

Impact des algorithmes itératifs de reconstruction sur l'interprétation des images en scanographie.

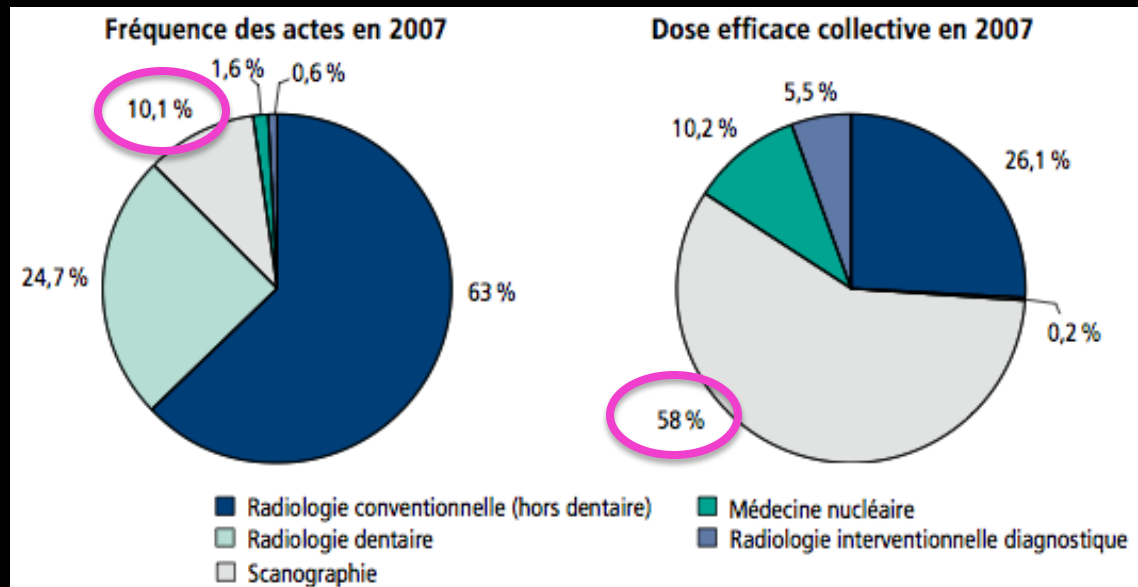
Dr Alban GERVAISE
CHU Nancy



Pourquoi réduire la dose ?

De plus en plus de scanners sont réalisés chaque année :

- meilleure accessibilité
- plus rapide
- meilleure performance diagnostique
- mais ... plus irradiant !



Pourquoi réduire la dose ?

Risque de cancer radio-induit lié aux faibles doses de rayons X :

- **établit par la conférence de consensus BEIR VII** et la FDA
- mais **reste très controversé**

Beir VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation

There are many challenges associated with understanding the health effects of low doses of low-LET radiation, but current knowledge allows several conclusions. The BEIR VII report concludes that the current scientific evidence is consistent with the hypothesis that, at the low doses of interest in this report, there is a linear dose-response relationship between exposure to ionizing radiation and the development of solid cancers in humans. It is unlikely that there is a threshold below which cancers are not induced, but at low doses the number of radiation-induced cancers will be small. Other health effects (such as heart disease and stroke) occur at higher radiation doses, but additional data must be gathered before an assessment of any possible dose response can be made between low doses of radiation and non-cancer health effects. The report also concludes that with low dose or chronic exposures to low-LET ir-

ORIGINAL INVESTIGATION

Radiation Dose Associated With Common Computed Tomography Examinations and the Associated Lifetime Attributable Risk of Cancer

Rebecca Smith-Bindman, MD; Jafi Lipson, MD; Ralph Marcus, BA; Kwang-Pyo Kim, PhD; Mahadevappa Mahesh, MS, PhD; Robert Gould, ScD; Amy Berrington de González, DPhil; Diana L. Miglioretti, PhD

Smith Bindman, JAMA 2009

BEIR VII, 2006

Pourquoi réduire la dose ?



Radiation Overdoses Point Up Dangers of CT Scans

By WALT BOGDANICH
Published: October 15, 2009

The New York Times

Reconstructions « standards » FBP

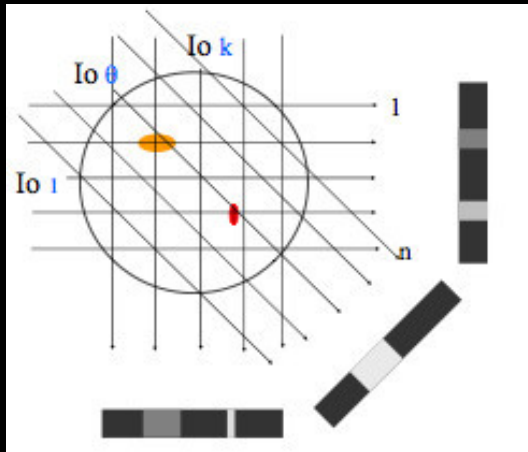
Rétroprojection filtrée (Filtered Back Projection : FBP)

- Algorithme de reconstruction « standard » utilisé depuis les débuts du scanner (1976)
- Basée sur la transformée de Radon inversée d'un modèle théorique
- Méthode analytique adoptée par tous les constructeurs
- Simple, rapide et fiable
- Mais :
 - basée sur un modèle « idéal » du faisceau
 - n'utilise pas toutes les informations
 - taille réelle du foyer et des détecteurs
 - Bruit
 - Valeur des voxels adjacents
 - méthode « très bruitée »

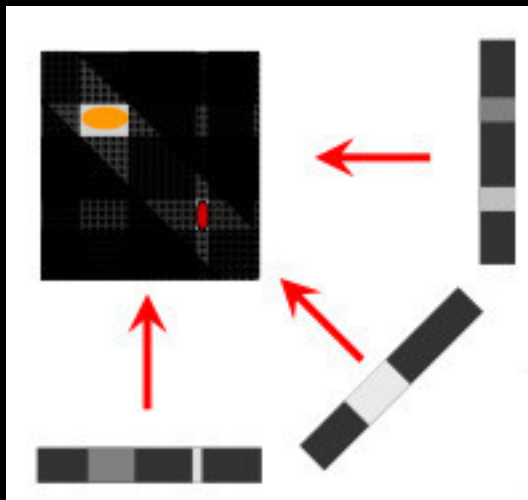
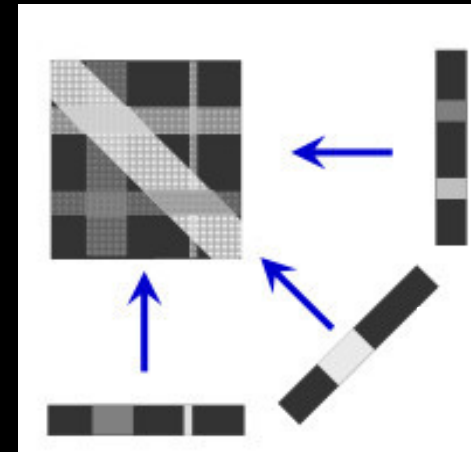


FBP

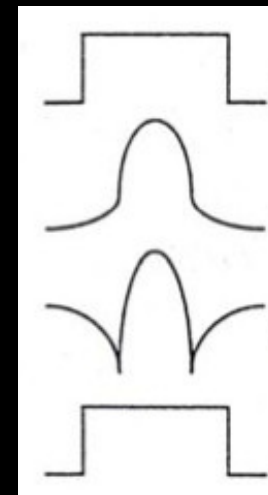
Raw-data



Rétroprojection = «épandage»



image

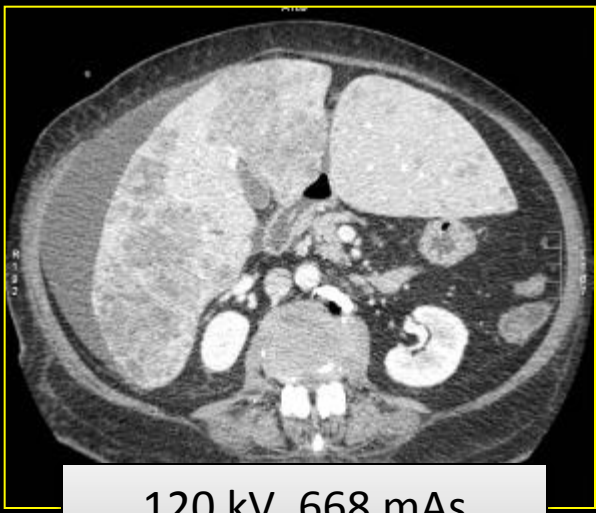


filtrage

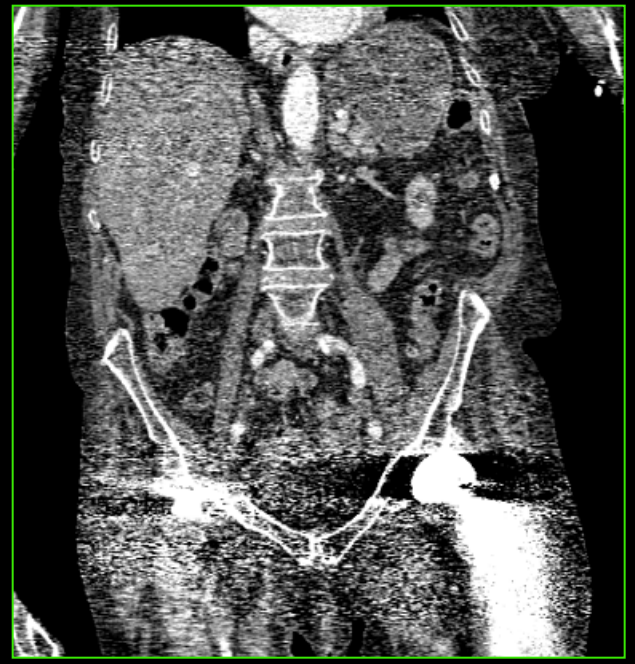
Reconstructions « standards » FBP



120 kV, 92 mAs
DLP TAP : 450 mGy.cm

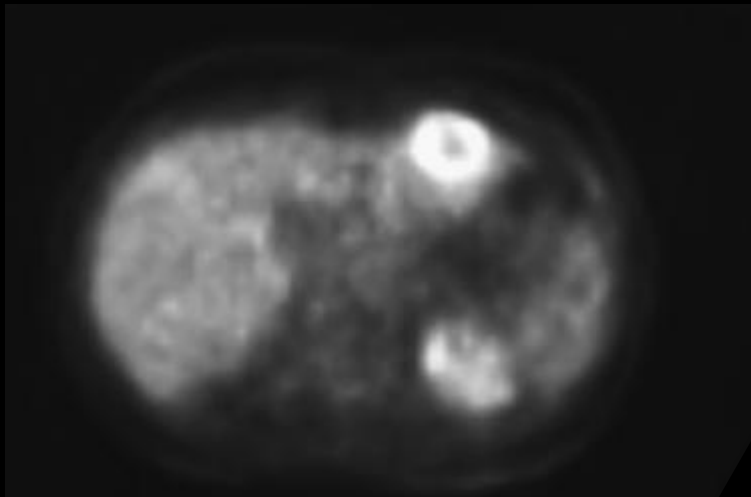


120 kV, 668 mAs
DLP AP : 1450 mGy.cm



Reconstructions itératives

- Largement utilisées en médecine nucléaire
- Méthodes de reconstruction connue depuis les débuts du scanner
- Principe basé sur la comparaison des données avec un modèle de bruit
- Mais problème du temps de reconstruction en scanner (100 à 1000 fois moins rapide)



Les reconstructions itératives au scanner

- Amélioration des performances informatiques
- Augmentation des doses délivrées et limite des techniques de réduction de dose
- Introduite en 2008 par GE
- Disponible dorénavant pour tous les constructeurs

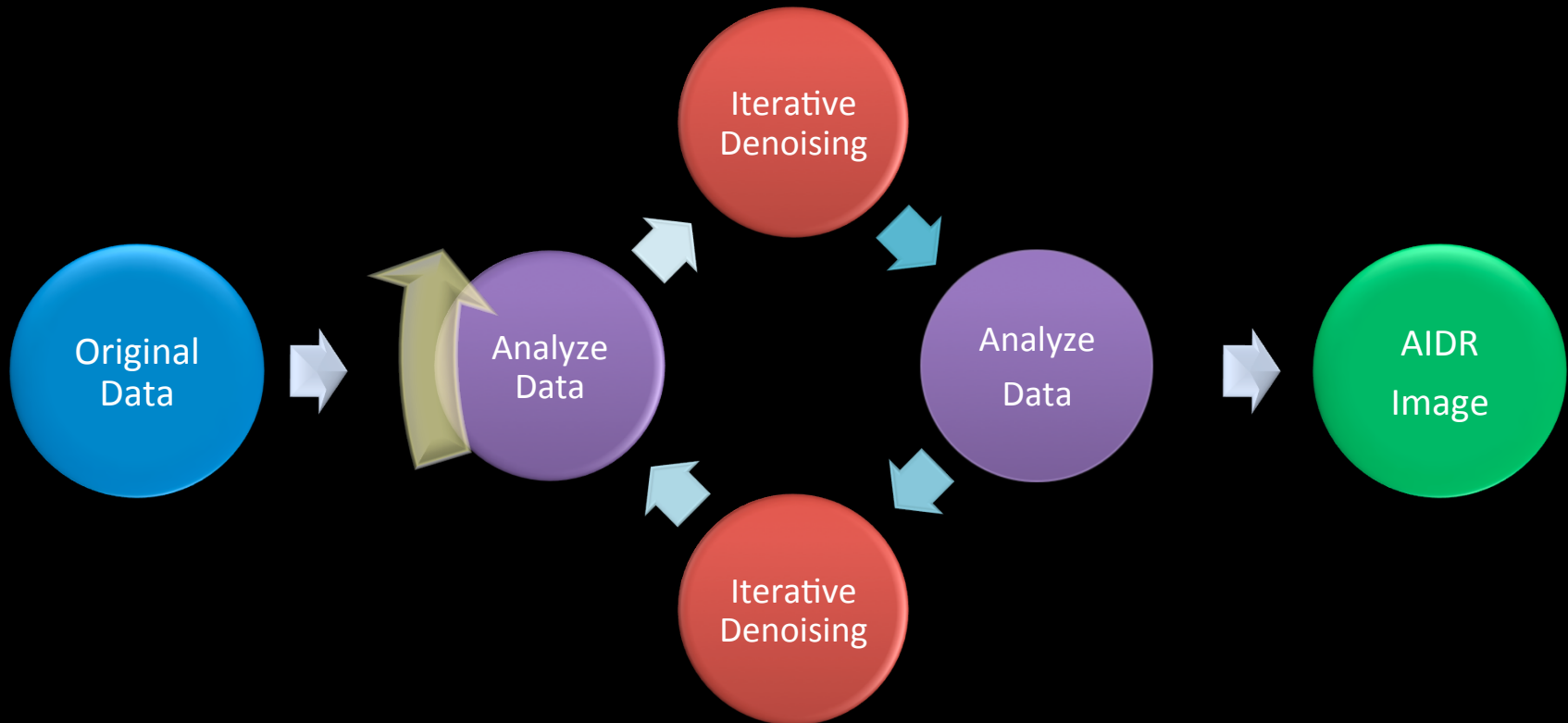
ASIR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction) : GE

IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space) : Siemens

iDose4 : Philips

AIDR (Adaptive Iterative Dose Reduction) : Toshiba

Adaptive Iterative Dose Reduction (AIDR)



Notion de « domaines »

Acquisition des données brutes

Reconstruction des images par FBP

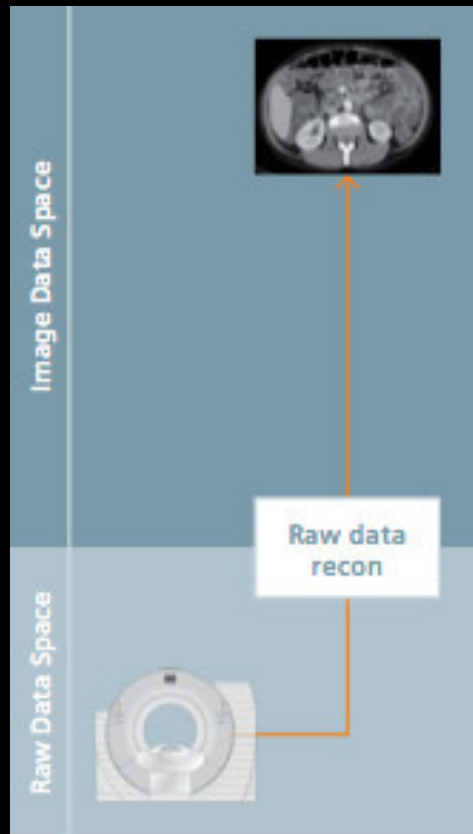


Domaine des
« Raw-data »

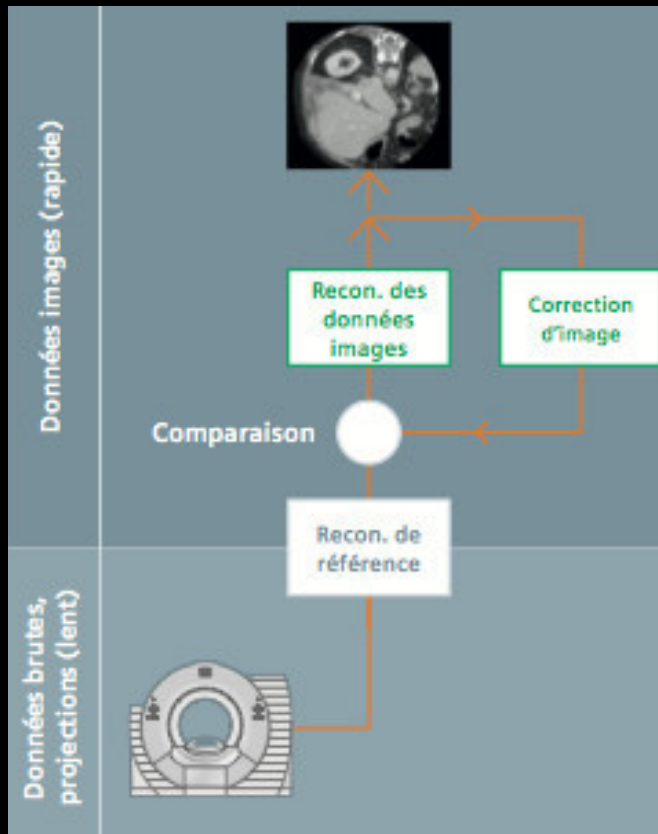
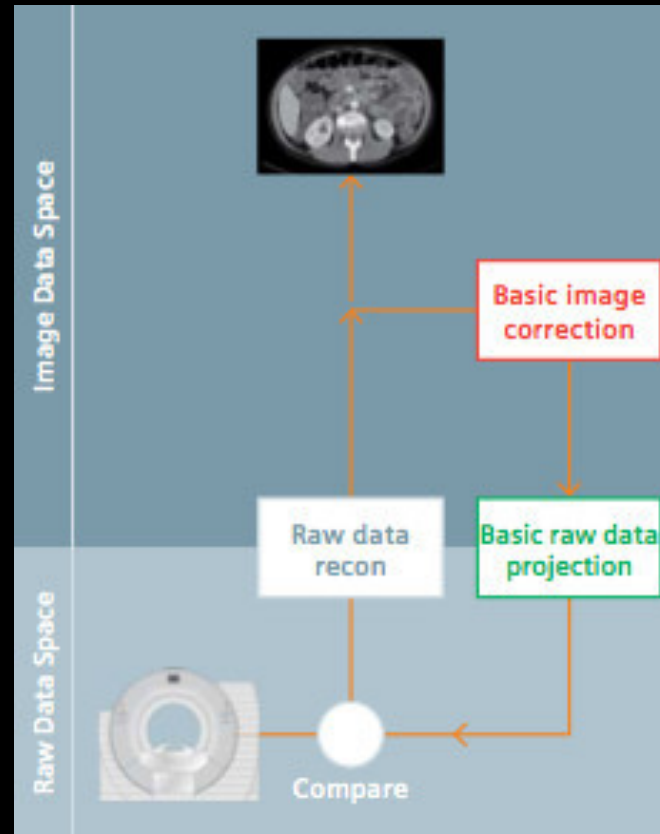
Domaine
« image »

Domaines de reconstruction

FBP



Reconstructions itératives



Domaine des données brutes



Domaine image



Domaines de reconstruction

Correction des artéfacts
Plus lent
Modification de l'aspect de
l'image

Plus rapide
Garde l'aspect de l'image
Uniquement réduction du
bruit

Domaine « Raw-data »

domaine « image »

« Double boucle »

Conservation de l'aspect de l'image
Correction des artéfacts
Accélération du processus de reconstruction

Principe de l'ASIR

Première génération de reconstruction itérative
Reconstruction dans le domaine des Raw-data

Jusqu'à 65% de réduction de dose

65 s de reconstruction pour un TDM AP (vs 50s pour FBP)

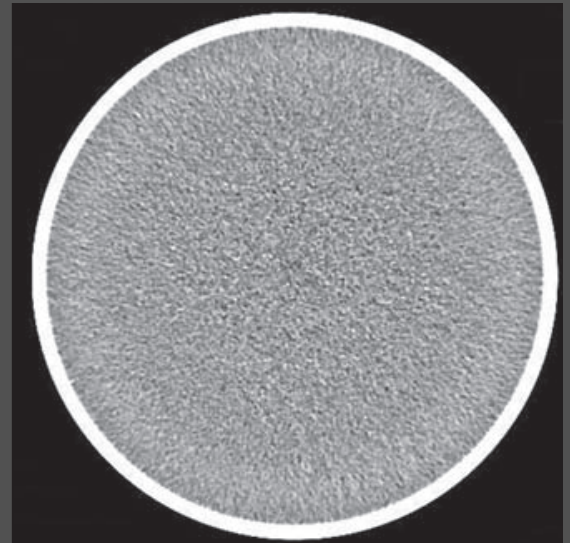
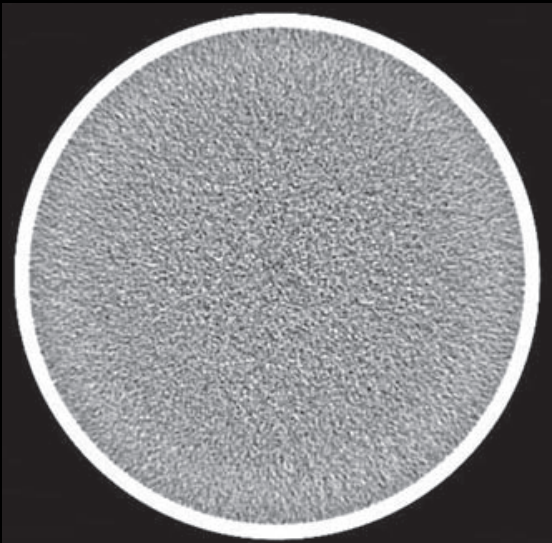
Choix d'un % d'ASIR (0-100%)

Modification de l'aspect de l'image si % trop élevé

FBP

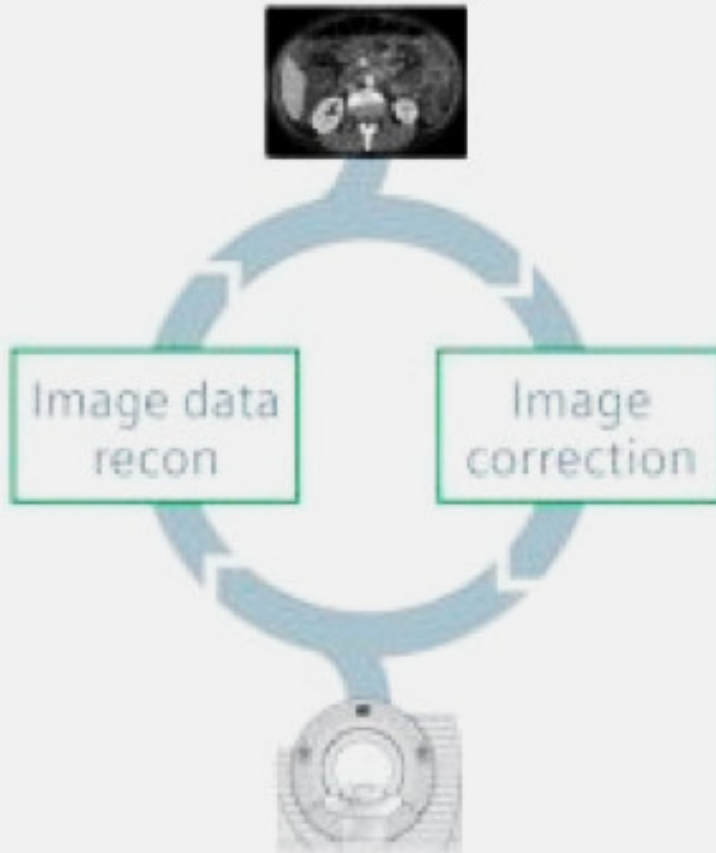
100 % ASIR

50 % ASIR



Principe de l'IRIS

SIEMENS

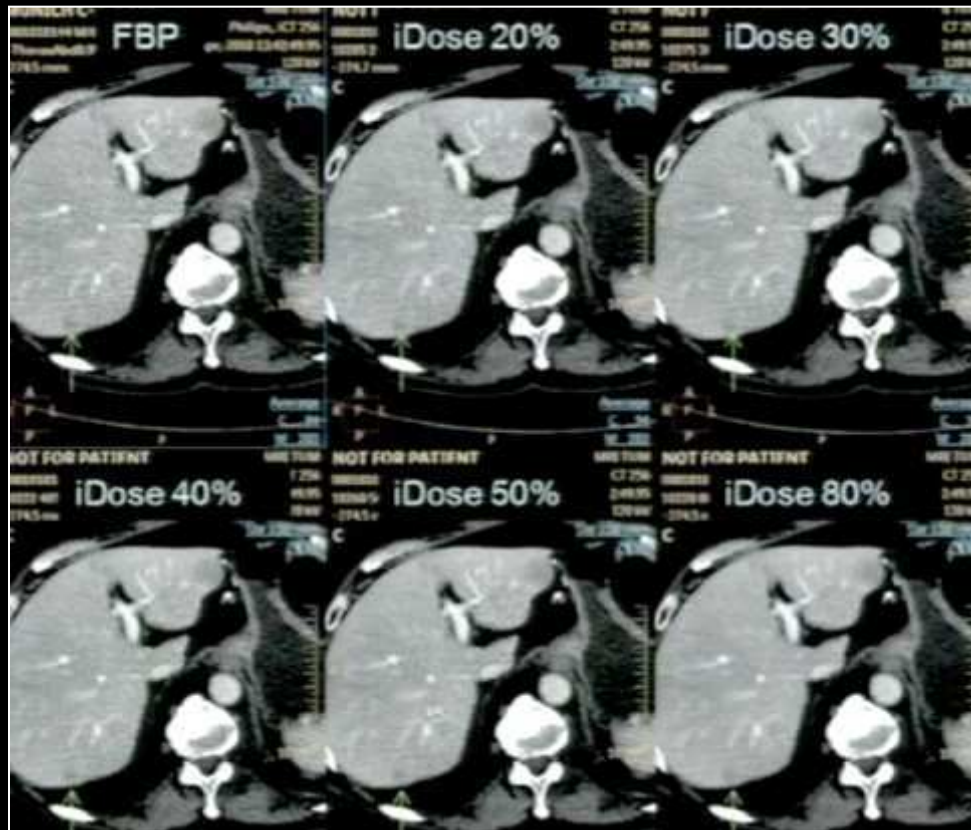


- 1 boucle dans le domaine image
- Choix du nombre d'itération
- 50 % de dose en moins

