : Principe



25

TDM : Principe

- Le scanner X est basé sur la mesure des différents coefficients d'atténuation d'un corps traversé par un faisceau de RX. Chaque corps a un coefficient propre qui dépend :
 - De la densité du corps.
 - De l'intensité du faisceau de RX le traversant.
- Pour la mesure d'un coefficient d'atténuation, on utilise un faisceau le plus monochromatique possible qui traverse le corps à étudier

26

- Le patient est placé au centre d'un court anneau (statif) de 70 cm de diamètre.
- Il est allongé sur une table qui se déplace longitudinalement à l'intérieur de l'anneau.
- Un tube à RX tourne autour du patient et génère un faisceau d'une épaisseur de 1 à 10 mm.
- Des détecteurs disposés en face du tube, mesurent l'intensité résiduelle du faisceau qui a traversé le corps du patient.

27

- Les RX subissent une atténuation d'autant plus grande que l'épaisseur traversée est importante.
- Décroissance exponentielle du faisceau de RX.
- La différence d'atténuation est mesurée par une cellule photoélectrique ou détecteur.
- Les informations sont ensuite utilisées pour reconstituer une image du corps selon la densité d'absorption aux RX grâce à des algorithmes de reconstruction.

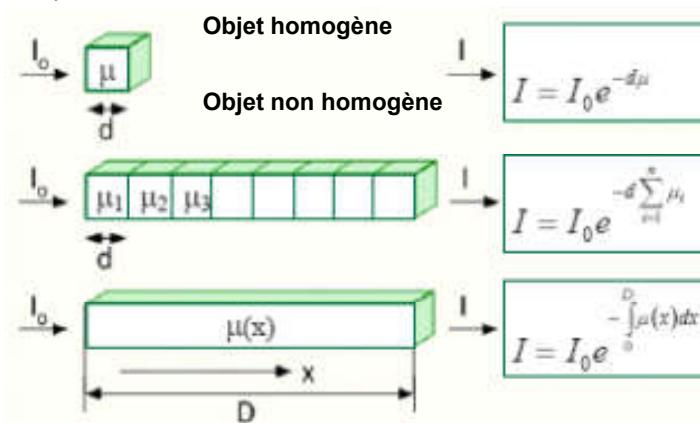
28

- Le détecteur tourne en même temps que le tube de façon synchrone.
- Au cours de la rotation, les faisceaux de RX incidents et émergents sont comparés et convertis en signaux électriques (rôle des capteurs).
- Des millions de données sont enregistrées en quelques secondes par l'ordinateur.
- Un calcul complexe permet ensuite de faire réapparaître sur l'écran l'image reconstituée d'une coupe axiale de 1 à 10 mm d'épaisseur
- L'image traduit les variations d'absorption des tissus traversés auxquelles sont associés des variations de nuances (noir, gris, blanc).

29

TDM : Principe

- Choisir un plan de coupe et effectuer de multiples projections sous différents angles afin de connaître le coefficient d'atténuation en chaque point du plan.



30

TDM : Principe

- d → épaisseur du tissu traversé
- μ → coefficient d'atténuation
- I_0 → intensité de la source émettrice (nombre de photons émis par la source)
- I → nombre de photons reçus par le détecteur

