



# Nouvelles Stratégies d'Optimisation en Scanographie

Alain NOEL – CRAN UMR 7039 CNRS – Université de Lorraine - Nancy

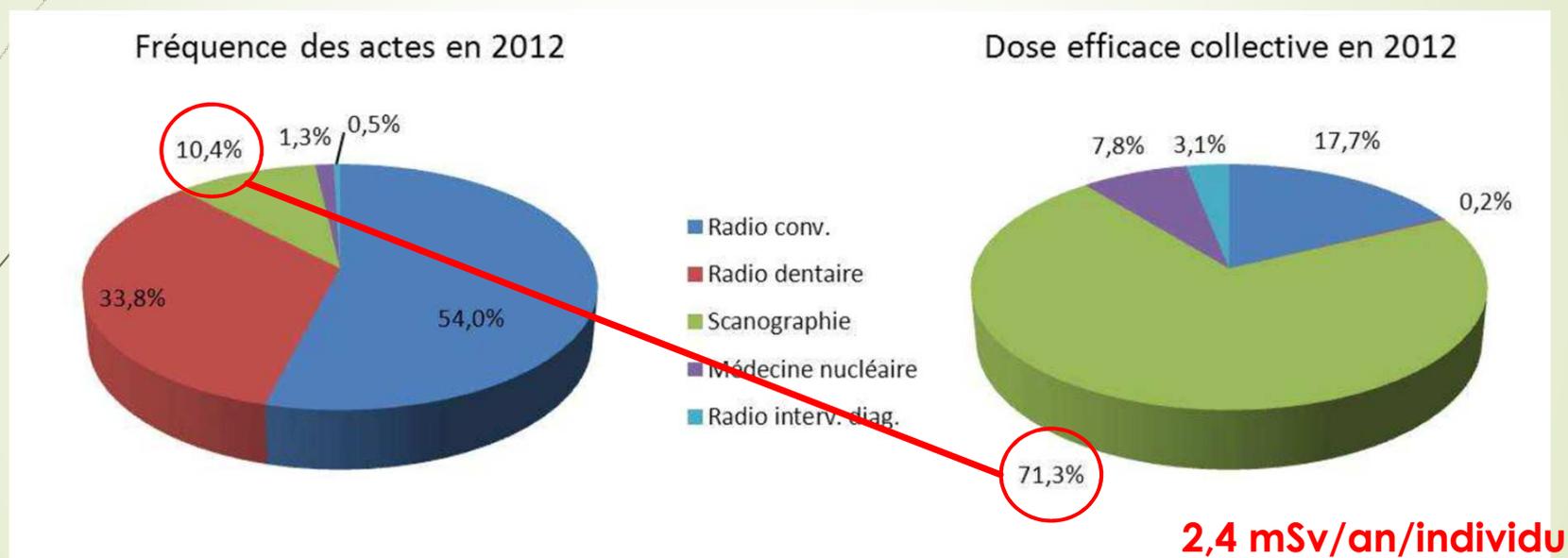


UMR 7039



L'optimisation n'est pas une option c'est une obligation

Exposition médicale par individu exposé\* : 3,6 mSv/an



\*IRSN – Exposition médicale aux RI en 2012

# Optimisation expositions médicales

- Qualité image requise (information diagnostique désirée)

**Et**

Utilisation dose la plus faible possible

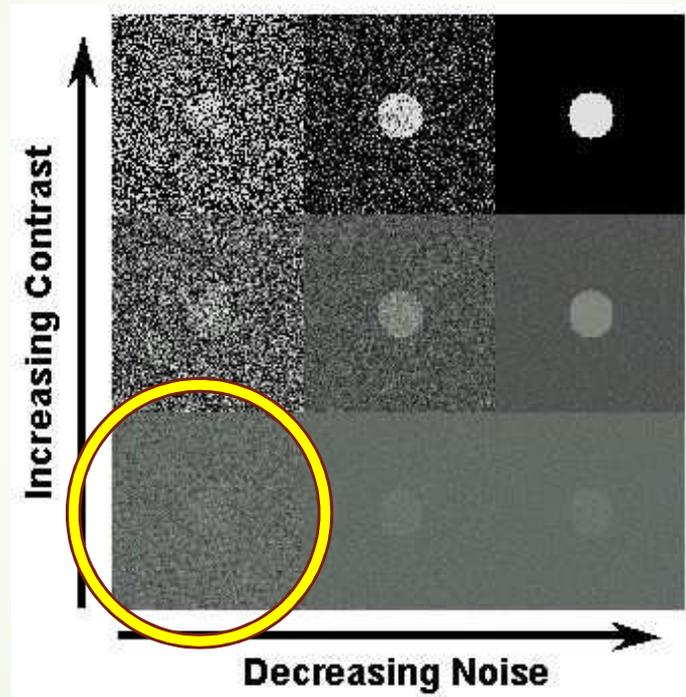
- + Niveaux de Référence Diagnostic (Directive 97/43/Euratom)  
aidant à éviter des doses inutilement élevées

# Qualité de l'image

- ▶ Tout système d'imagerie introduit une dégradation entre l'entrée (la réalité) et la sortie (l'image de la réalité).
- ▶ La qualité de l'image est une mesure de l'efficacité avec laquelle une image peut être utilisée pour une tâche diagnostique donnée.
- ▶ Les principaux critères de qualité image sont :
  - ▶ Le bruit
  - ▶ Le contraste et la Détectabilité à bas contraste
  - ▶ La résolution spatiale

# Contraste et bruit

- Le bruit limite la détectabilité à bas contraste



# Gestion de la dose

## ➤ RÉDUCTION DE DOSE

### ➤ **Préserver la qualité diagnostique de l'examen +++**

### ➤ Contrôler la dose :

- Adapter le protocole à l'indication : requis diagnostiques (visualisation, reproduction critique)
  - lésions bas contraste (défectabilité à bas contraste) pour méta foie par exemple nécessite de limiter le bruit
  - lésions haut contraste (nodules pul., calculs rénaux, polypes colon, ...) plus de bruit acceptable
- Recherche et prise en compte état de grossesse des patientes

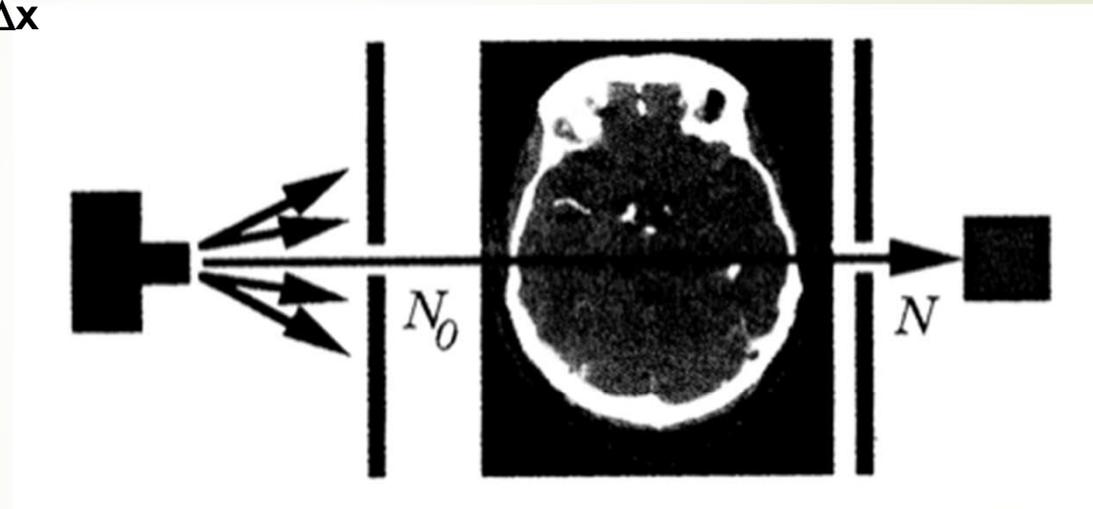
# Le premier scanner

Que mesure-t'on ?