Principe d'iDose⁴

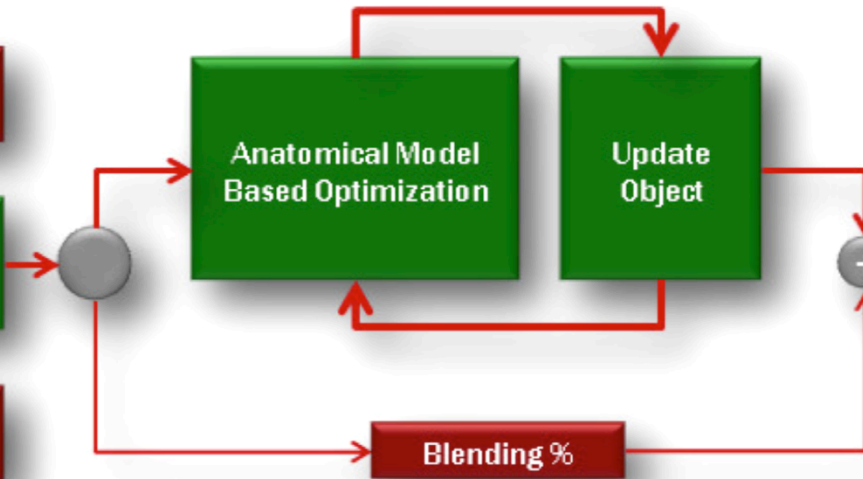
- 4^{ème} génération (FBP/Denoising/Basic IR)
- Reconstruction dans le domaine image et Raw-data
- Jusqu'à 80% de dose en moins
- Choix du % d'iDose⁴

iDose⁴

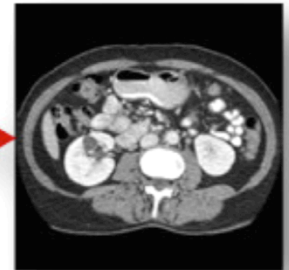


Exemple du principe de l'AIDR

Acquired
Projection Data



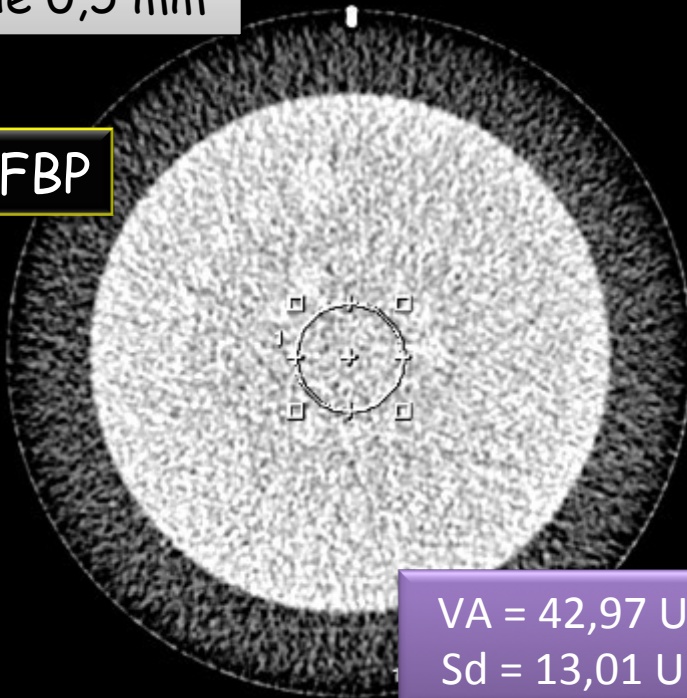
AIDR Image



Effets des reconstructions itératives

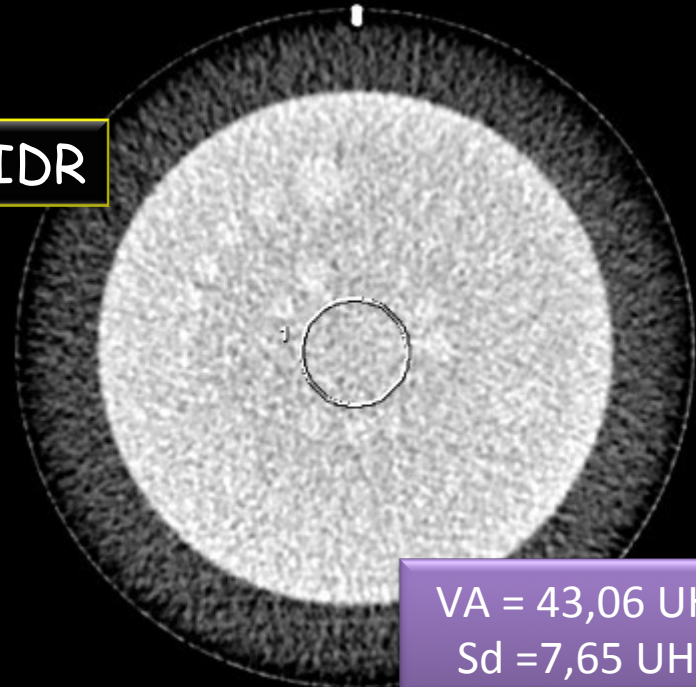
350 mAs, 100 kV
coupes de 0,5 mm

FBP



VA = 42,97 UH
Sd = 13,01 UH

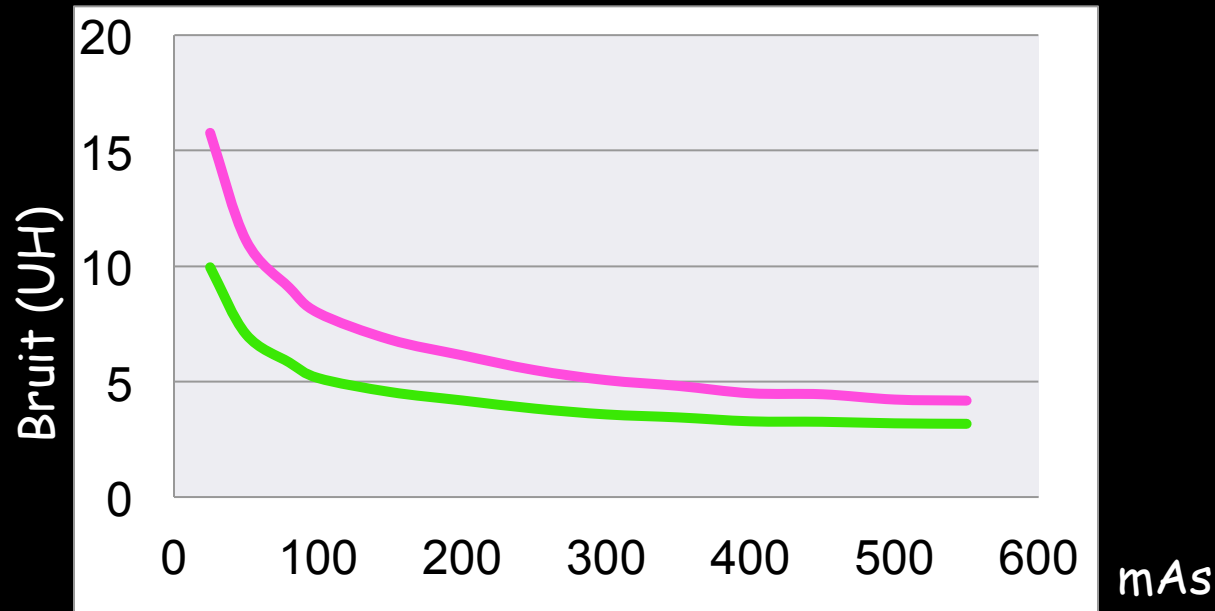
AIDR



VA = 43,06 UH
Sd = 7,65 UH

40 % de réduction du bruit

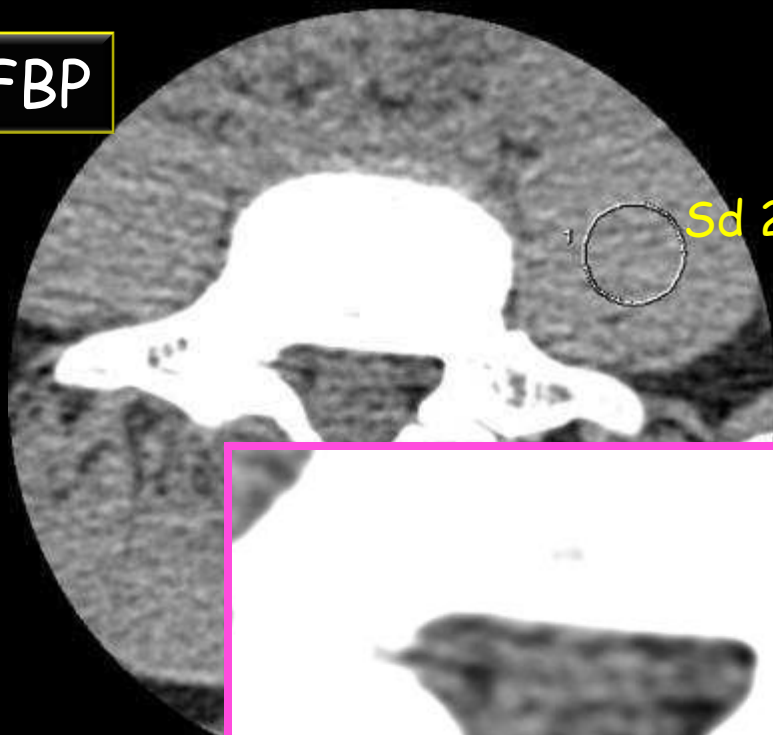
Réduction du bruit



Réduction du bruit
en **FBP** et **AIDR** en
moyenne de 40 %
(31-44%)

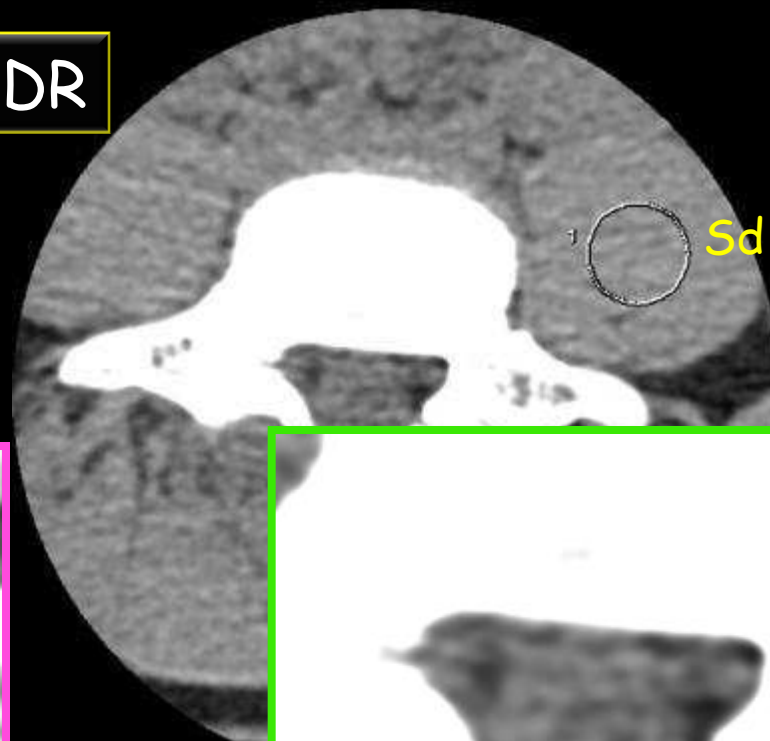
Toshiba : AIDR

FBP

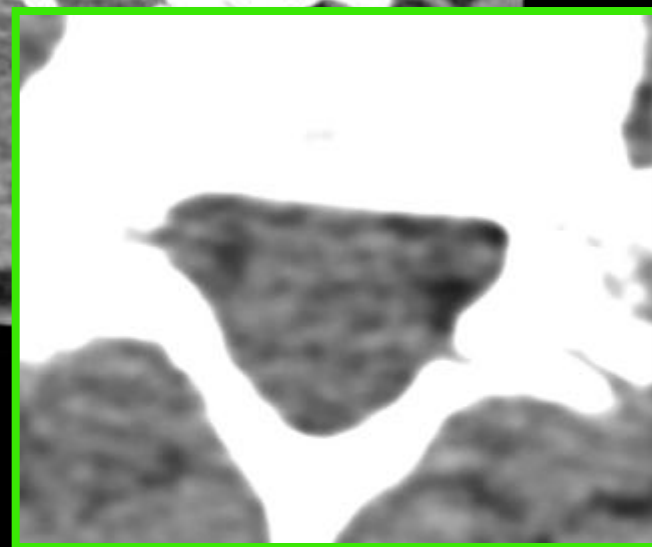
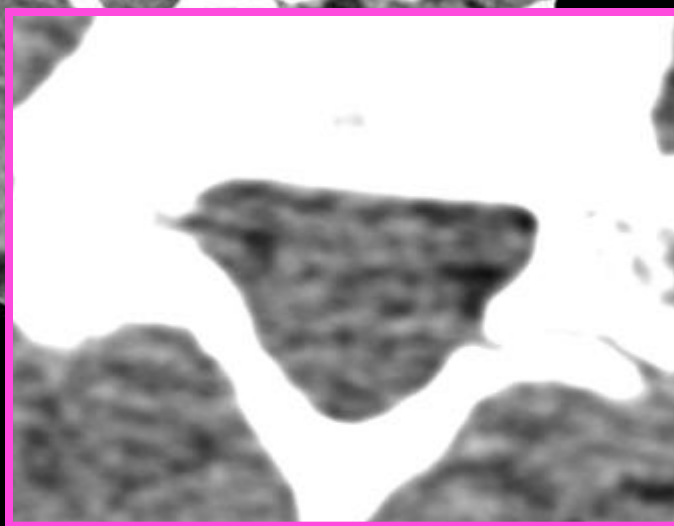


