

L'acquisition tomographique

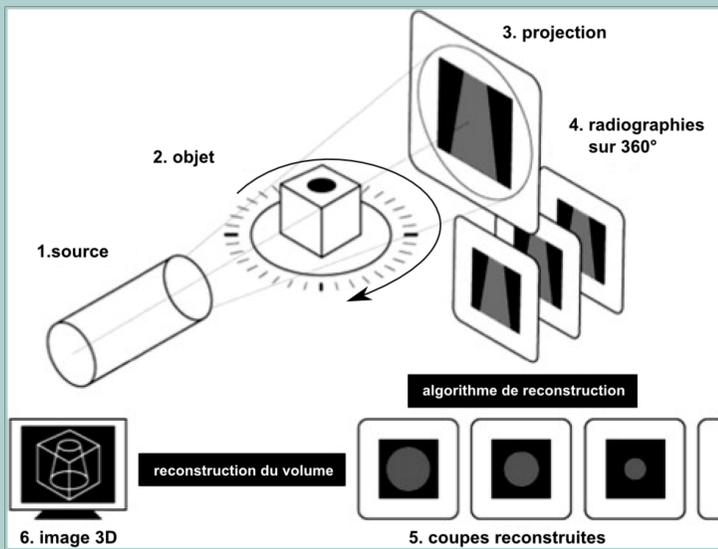


schéma d'après : Y. Wang, D. F. Wertheim, A. S. Jones, A. G.A. Coombes. Micro-CT in drug delivery. *Eur. J. Pharm. Biopharm.*, 74:41-49, 2010

1. Génération des rayons X

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques de très forte énergie (plusieurs keV). Dans les générateurs de rayons X, un faisceau d'électrons est arraché à la cathode, accéléré par une haute différence de potentiel et bombardé sur l'anode.

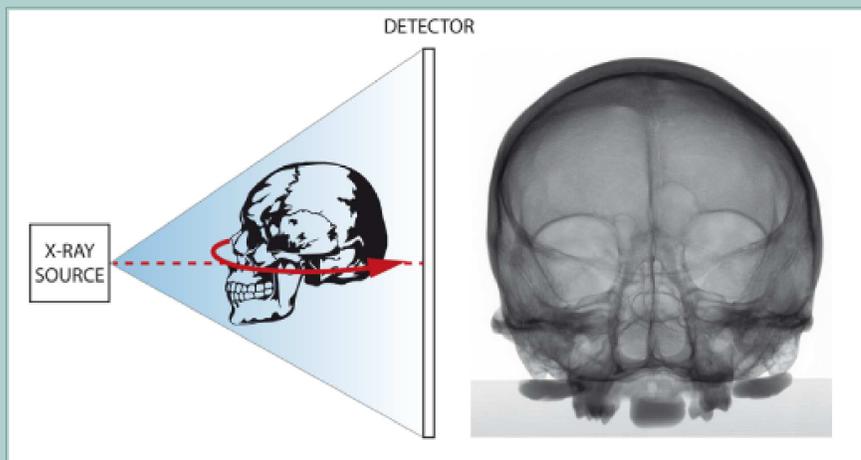
Le spectre des photons X émis est polychromatique. L'énergie maximale dépend de l'énergie cinétique des électrons incidents (déterminée par **la haute tension** appliquée entre la cathode et l'anode). Le nombre de photons émis dépend de la quantité d'électrons traversant le filament (déterminée par **l'intensité**).

2. Interaction des rayons X avec la matière

Lorsqu'un faisceau incident de rayons X traverse un matériau, on constate une disparition progressive du nombre de particules incidentes directement transmises, du fait de différentes interactions (absorption et/ou diffusions). Ce phénomène est appelé **l'atténuation**. Il dépend de l'énergie du faisceau incident et du numéro atomique du matériau considéré.

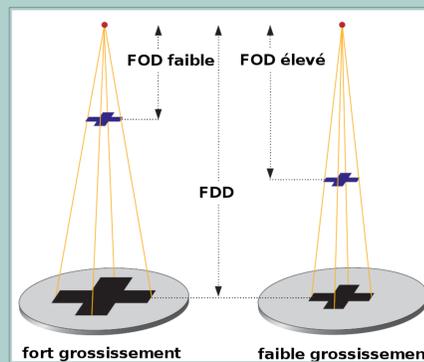
3. Détection des rayons X

Le détecteur numérique permet la détection et la conversion du rayonnement X. Il s'agit d'une matrice de 2024^2 pixels de $200\mu\text{m}$ de côté.