Coefficient d'atténuation des tissus traversés

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

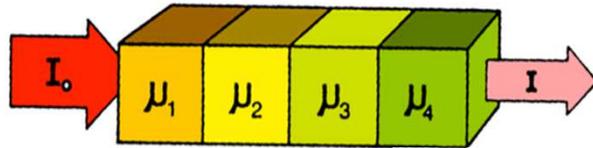
$$g = \sum \mu_i \Delta x$$



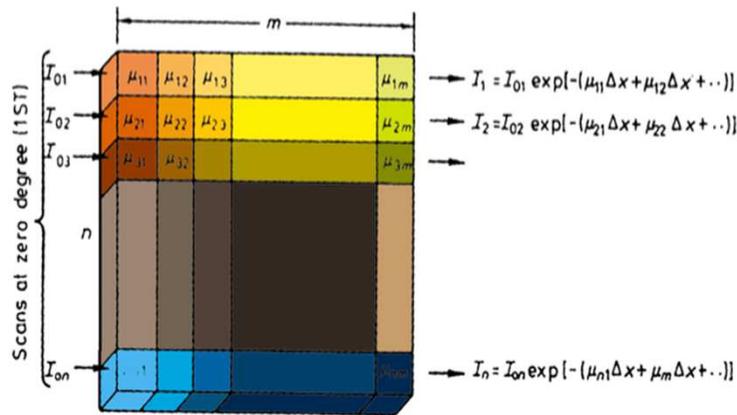
$$I_{\text{out}} = I_0 e^{-\int_L f(x,y) dt}$$

$$\int_L f(x,y) dt = -\ln \frac{I_{\text{out}}}{I_0}$$

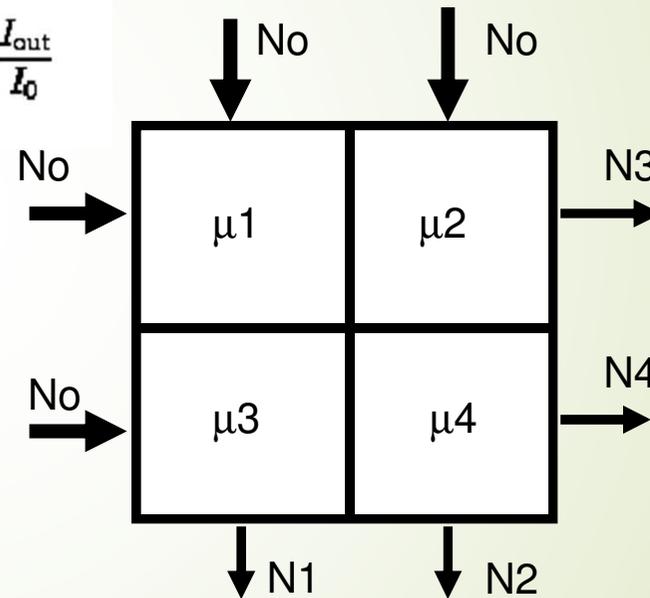
# Problème de la Reconstruction



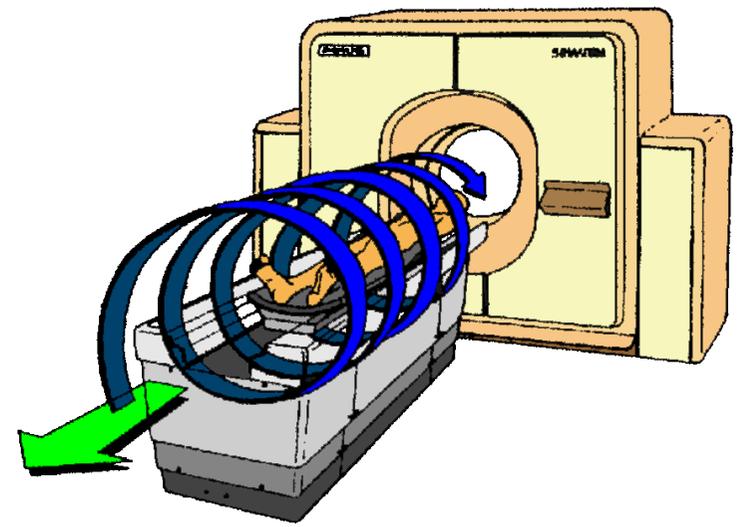
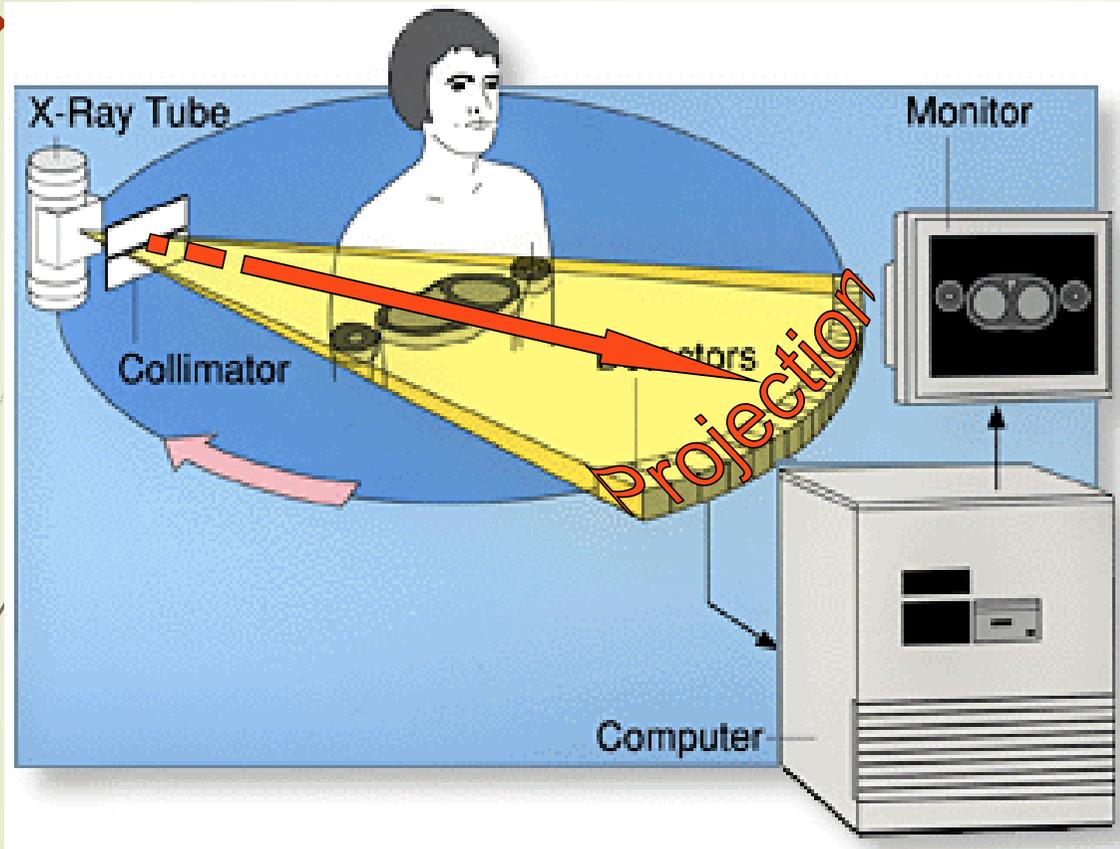
$$\int_L f(x, y) dt = -\ln \frac{I_{out}}{I_0}$$