31

TDM : Principe

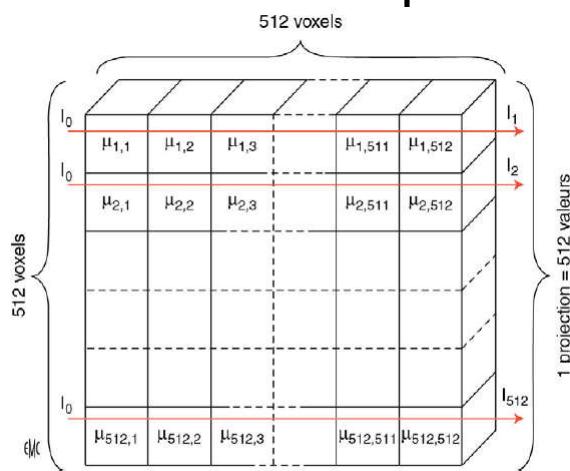


Figure 4.11

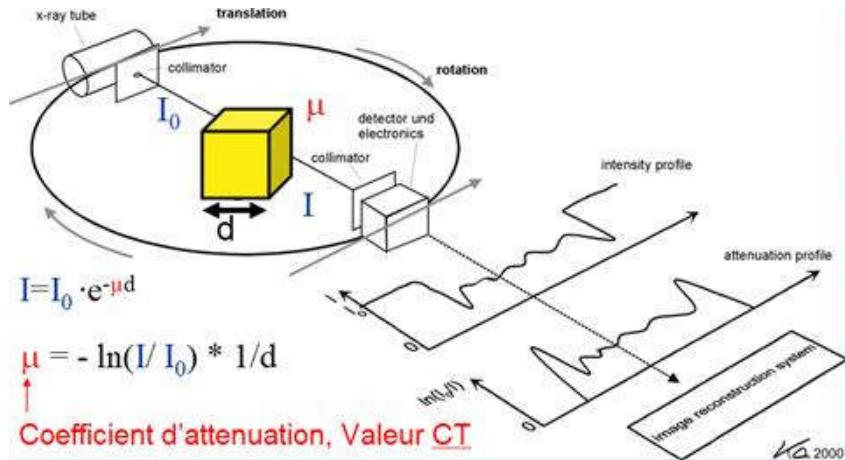
Chaque signal recueilli provient de l'atténuation d'une rangée de voxels.

$$\mu_{1,1} + \mu_{1,2} + \dots + \mu_{1,511} + \mu_{1,512} = \frac{1}{d} \times \ln \left(\frac{I_0}{I_1} \right)$$

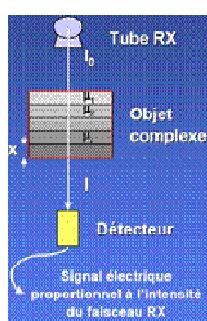
32

TDM : Principe

- **Objet homogène:** μ peut être calculée



- **Objet complexe** comme le corps humain: μ est la moyenne des coefficients d'atténuation linéaire le long du RX.



$$I = I_0 \cdot \exp[(-\mu_1 \cdot x) + (-\mu_2 \cdot x) + \dots]$$

$$\mu_i = \left(\frac{1}{x} \right) \cdot \ln \left(\frac{I_0}{I} \right)$$

Si épaisseur différente, x_i dans l'équation ci-dessus

$$I = I_0 \cdot \exp [(-\mu_1 \cdot x_1) + (-\mu_2 \cdot x_2) + \dots + (-\mu_n \cdot x_n)]$$

- Le profil d'atténuation résulte (par sommation) de la contribution de l'ensemble des éléments traversés et de leurs coefficients d'atténuation.

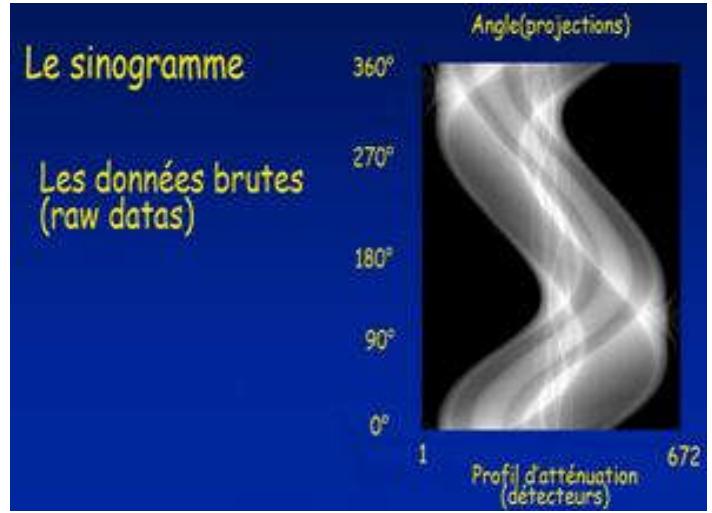
- **Objectif de la TDM:**

- Localiser exactement les éléments d'une coupe anatomique et déterminer leur coefficient d'atténuation μ