Sd 23,29

AIDR



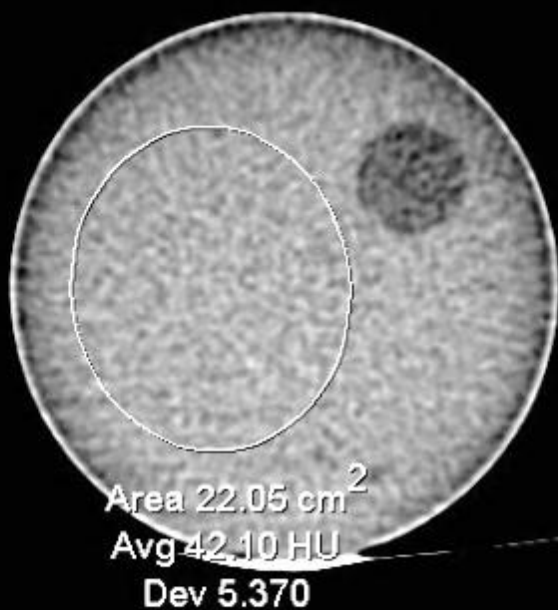
Sd 15,71



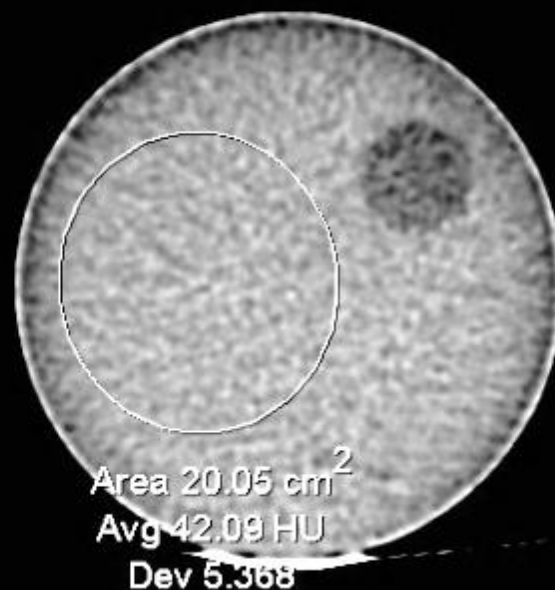
Étude sur 15 patients : 31 % de réduction de bruit (24-37 %)

Réduction de la dose

100 kV, 300 mAs
FBP



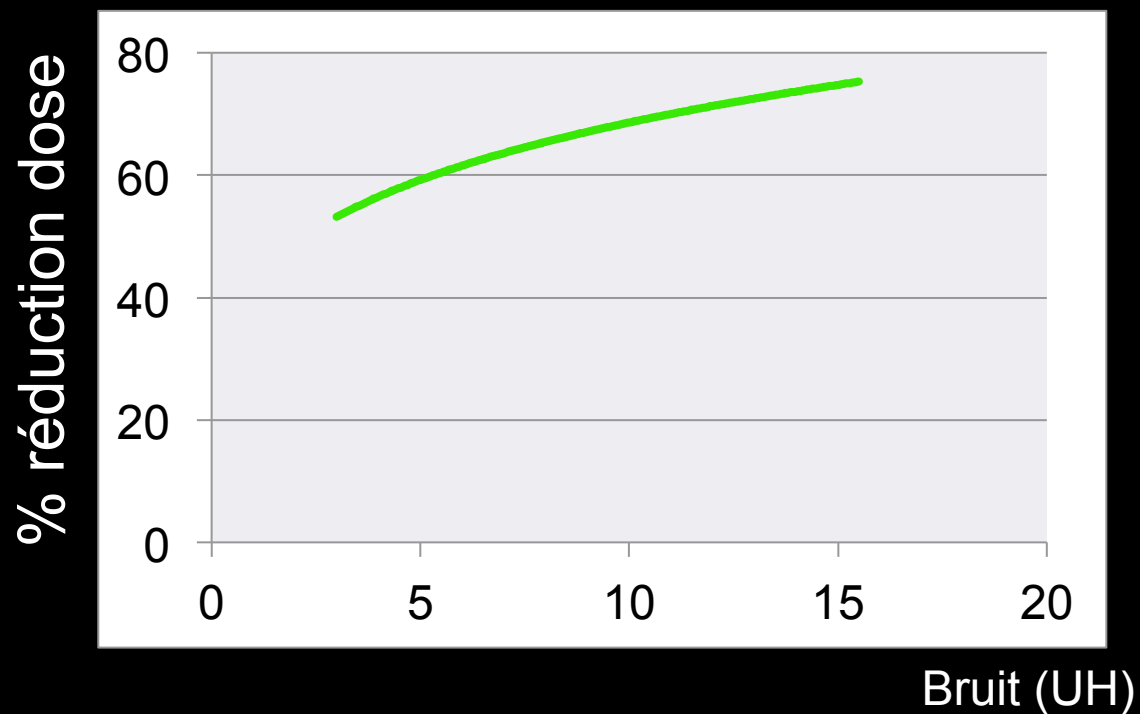
100 kV, 100 mAs
AIDR



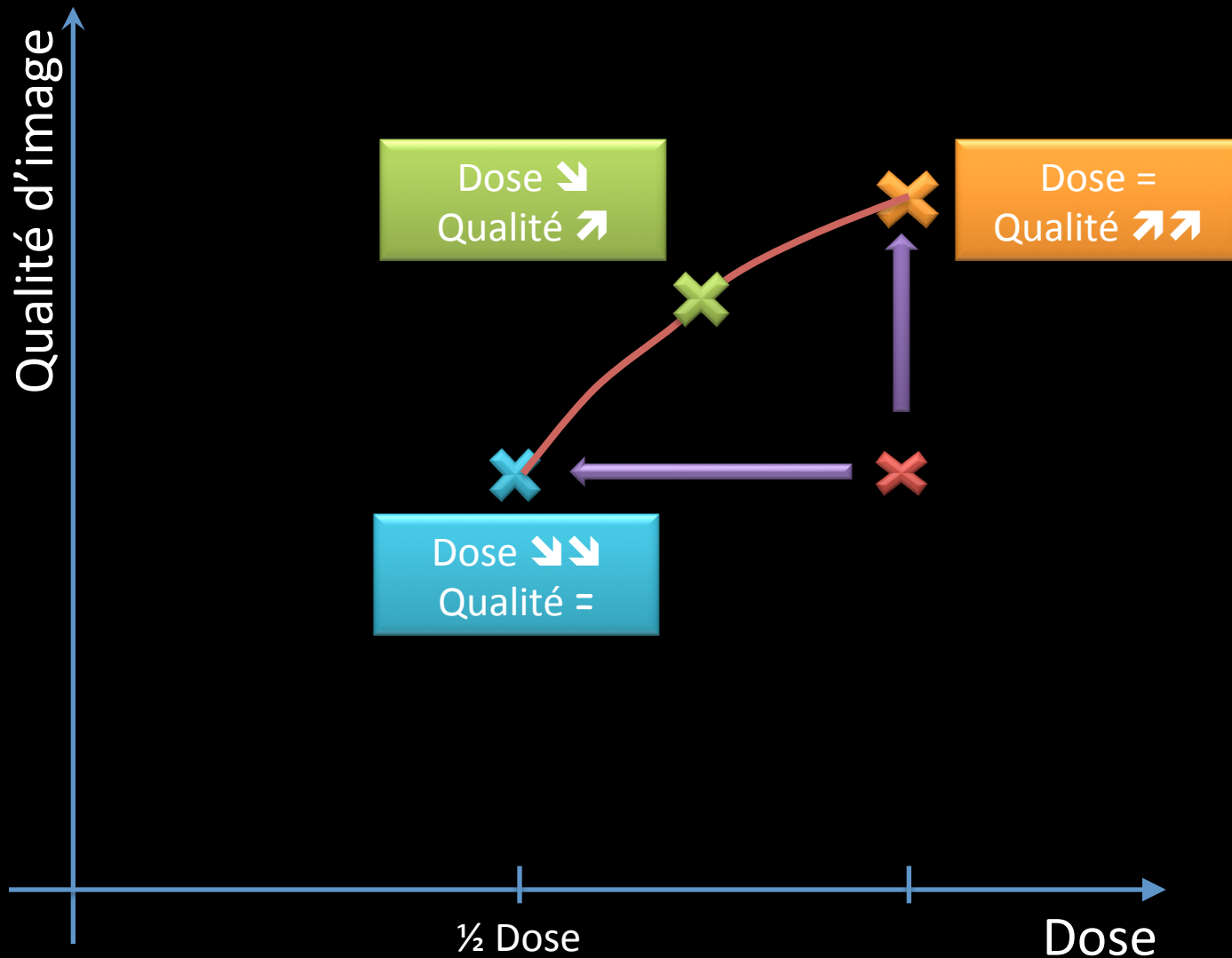
66 % de dose en moins !

Réduction de la dose

Réduction de la dose
grâce à l'**AIDR** par
rapport aux
FBP(entre 55 à 75
%)

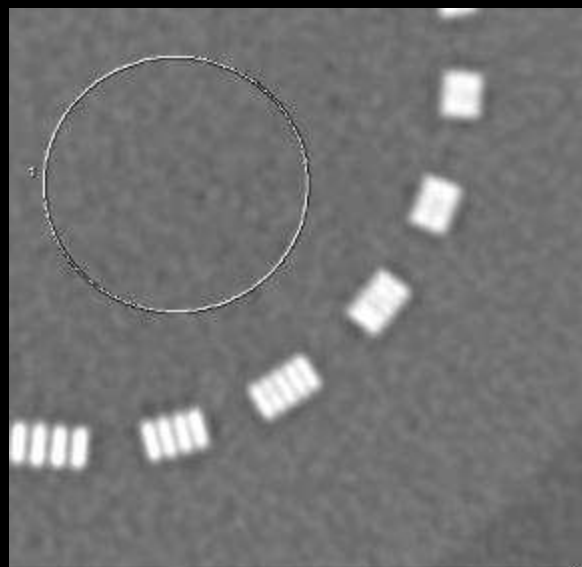


Principes des reconstructions itératives

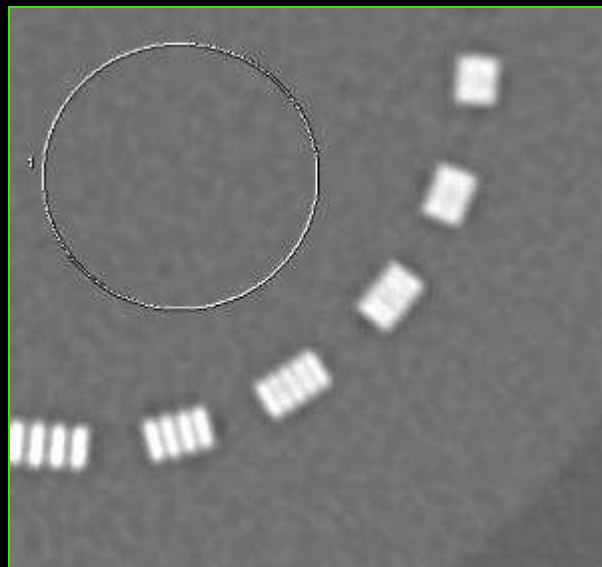


Résolution spatiale

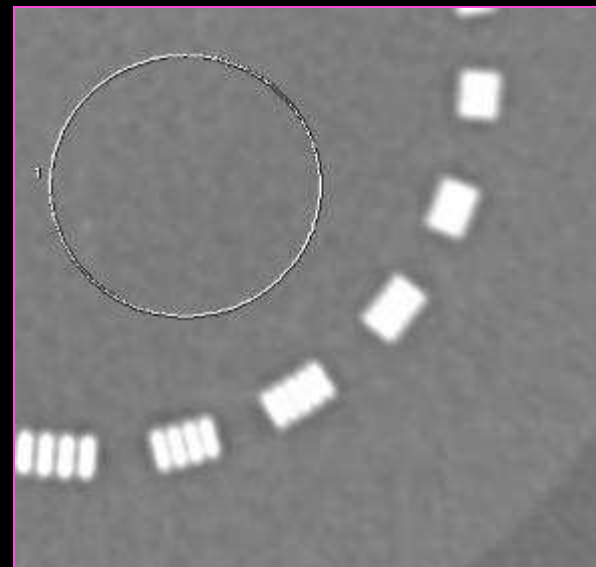
Pas de modification de la résolution spatiale