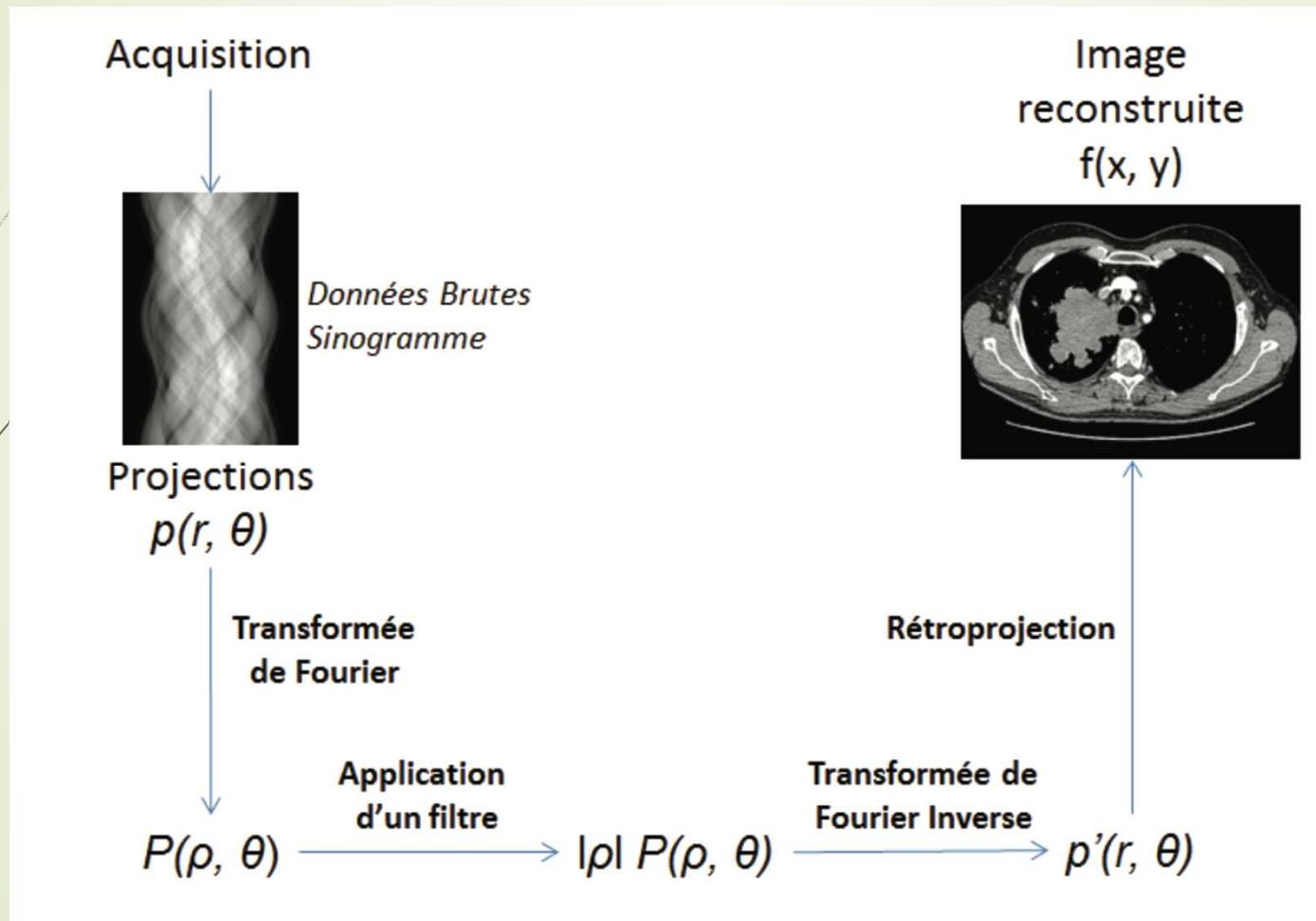
## Intuition



# Acquisition des données

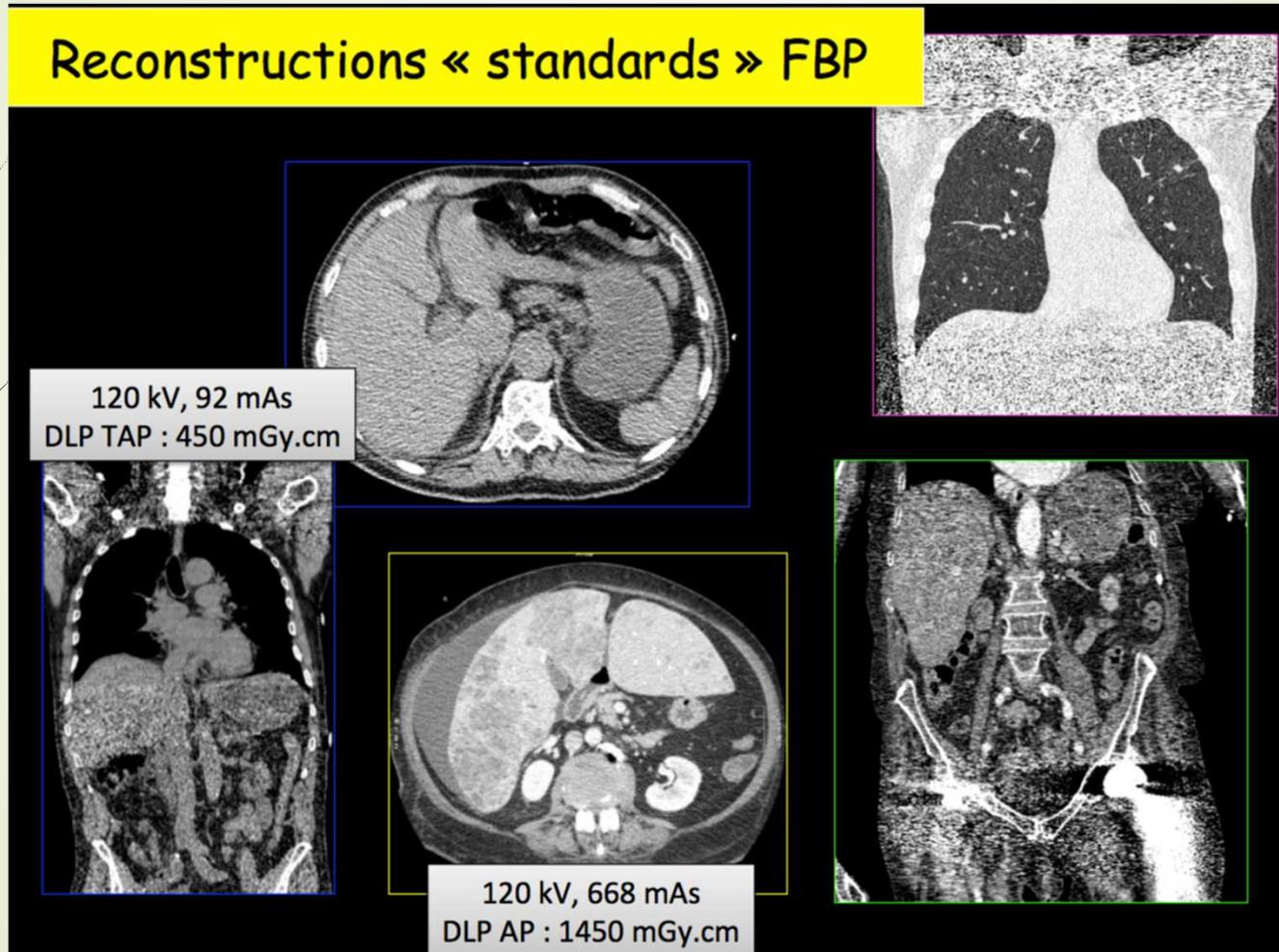


# Rétroprojection Filtrée (FBP)



# Rétroprojection Filtrée (FBP)

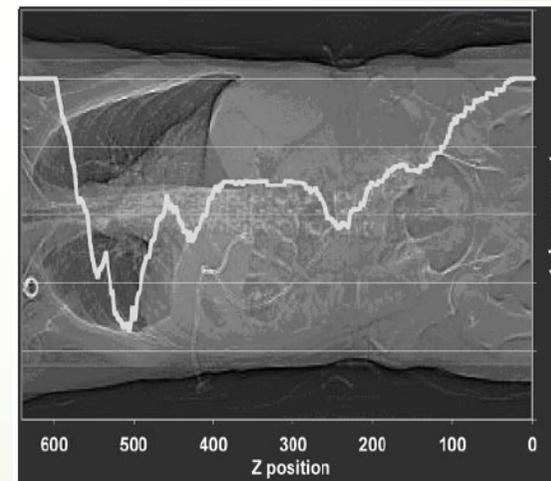
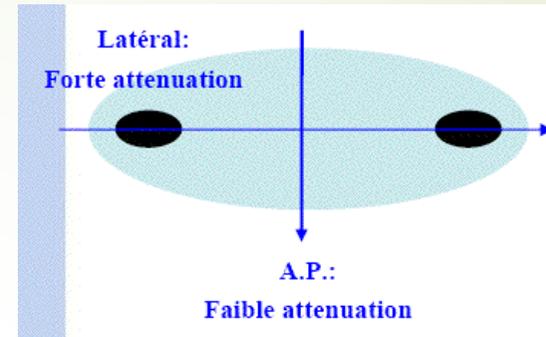
## Reconstructions « standards » FBP