35

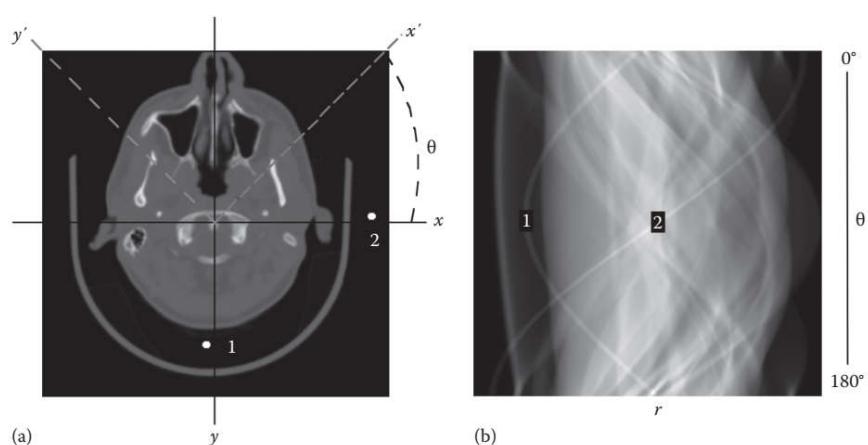
- Calcul d'une coupe complète
 - Nécessite une multitude de projections.
 - Faisceaux de RX traversant chacun des 512x512 éléments de la coupe à reconstruire selon une multitude d'incidences variant entre 0° et 360°.
 - Un traitement informatique permet de reconstruire la coupe TDM (= image) à partir des multiples projections (= données brutes ou sinogramme)
 - Transformée de Radon
 - Transformée de Fourier

36



Pour chaque position du détecteur (r) et pour chaque angle θ , une projection ou intégrale ligne (rayon) est enregistrée.

37



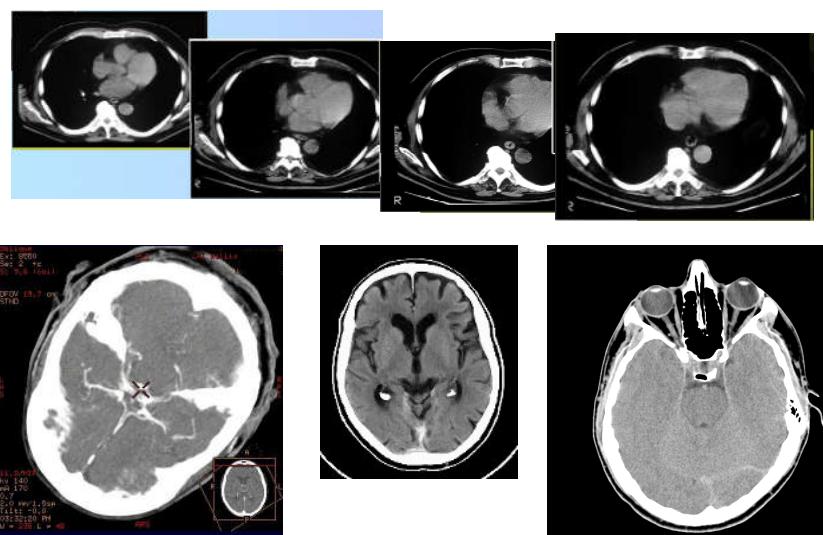
An x-ray CT image (a) and its projections $p_0(r)$ (b)
presented as an image called a sinogram.