100 mAs
Sd = 29,70
FBP



100 mAs
Sd = 16,99
AIDR

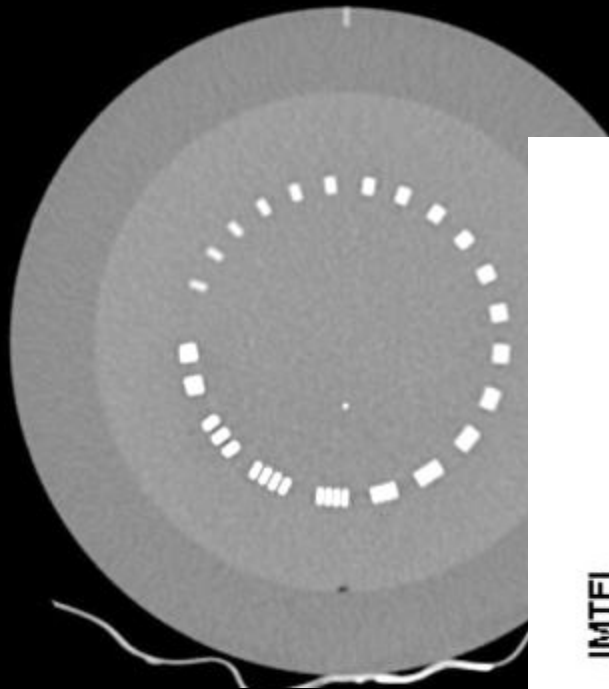


300 mAs
Sd = 18,93
FBP

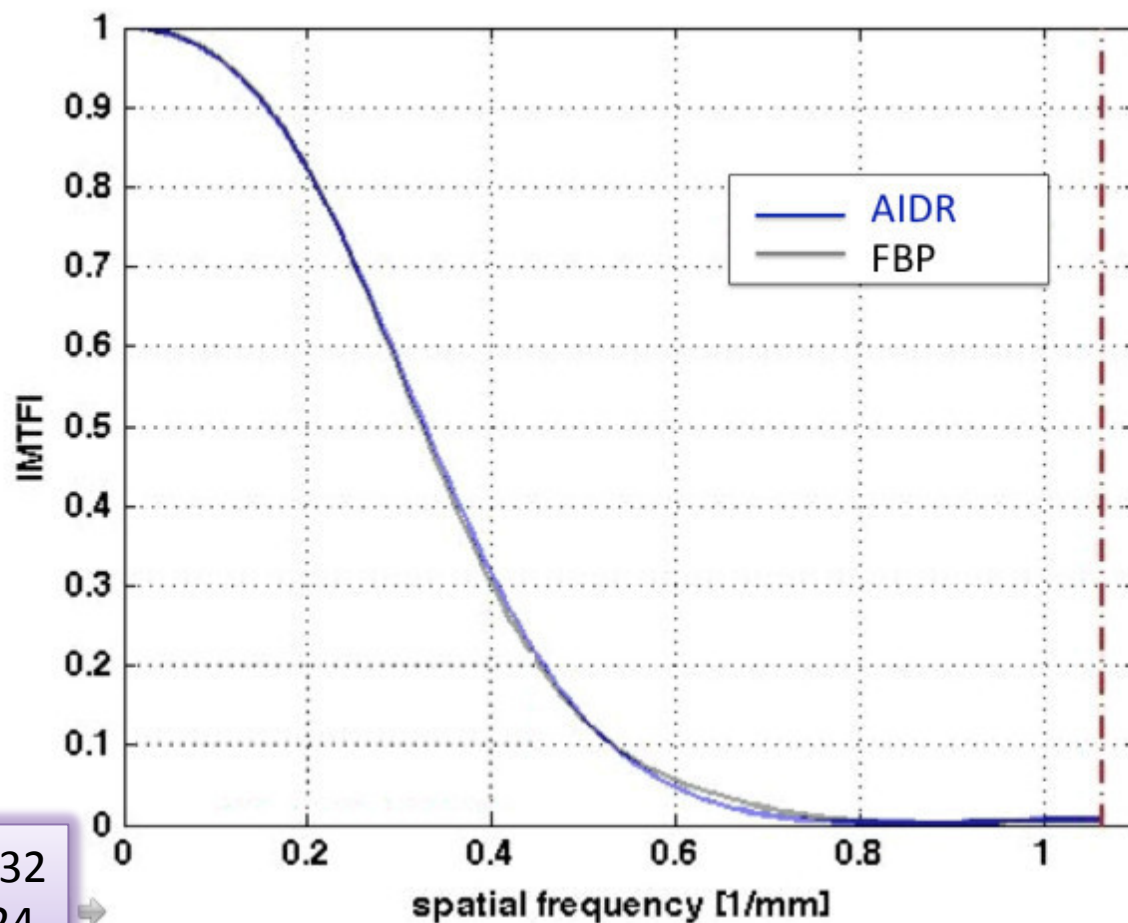
43 % de bruit en moins

67 % de réduction dose

Résolution spatiale



Pas de modification de la résolution spatiale



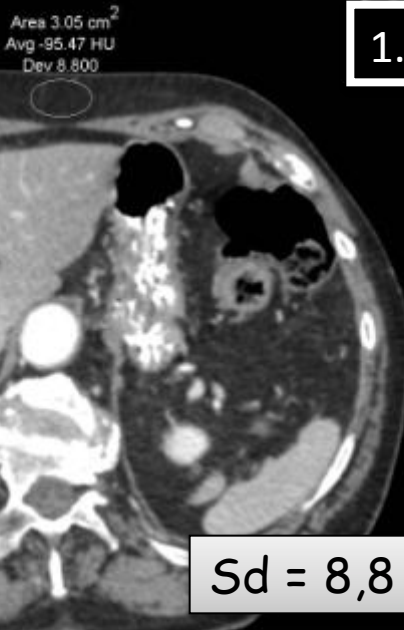
50% MTF ADR = 0.332
50% MTF FBP = 0.324

Autres moyens de réduire le bruit

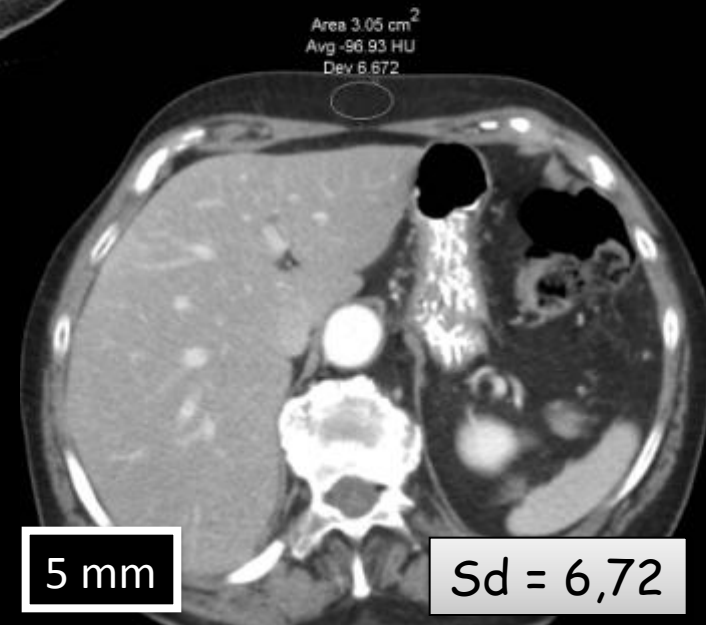


Utilisation d'un filtre plus « mou »

Épaississement des coupes



Perte de résolution spatiale



1.25 mm

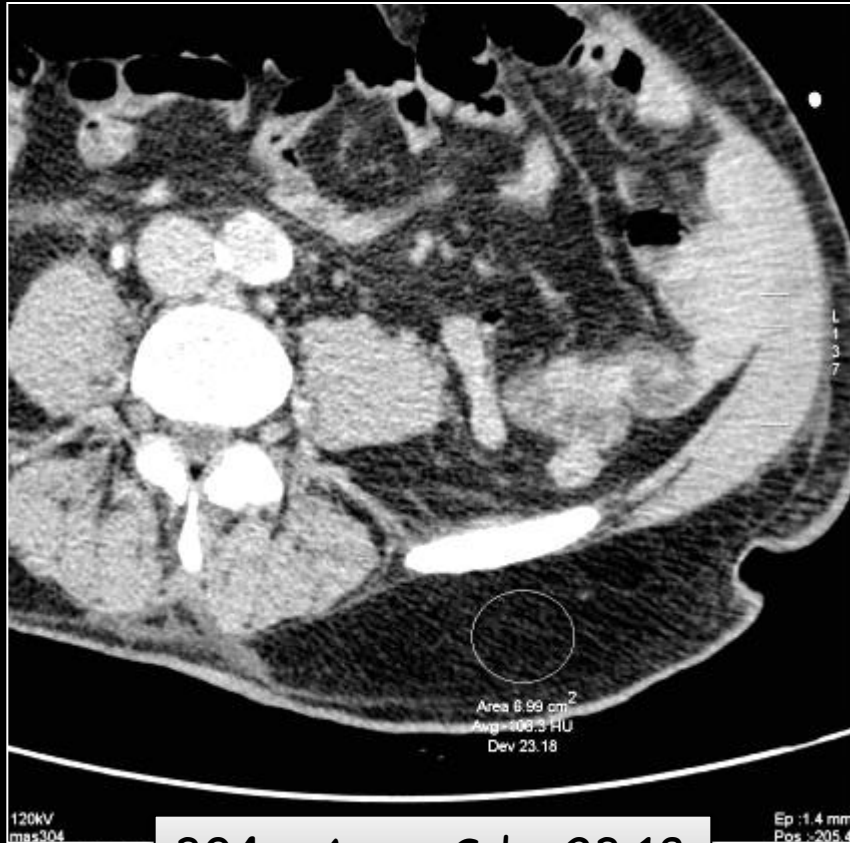
Sd = 8,8

5 mm

Sd = 6,72

Autres moyens de réduire le bruit

Augmentation des « paramètres » : kVp et mAs



304 mAs - Sd = 23,18

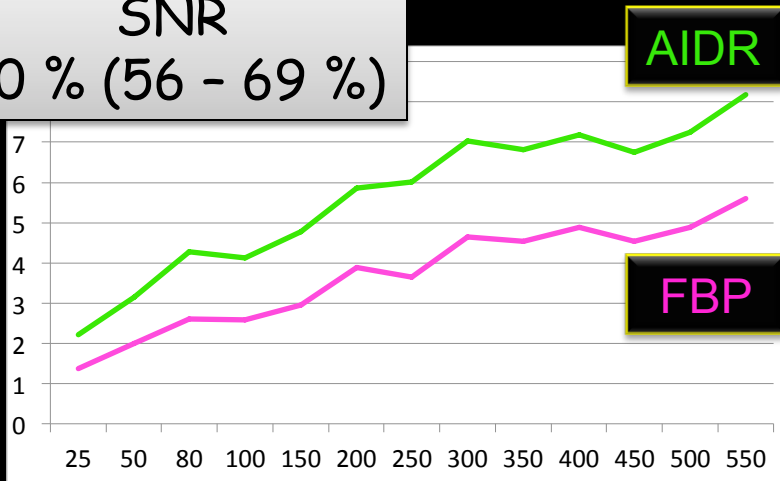


390 mAs - Sd 17,76

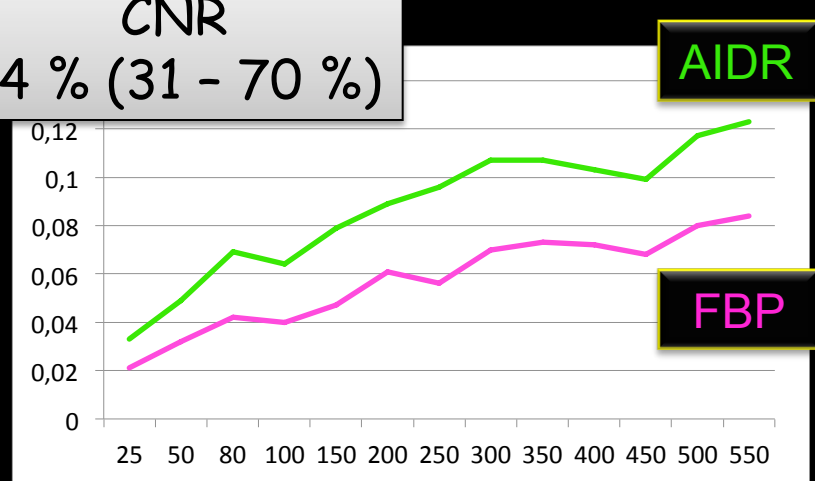
Dose : DLP 873 mGy.cm → 1034 mGy.cm

Amélioration du CNR et du SNR

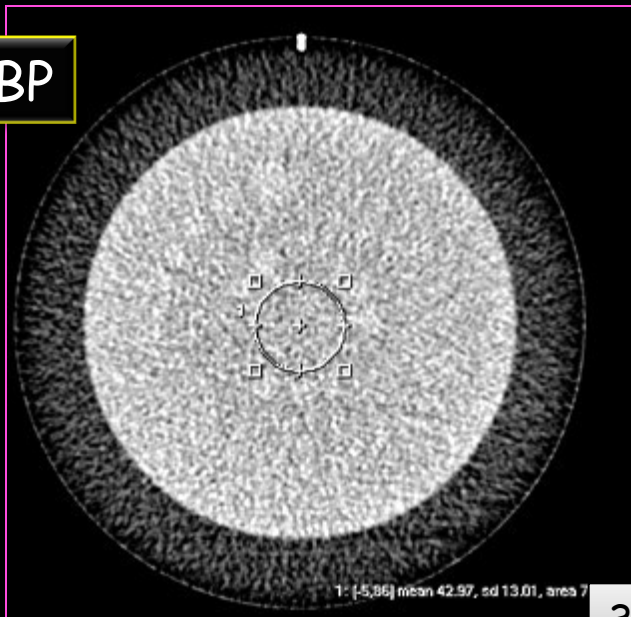
SNR
60 % (56 - 69 %)