From Dr Alban Gervaise

# Contrôle Automatique de l'Exposition

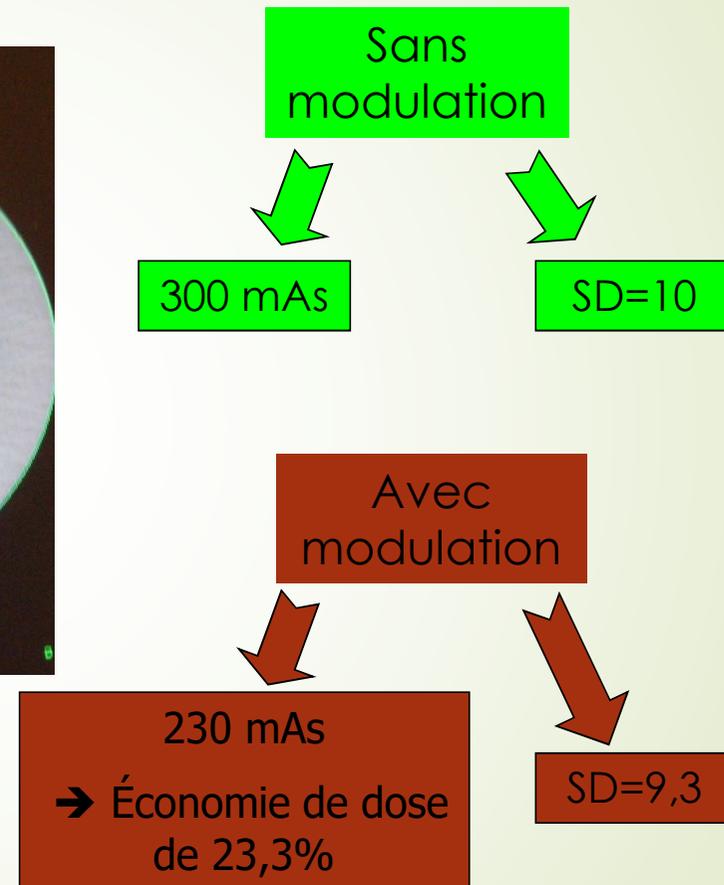
- Modulation en temps réel du courant :
  - Angulaire : dans le plan d'acquisition (x, y)
  - Longitudinale : dans l'axe du patient (z)
- Réduction de dose de 20% à 70%
- Amélioration de la qualité de l'image



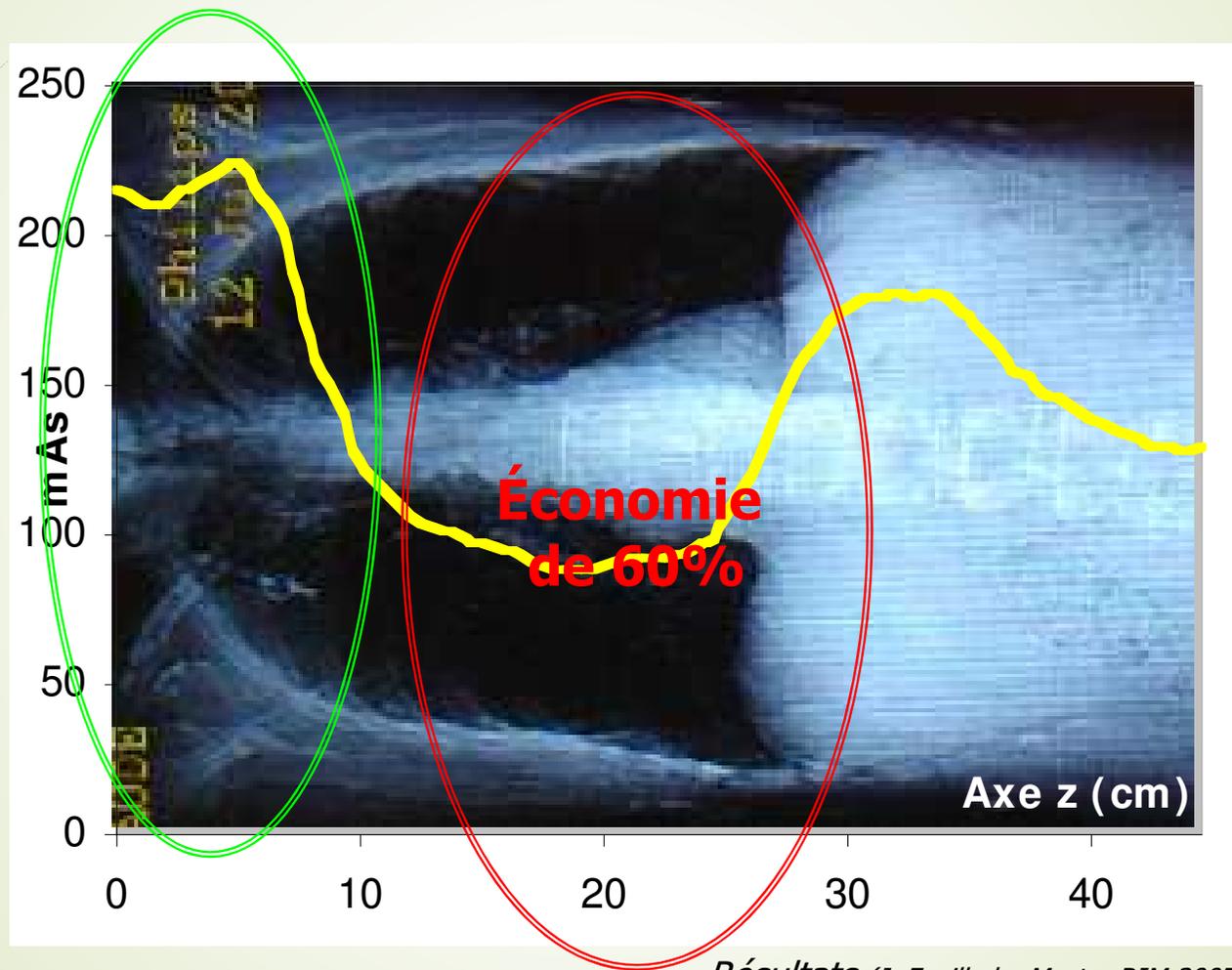
# Étude de la modulation angulaire



Résultats (J. Feuillede, Master RIM 2007)