38

Données ou images

- Résultat de la reconstruction à partir de multiples projections de RX acquises autour du patient.
- 2D, typiquement de taille 512 x 512.
- Valeurs en Unités Hounsfield entre -1000 et 1000.
- Due à la dynamique très large, les images sont affichées par l'ordinateur en utilisant une **fenêtre** et un niveau permettant de montrer une partie seulement des informations recueillies.

39



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

40

• Unités Hounsfield

- Enregistrement de différences d'atténuation très fines entre les différentes structures.
- Les informations recueillis par les détecteurs sont placés dans une matrice qui constitue la ‘carte topographique’ de la coupe en question.
- Une échelle arbitraire utilisant des Unités Hounsfield (UH) permet de quantifier l'atténuation de chaque pixel entre -1000 (air) et +1000 (os compact). Par définition, l'eau pure a une atténuation de 0 UH.
- Les images comportent alors des niveaux de gris qui traduisent les coefficients Hounsfield.

41

μ : linear attenuation coefficient

$$IT \longrightarrow HU = 1000 \frac{\mu - \mu_{water}}{\mu_{water}}$$

Intensité tomographique

$$IT_{os} = 1000$$

$$IT_{Air} = -1000$$

$$IT_{H_2O} = 0$$

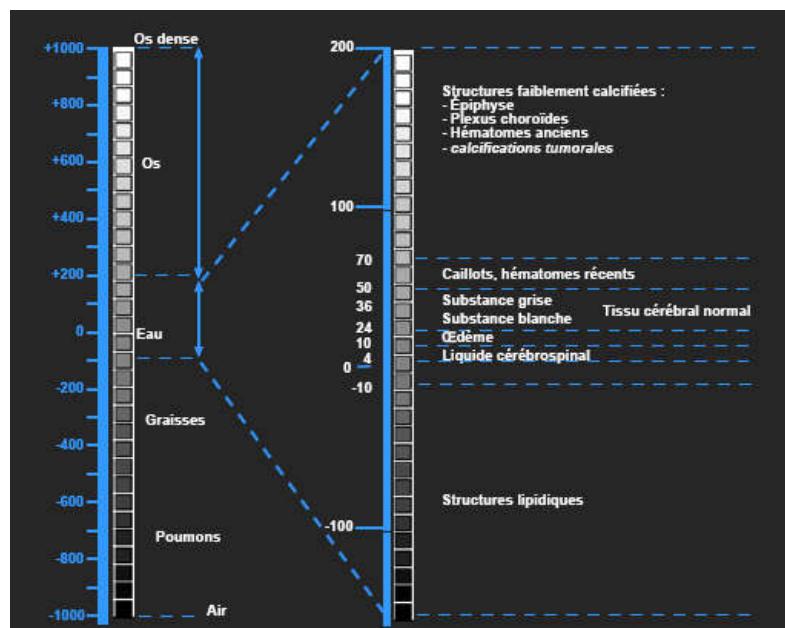
Table 1: Hounsfield units for selected tissues

	Tissue	Hounsfield units
	Air	-1000
Poumons	Lungs	-900 to -300
Graisse	Fat	-120 to -80
Eau	Water	0
	Muscle	10 to 30
Tissu mou	Soft tissue	10 to 30
Os cortical	Cortical bone	50 to 100
Os trabéculaire	Trebecular bone	500 to 1000