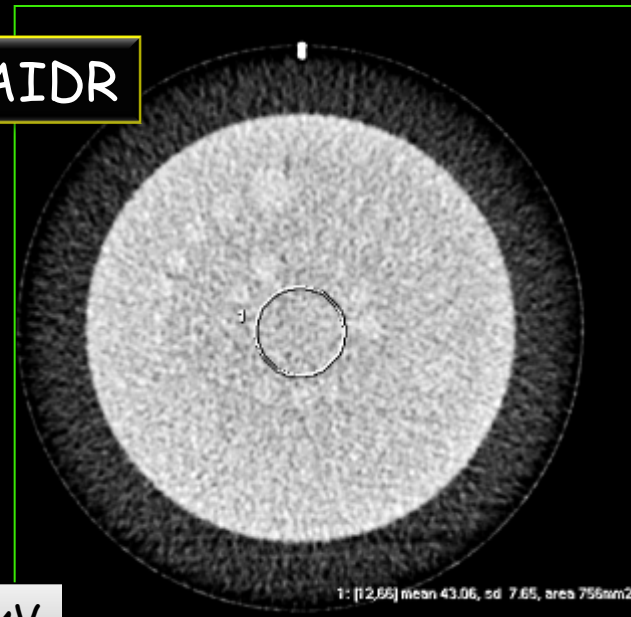
CNR
54 % (31 - 70 %)



FBP



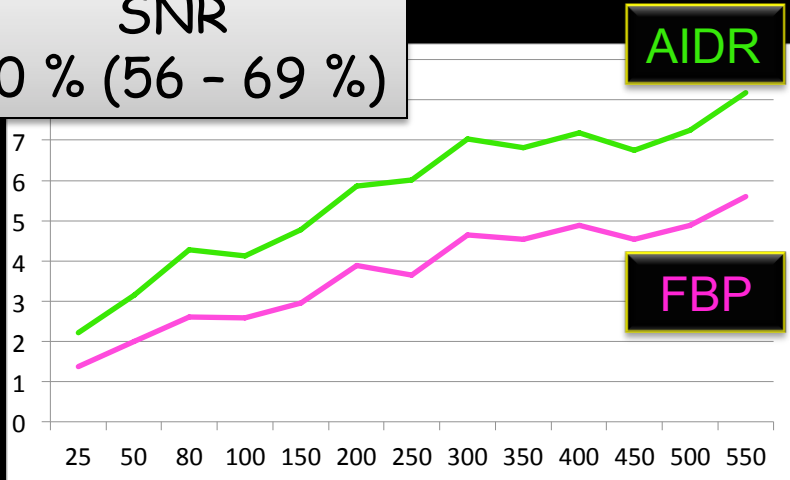
ADR



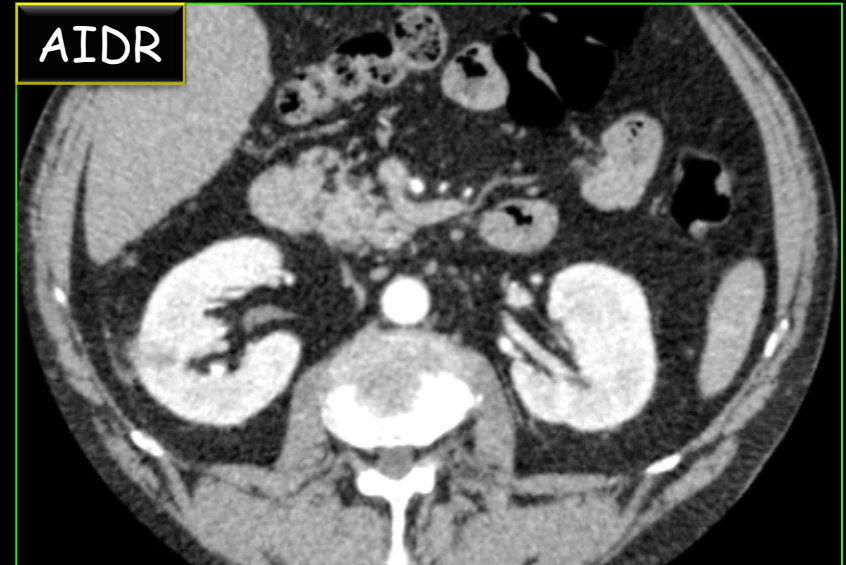
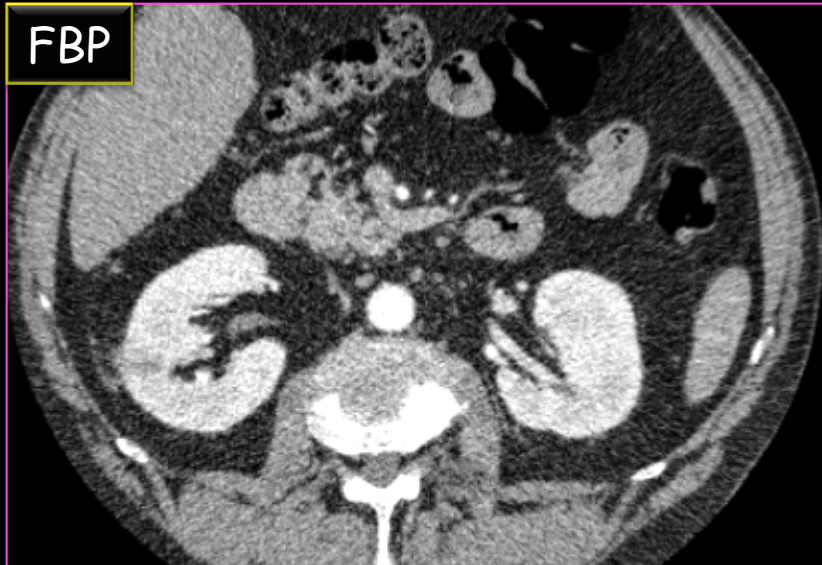
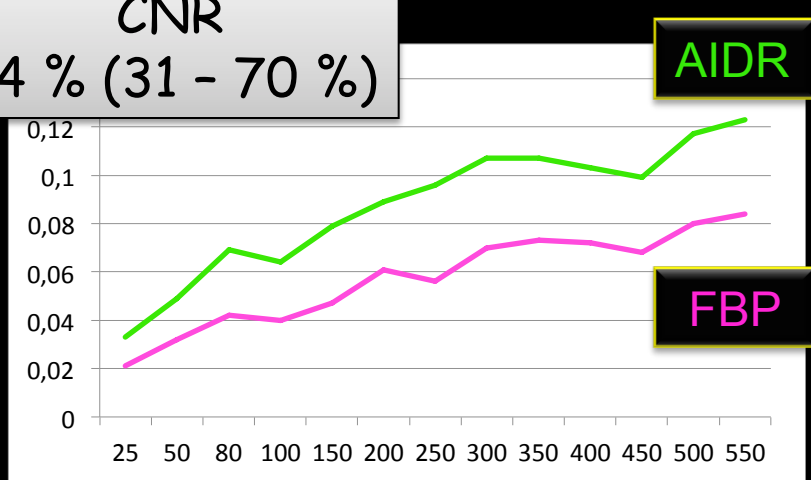
350 msA, 100 kV

Amélioration du CNR et du SNR

SNR
60 % (56 - 69 %)

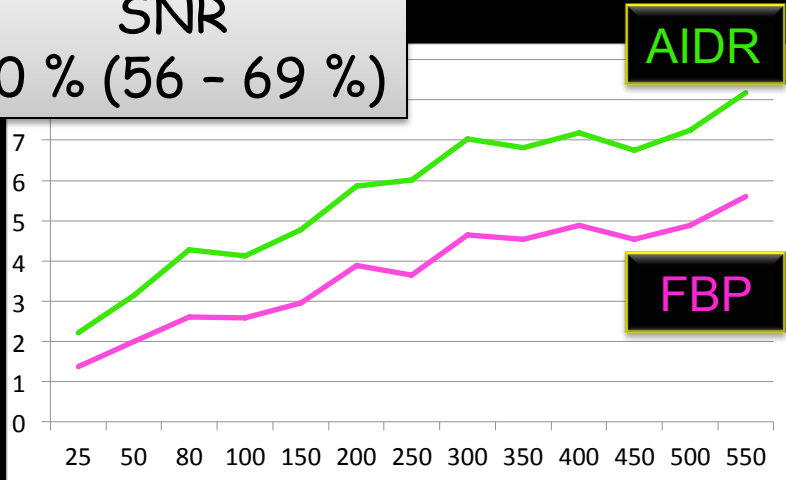


CNR
54 % (31 - 70 %)

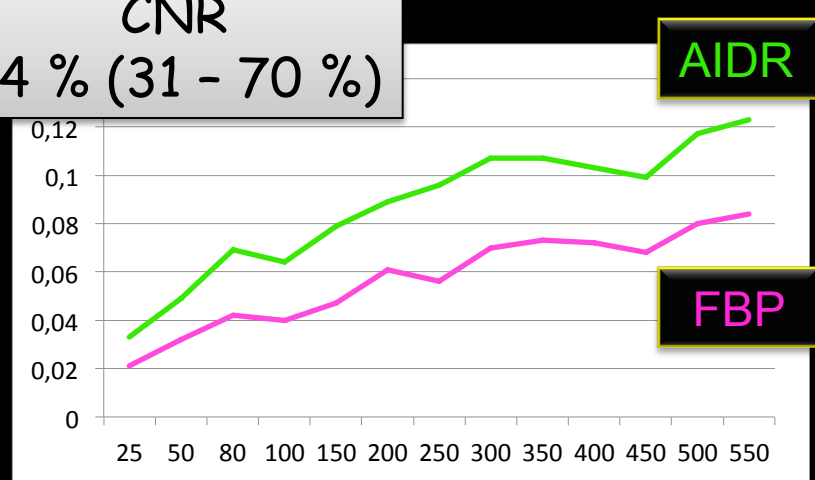


Amélioration du CNR et du SNR

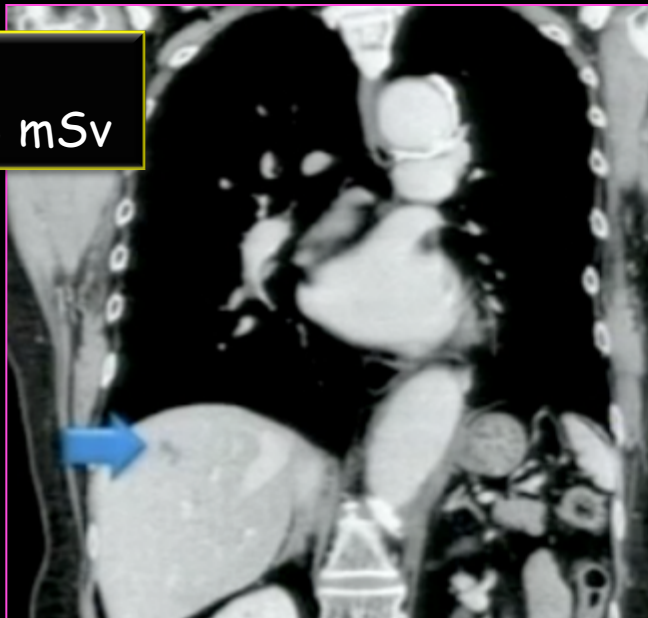
SNR
60 % (56 - 69 %)



CNR
54 % (31 - 70 %)