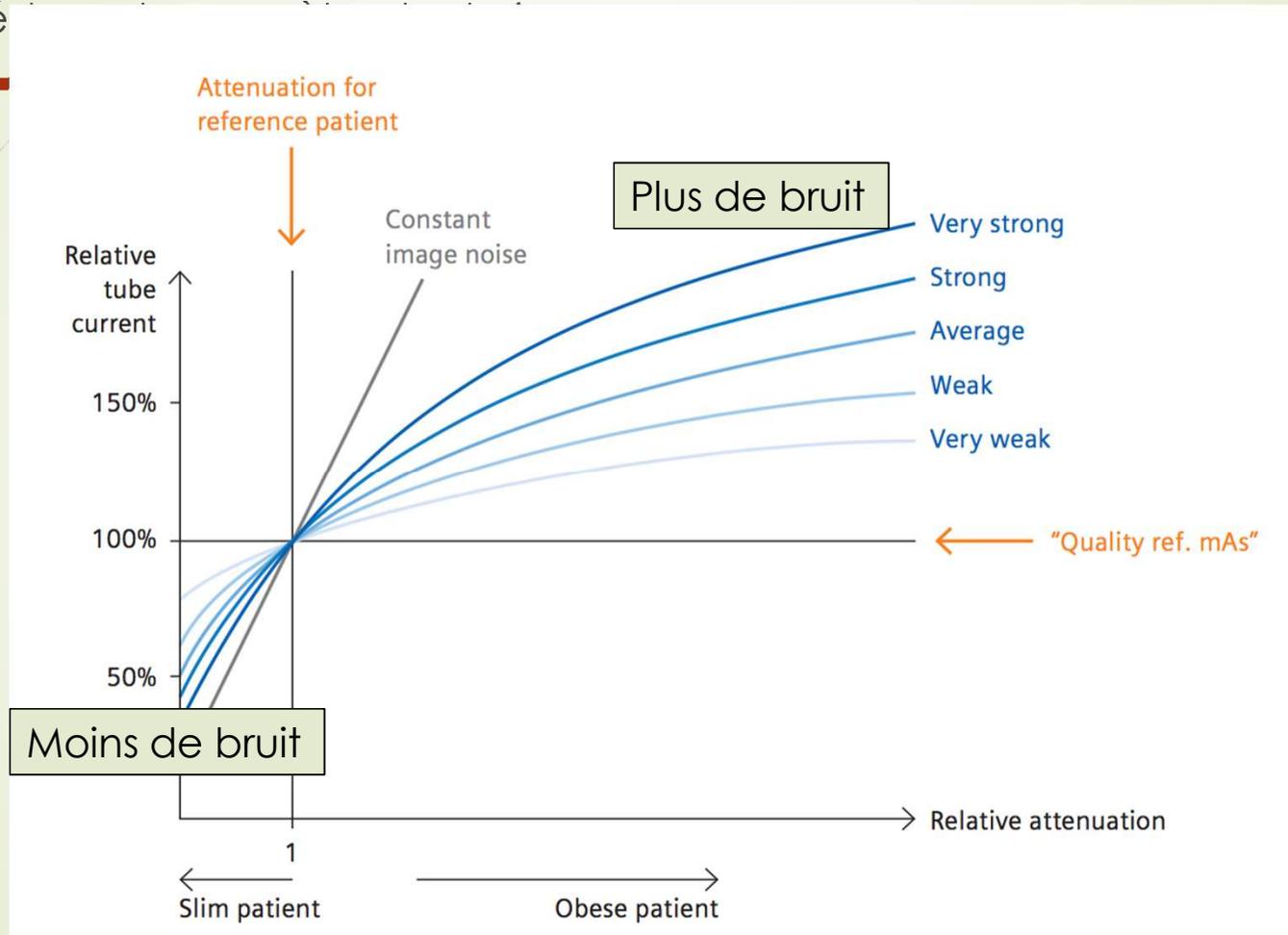
# Étude de la modulation longitudinale



Résultats (J. Feuillade, Master RIM 2007)

# Protocole

Procé

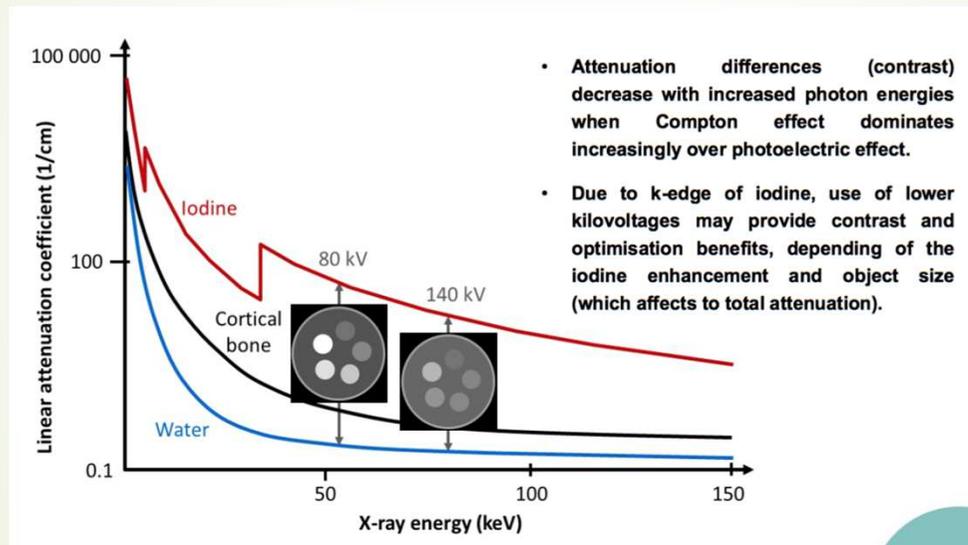


qualité diagnostique

CareDose 4D (Siemens)

# Facteurs d'influence sur le contraste

- Le contraste augmente de façon inversement proportionnelle à l'énergie du faisceau qui peut être modifiée
  - En modifiant la valeur de la haute tension (kV)



- En fonction du filtre de reconstruction choisi
  - Un filtre mou préserve le contraste alors qu'un filtre dur le diminue

# Adapter le protocole à l'indication

## ➤ Abdomen

- Certaines choses peuvent être vue à dose réduite
  - Calculs rénaux, coloscanner, entéroscanner
- D'autres nécessitent une dose plus élevée pour être visualisées
  - Masse hépatique à bas contraste, cancer du pancréas, tumeurs solides rénales
- Modulation des kV
  - < 50 kg : 100 kV
  - 50-90/95 kg : 120 kV
  - > 90/95 kg : 140 kV
- Coloscanner < CT calculs rénaux < CT Abdomen standard < CT hépatique (2 ou 3 phases)