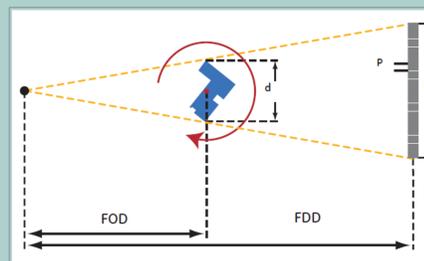
L'image collectée par le détecteur est la quantité de photons X l'atteignant. Il s'agit d'une **radiographie**. Le minimum est visualisé ici en noir et le maximum (pour l'air) en blanc.

4. Paramètres de l'image



Le grossissement γ de l'objet est déterminé par les positions respectives de la platine de rotation de l'objet (FOD) et du détecteur (FDD) par rapport à la source :

$$\gamma = \frac{FDD}{FOD}$$

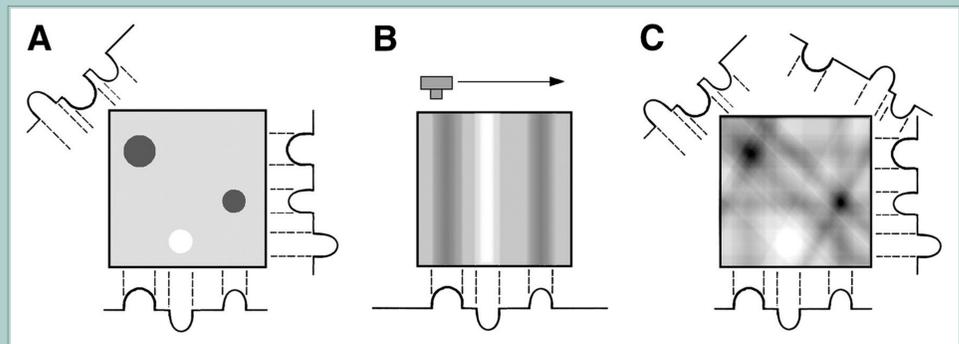


La taille v du voxel de l'image finale est liée au grossissement γ ainsi qu'à la taille du pixel du détecteur p selon l'équation :

$$v = \frac{p}{\gamma}$$

5. La reconstruction tomographique

Un algorithme de reconstruction, la rétroprojection filtrée, permet d'obtenir une image de l'objet à partir des radiographies. Le schéma¹ ci-dessous présente une version simplifiée de cette méthode.



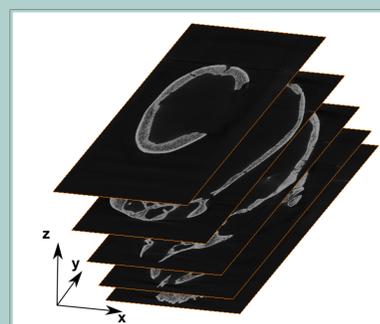
- (A) Les radiographies sont collectées.
- (B) La rétroprojection consiste à propager les valeurs d'atténuation des images suivant le trajet reliant chaque pixel à la source.
- (C) Les contributions de chaque image sont sommées.

L'image tomographique est une description de l'atténuation de l'objet pour chaque voxel.

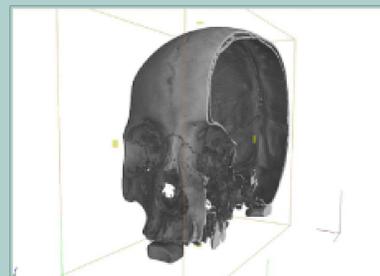
¹Lee W. Goldman. Principles of CT and CT technology. *J. Nucl. Med. Technol.*, 35:115-128, 2007

6. L'image 3D

Le résultat de l'acquisition tomographique est le **volume reconstruit** de l'objet.



Les données sont présentées sous la forme d'un ensemble d'images 2D : les sections du volume selon une direction donnée (généralement le plan xy).



Un traitement des images est nécessaire pour isoler les structures contenues dans l'image.