FBP
10.13 mSv

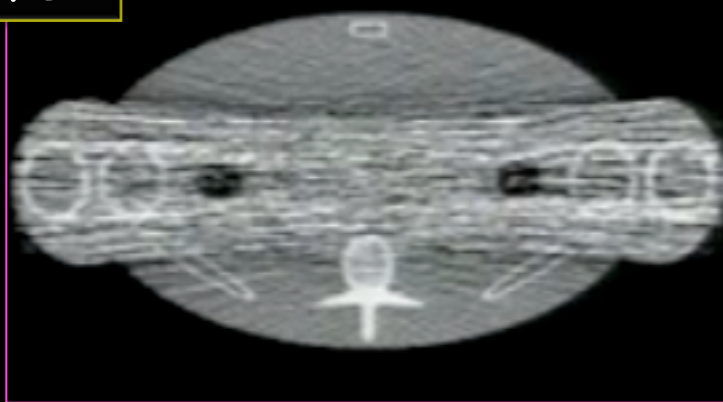


idose⁴
2.02 mSv



Réduction des artéfacts

FBP



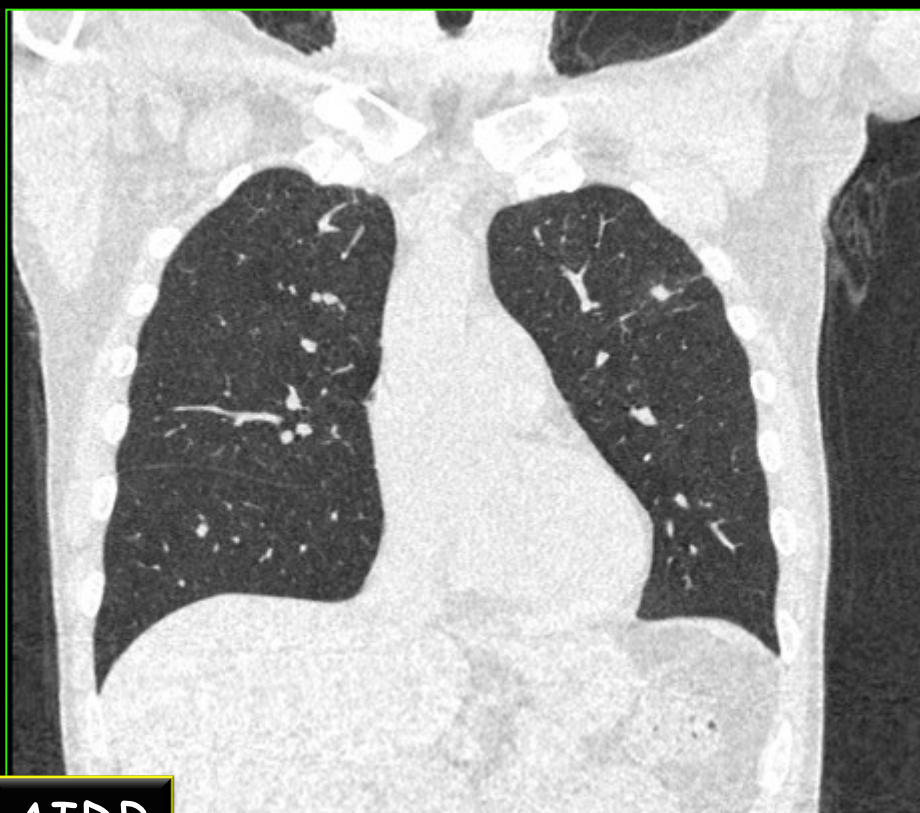
iDose⁴



Réduction des artéfacts

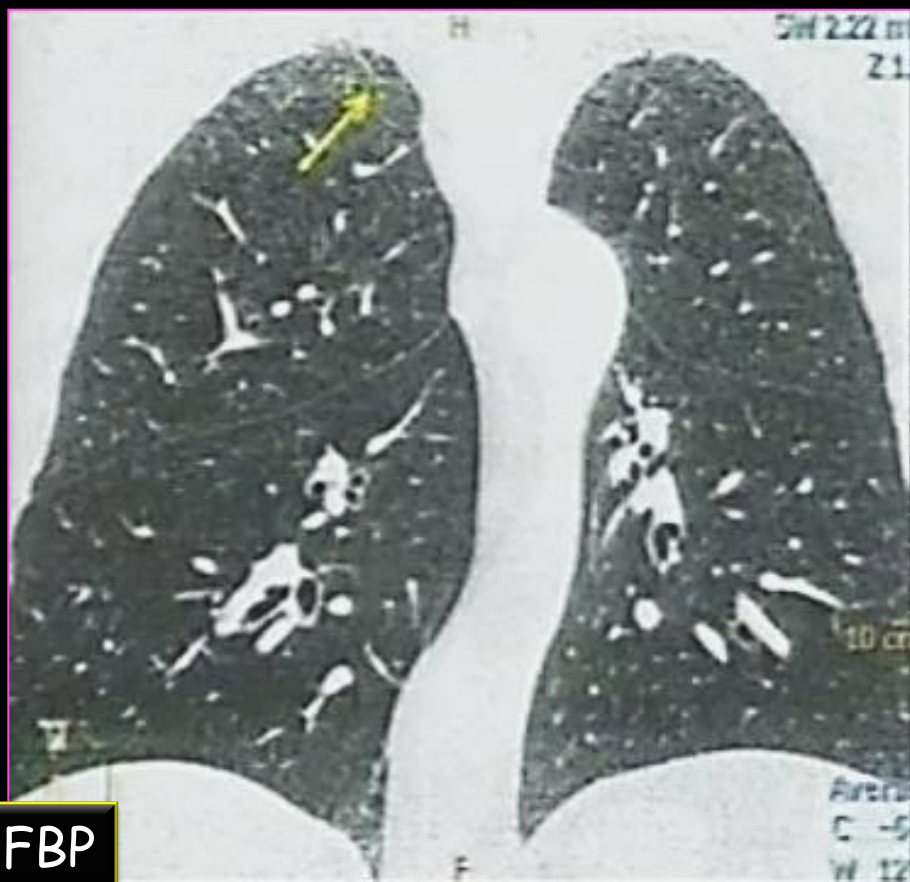


FBP



AIDR

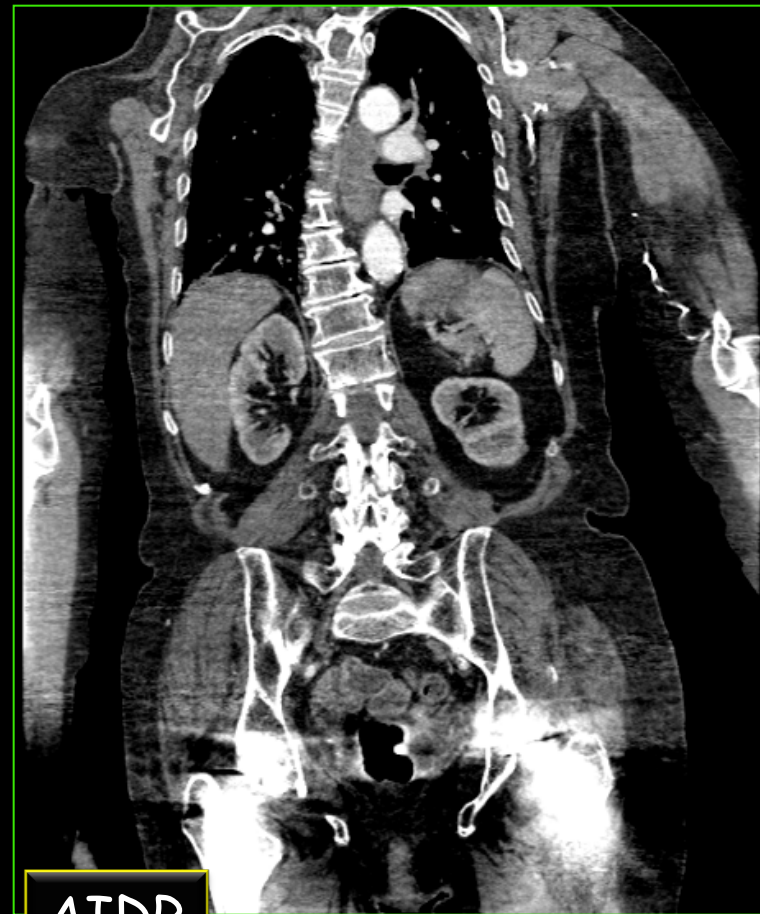
Réduction des artéfacts



Réduction des artéfacts



FBP



AIDR

Réduction des artéfacts



FBP



iDose⁴

Effets des reconstructions itératives

Avantages

- Réduction du bruit
- Amélioration du SNR et du CNR
- Pas de modification de la résolution spatiale
- Réduction des artéfacts

Inconvénients

- Modification de l'aspect de l'image
- Opérateur-dépendant pour certains algorithmes
- Temps de reconstruction
- Prix !

Modifications de l'aspect de l'image



Original Image
No noise removal



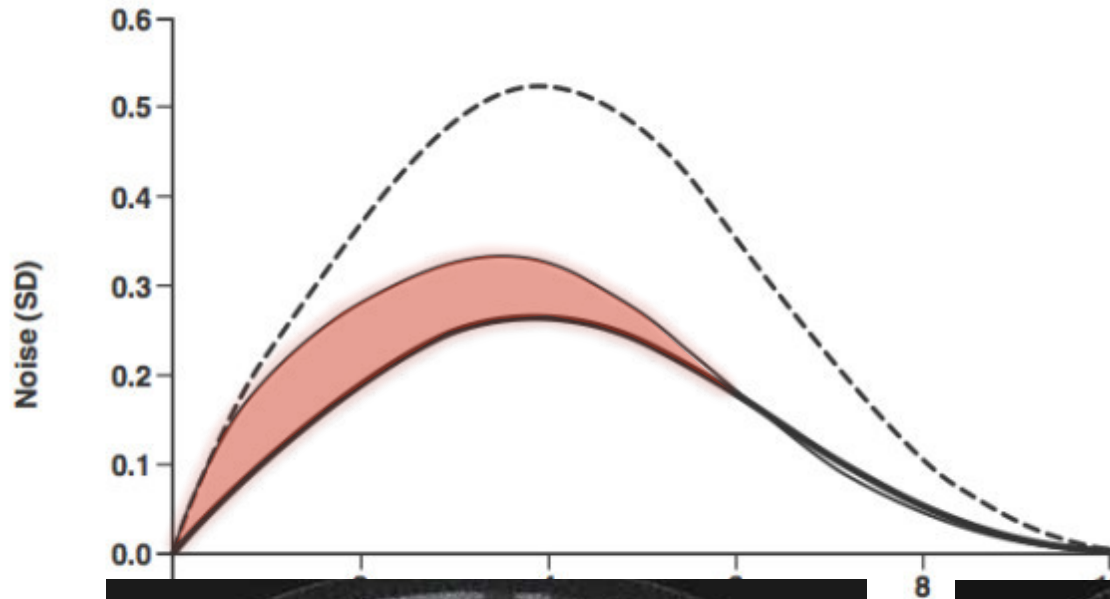
Noise Removal
Shifting NPS to low frequency



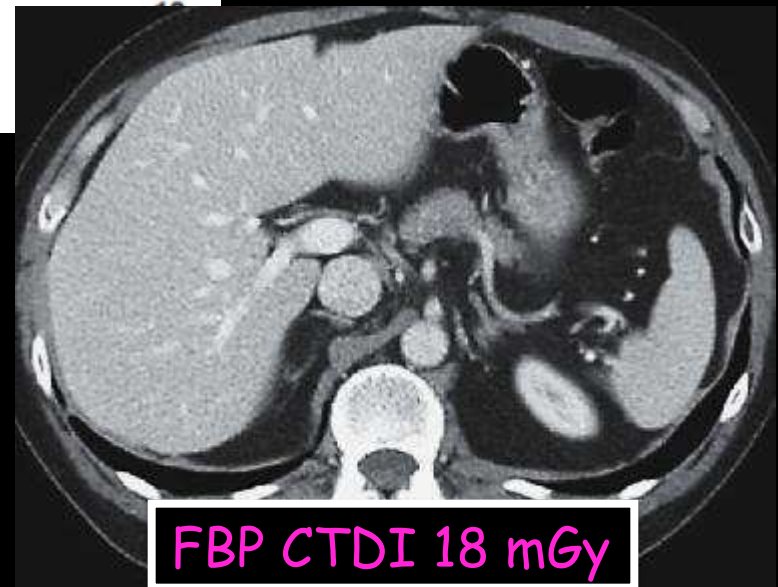
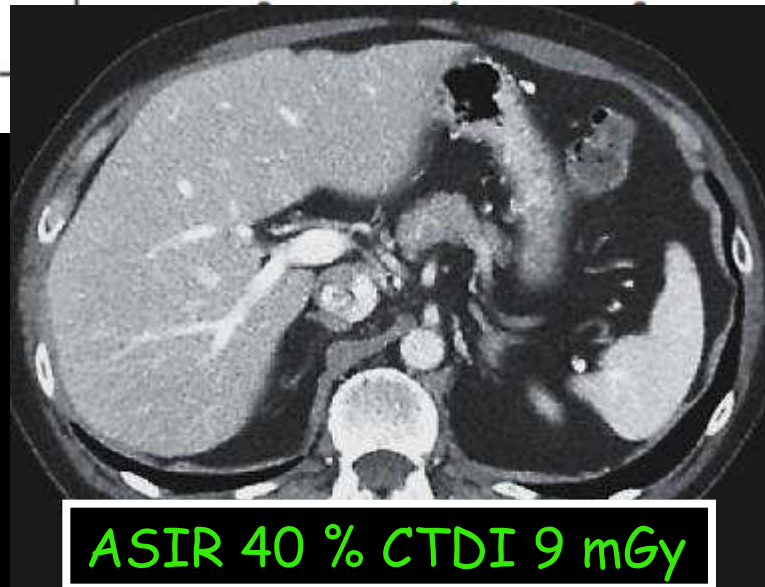
Noise Removal
No shift in frequency