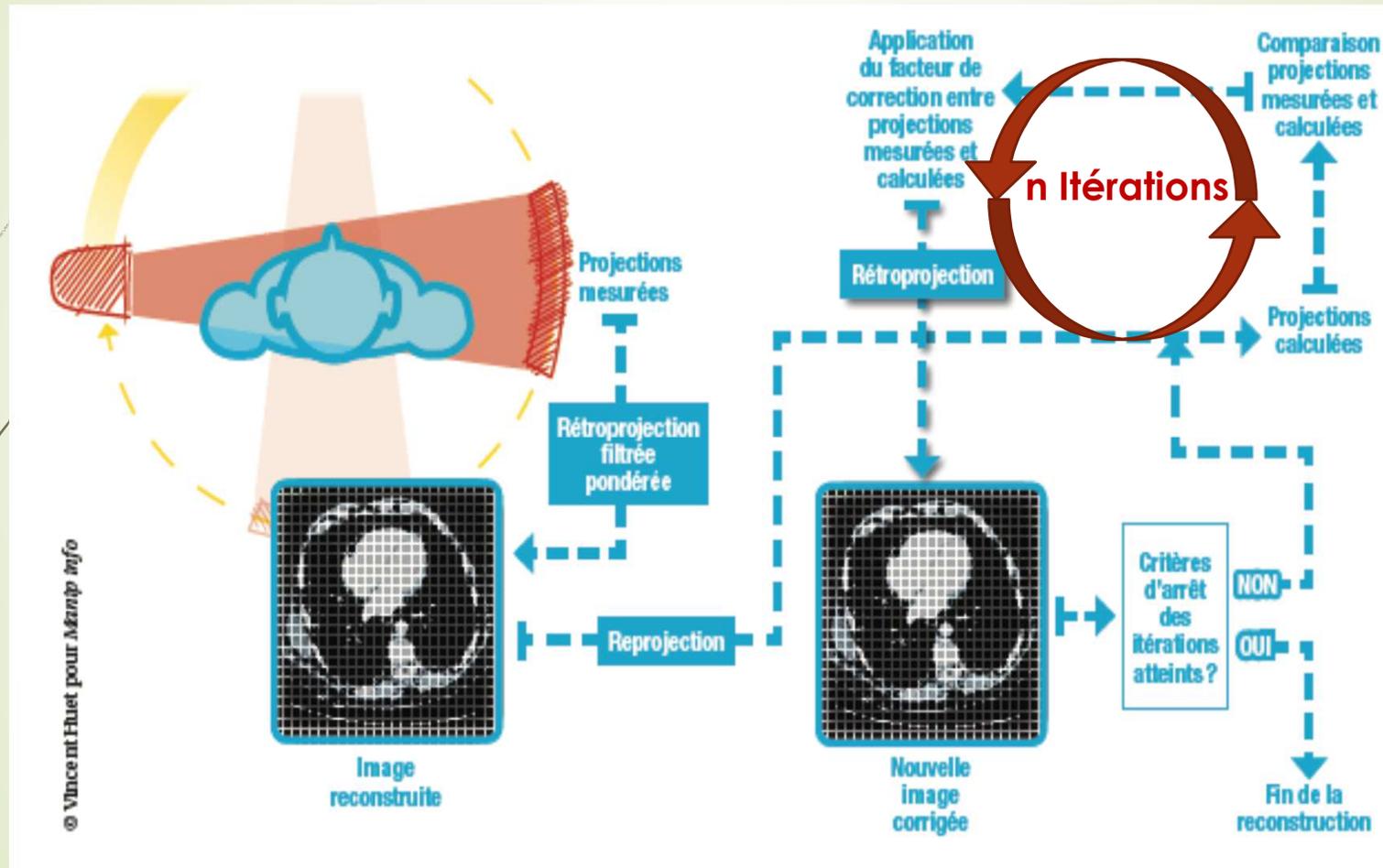
# Adapter le protocole à l'indication

## ➤ Thorax :

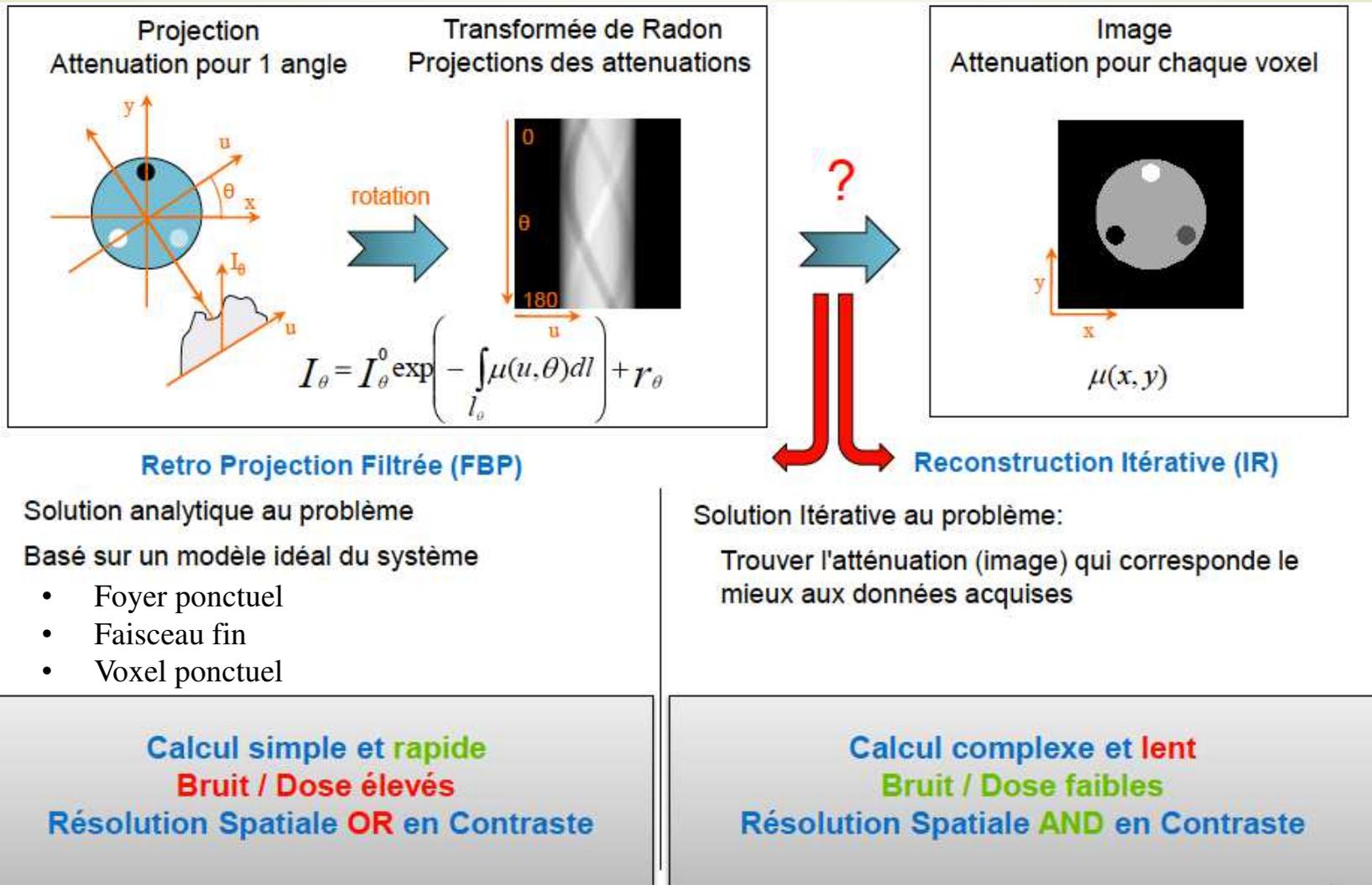
- Moindre atténuation et contraste naturel (air) permettent de réduire la dose
- Cœur et Vaisseaux (pulsation) et poumon (respiration) : nécessite des acquisitions rapides pour réduire le risque de flou cinétique
- Modulation des kV
  - < 50 kg : 80 kV
  - 50-80 kg : 100 kV
  - 80-100 kg : 120 kV
  - > 100 kg : 140 kV (rester à 120 kV avec IV)
- CT suivi nodules pulmonaires < CT thorax standard avec IV < CT embolie pulmonaire < CT thorax standard sans IV