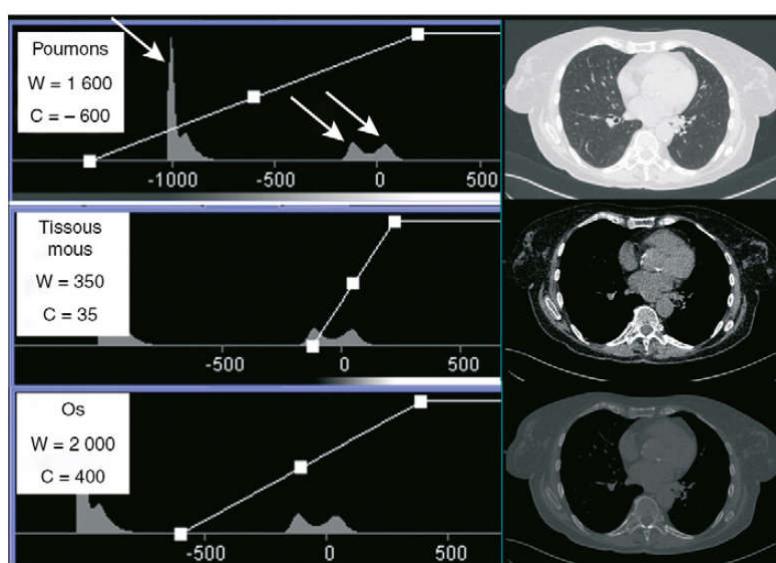
Tissue	μ (cm^{-1})
Bone	0.528
Blood	0.208
Gray matter	0.212
White matter	0.213
CSF	0.207
Water	0.206
Fat	0.185
Air	0.0004

42

Échelle de Hounsfield



Échelle de Hounsfield - Fenêtrage



44

• Réalisation de l'examen par CT-scan

- Examen standard fait en toute circonstance.
- Patient immobile sur la table une dizaine de secondes.
- Pas de nécessité d'être à jeun (sauf pour un examen abdominal).
- Généralement, on demande aux patients d'être à jeun pour limiter certaines réactions allergiques au produit injecté (vomissements).
- Injection d'un produit de contraste (appelé opacifiant) iodé pour améliorer l'examen.

45

- Durant l'acquisition, les images sont visualisées par le manipulateur et le radiologue.
- Les images se présentent sous la forme de coupes millimétriques que le radiologue peut manipuler dans tous les plans de l'espace (sagittal, axial, coronal).
- Les images sont rendues sous forme soit de films radiographiques (sélection d'images) soit sous forme d'un fichier informatique sur CD (format DICOM ou JPEG pour les visualiser sur n'importe quel ordinateur).

46



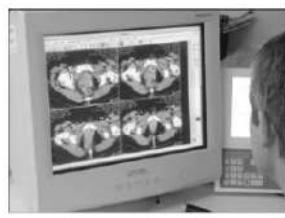
Installation du patient pour l'examen



Vision de l'arrière de l'appareil



Le patient est en position pour commencer l'examen



Contrôle des images par le manipulateur au cours de l'examen

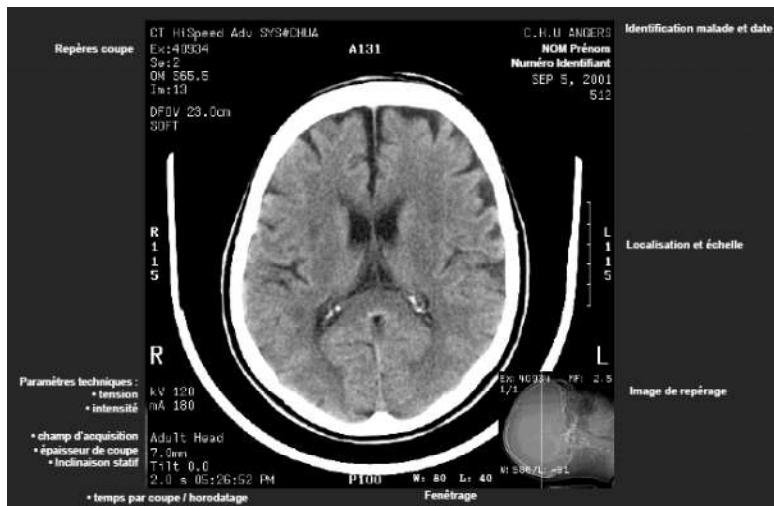
47

Interprétation médicale

- En général, console d'interprétation \neq console d'acquisition, avec partage des données
- Interprétation sur écran (disparition des films)
- Au minimum, défilement des coupes axiales (mode 'ciné')
- Possibilité de fenêtrage, zoom, mesures de distances, de densité, ...
- Si besoin, reconstruction en 3D, ...