**$IDSV_{Thorax} < IDSV_{Abdo}$  de 35 à 50%**

# Reconstruction Itérative

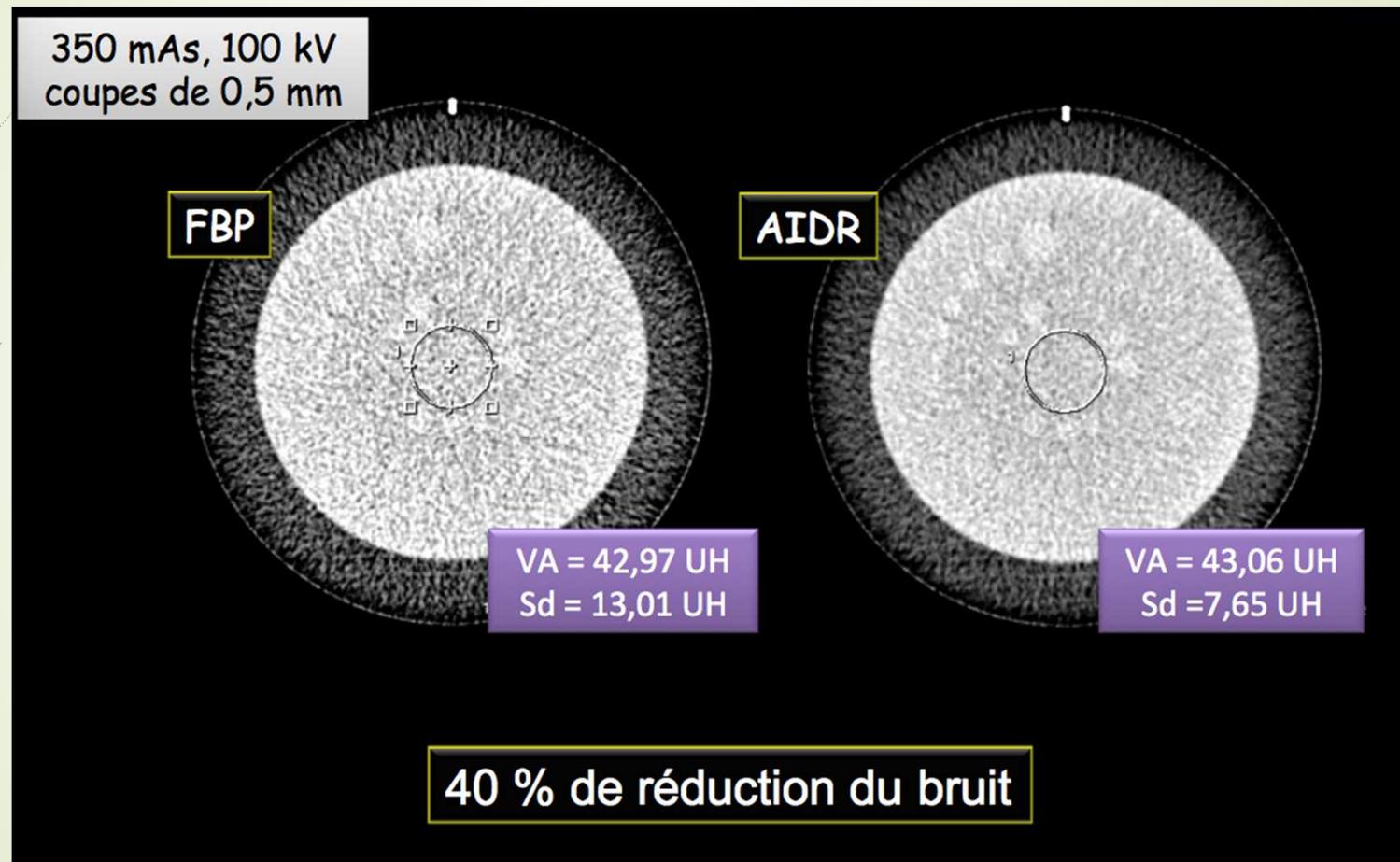


# FBP vs IR



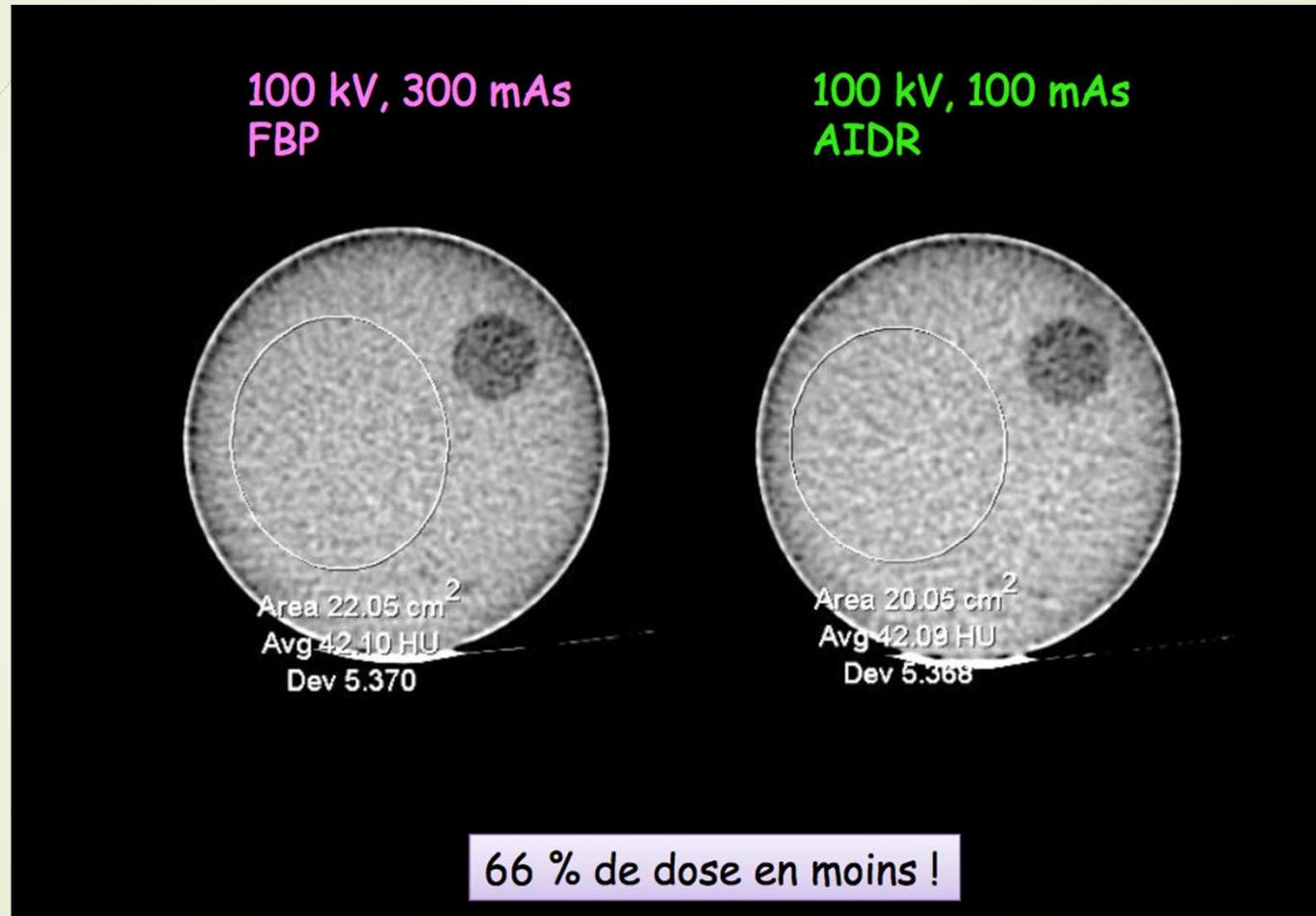
From Dr Alban Gervaise

# Reconstruction Itérative et Bruit



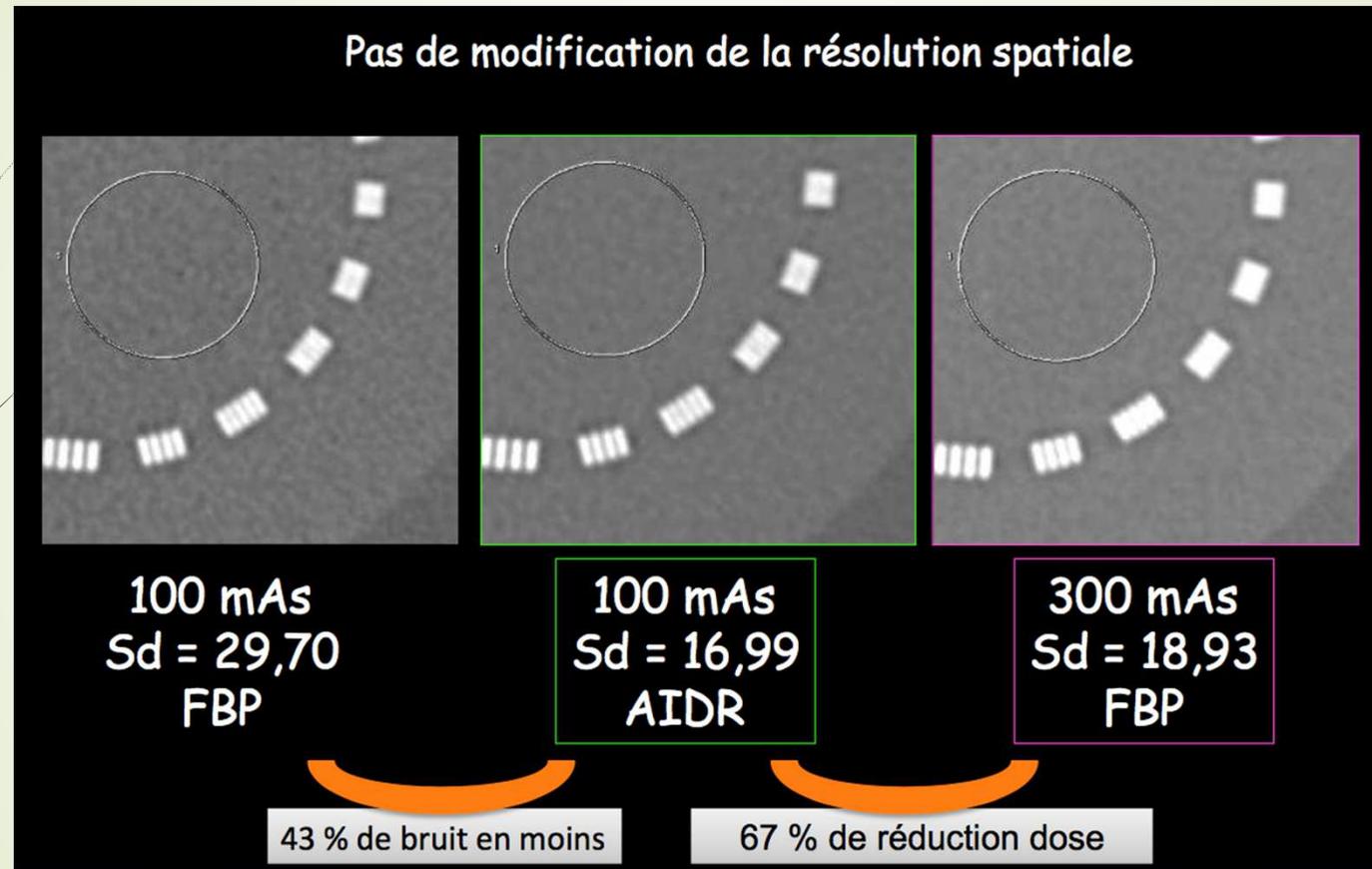
From Dr Alban Gervaise

# Reconstruction Itérative et Dose



From Dr Alban Gervaise

# Reconstruction Itérative et Résolution Spatiale

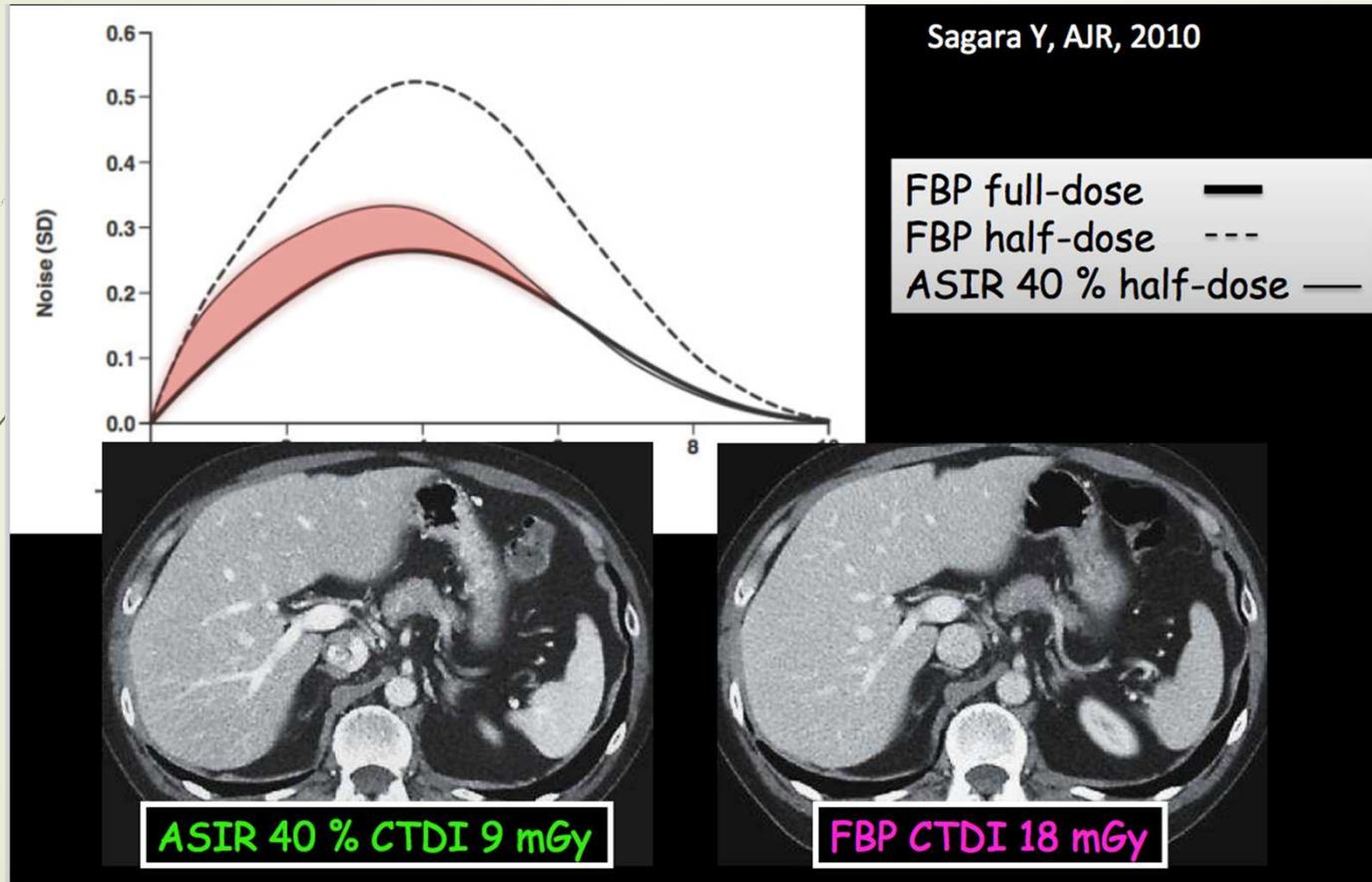


From Dr Alban Gervaise

# Reconstruction Itérative et Artéfacts

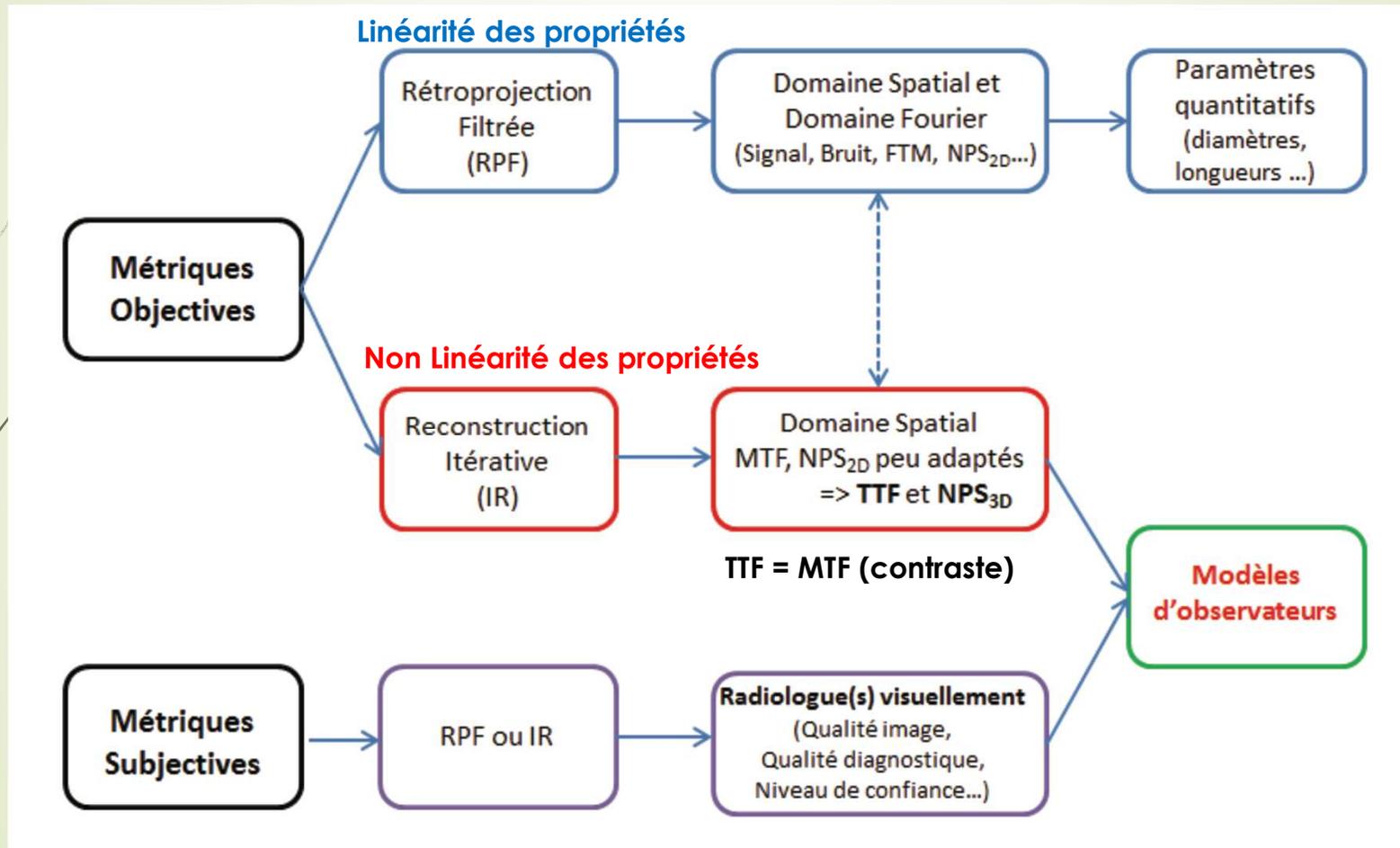


# Reconstruction Itérative et Spectre de Bruit (NPS)



From Dr Alban Gervaise

# Qualité Image



# Conclusion

- ▶ Optimisation Qualité-Dose est une priorité
  - ▶ Potentiel important réduction dose
    - ▶ Modulation des mA
    - ▶ Adaptation au protocole
  - ▶ La reconstruction itérative permet
    - ▶ Améliorer la qualité de l'image
    - ▶ Réduire la dose > 50%
    - ▶ Corriger les artéfacts
- ▶ Rôle des professionnels :
  - ▶ Recherche des conditions optimales