48

Présentation des résultats



49

Transmission et archivage de la TDM

- Compte-rendu dicté, transmis informatiquement pour dactylographie (ou reconnaissance vocale), puis mis à disposition
- Images (ou série résumée) imprimées sur film, sur papier, gravées sur CD-ROM, ou accessibles par réseau image
- Archivage des images sur le PACS → possibilité d'accéder aux anciens examens pour étude comparative
- Importance de l'identifiant patient et de la communication TDM-PACS

PACS: Picture Archiving and Communication System

50

• Types de scanner

- Au début, il n'y avait qu'une source et qu'un détecteur (**1^{ère} génération**).
- **2^{ème} génération**: quelques dizaine de détecteurs de faible résolution.
- **3^{ème} génération** a homogénéisé le déplacement du tube et des détecteurs. Puis, augmentation du nombre de sources et de détecteurs et de résolution.
- **Actuellement** pour obtenir des images 3D, les scanners utilisent une acquisition hélicoïdale rapide. Le tube à RX tourne très rapidement au sein d'une couronne de détecteurs alors que le patient se déplace par rapport à l'axe de rotation.

51

• Utilisation clinique

- Scanner thoracique:
 - Bilan d'un tumeur thoracique, pulmonaire, ...
 - Évaluation d'une embolie pulmonaire, ...
- Scanner abdominal
 - Bilan d'une tumeur hépatique, pancréatique, ...
- Scanner des membres
 - Recherche de lésions traumatiques complexes
 - Bilan de tumeurs osseuse ou musculaire.
- Scanner pelvien
 - Bilan de cancers pelviens (ovaire, utérus, vessie, prostate)
- Scanner rachidien
- **Diagnostiquer des tumeurs, des lésions et des fractures.**

52

TDM: Bilan

- La TDM est une technique d'imagerie médicale qui utilise les RX.
- L'image tomodensitométrique est reconstruite par un ordinateur à partir de projections radiographiques multiples obtenue pendant l'exposition à une source de RX qui tourne autour du patient.
- La TDM permet d'obtenir des images en coupe de la région étudiée.
- Information anatomique

53

- Excellent contraste: 0.4% entre deux coefficients d'atténuation contre 4% pour la radiographie.
- Pour une acquisition donnée, on peut distinguer les différents objets par un réglage informatique a posteriori.
- Pouvoir utiliser des produits de contrastes iodés.
- Avoir une résolution de l'ordre du mm (1 à 0.5) pour des épaisseurs de coupe jusqu'à 10 mm (typiquement 1 à 3 mm).

54

• Points forts

- Les deux grands avantages de la TDM par rapport à la radiographie sont **l'absence de superposition** des structures et une **meilleure résolution en contraste et spatiale** (~ 1 mm).
- Examen sans douleur, non invasif et exact.
- Examen simple et rapide (~ 10 min).
- Diagnostic fait par un scanner peut éliminer le besoin de chirurgie exploratoire et de biopsies.
- Examen intéressant pour l'exploration de structures osseuses complexes comme le crâne ou la colonne vertébrale.

55

• Limitations

- Coût assez élevé de l'examen.
- Forte dose de RX. Le patient reçoit une dose d'environ 10 mSv, ce qui correspond à ce qu'une personne reçoit en moyenne par le rayonnement naturel en 3 ans.
(Un diagnostic exact est plus important que le risque)
- Risques liés aux produits de contraste iodés.

56