Modifications de l'aspect de l'image

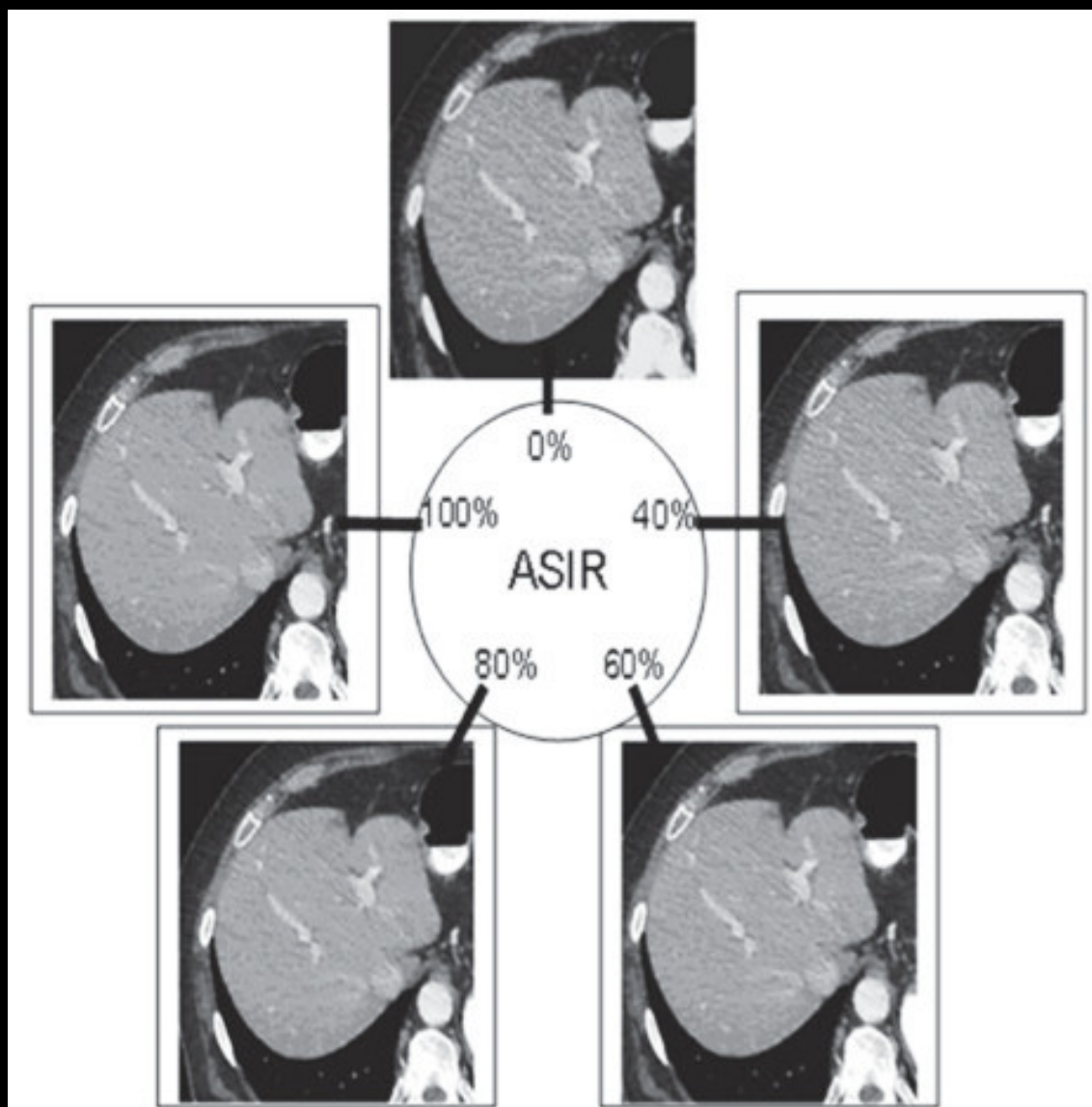
Sagara Y, AJR, 2010



FBP full-dose —
FBP half-dose - - -
ASIR 40 % half-dose —



Modifications de l'aspect de l'image



Opérateur - dépendant

ASIR :

- choix du pourcentage d'ASIR
- entre 0 % (= FBP) et 100 % (= ASIR)
- Généralement 30 ou 40 %

iDose⁴ :

- Choix d'un pourcentage d'iDose de 0 à 100 %

IRIS :

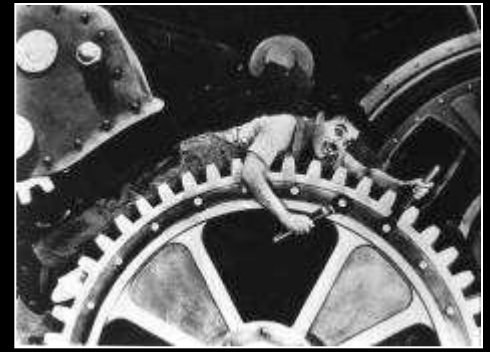
- Choix du nombre d'itération
- Soit 3 ou 5 itérations, voire plus

AIDR :

- Méthode automatique



Temps de reconstruction



- Entre FBP et IR : environ 100 à 1000 fois plus d'« opération informatique ». (Wang G, Med Phys, 2008)
- Mais amélioration importante des ordinateurs
- Variable selon les algorithmes
- En temps réel pour les algorithmes disponibles actuellement
- ASIR : 65s pour un AP (Vs 50s pour en FBP)
- AIDR : 0,006s de plus par image (5s de plus pour un AP)

En pratique :

DOSE

Qualité

Différentes manières d'utiliser les reconstructions itérative en fonction de la balance qualité d'image / dose d'irradiation :

D Q

↘ =

- **RÉDUCTION DE LA DOSE**

femme jeune / enfant

maladie chronique (Crohn, mucoviscidose)

examen très irradiant (coro-scanner, perfusion)

examen avec contraste naturel élevé (thorax, sinus)

= ↗

- **AMÉLIORATION DE LA QUALITÉ DES IMAGES**

obèse

personnes âgés

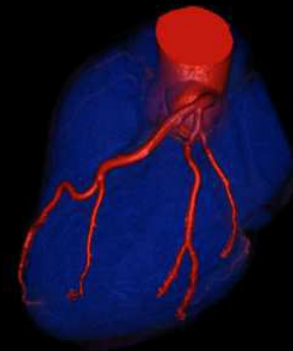
examen qui demande un bon SNR/CNR (abdomen)

réduction des artéfacts

↘ ↗

- **RÉDUCTION DE DOSE ET AMÉLIORATION DE LA QUALITÉ**

En pratique : coroscanner



100kV, 129 mAs, 0.5 x 240 mm
DLP = 147 mGy.cm
2 mSv



FBP

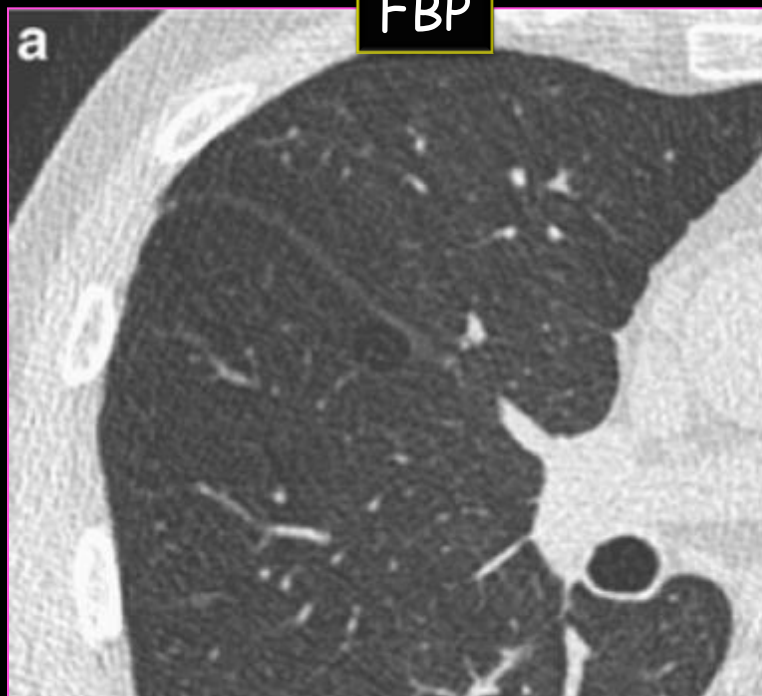


AIDR

En pratique : thorax



FBP



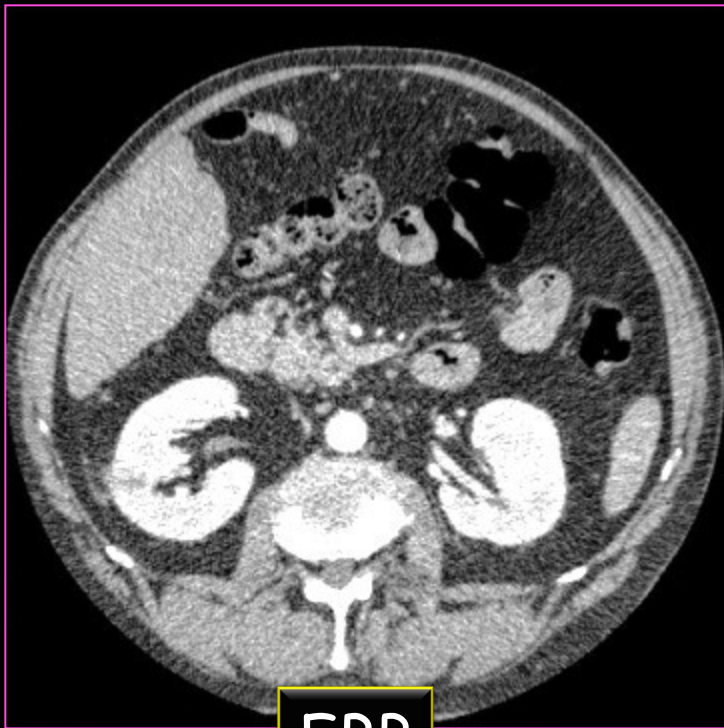
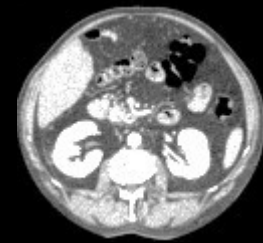
100kV, 90 Eff mAs
DLP = 80 mGy.cm
1,12 mSv

IRIS 3

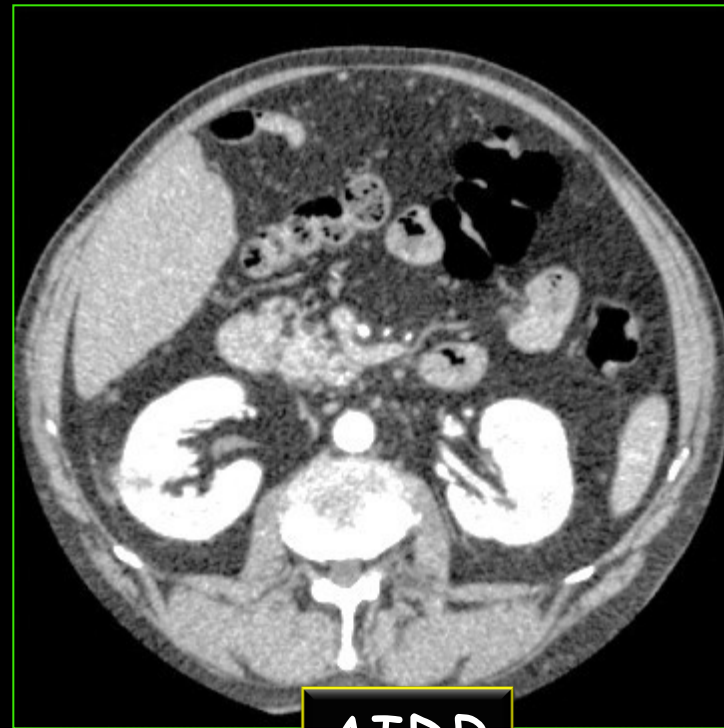


100kV, 60 Eff mAs
DLP = 51 mGy.cm
0,71 mSv

En pratique : abdomen



FBP



AIDR

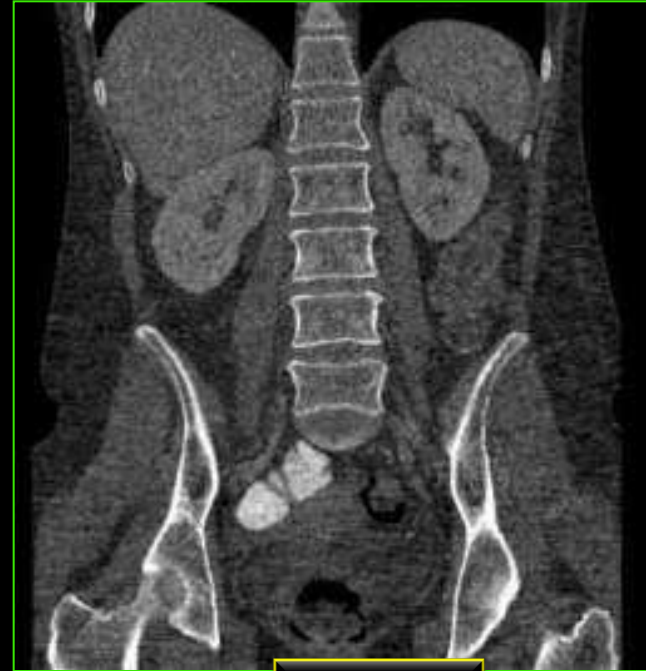
En pratique : abdomen



100kV, 18-25 mAs
0,625mm
45 PDL, 0,77mSv



FBP



ASIR

360mm

En pratique : abdomen

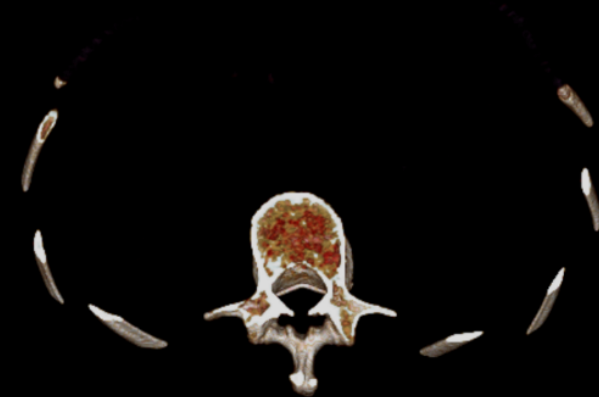


0.5 mm / FBP



0.5 mm / AIDR

3D VRT / AIDR



100kV, 50 mAs, 22 phases, PDL = 516 mGy.cm, D = 7,7 mSv

En pratique : ostéo-articulaire



FBP



AIDR

80 kV 50 mAs, DLP 25 mGy.cm

En pratique : ostéo-articulaire



120 kV, 300 mAs



FBP



AIDR

En pratique : ostéo-articulaire



FBP

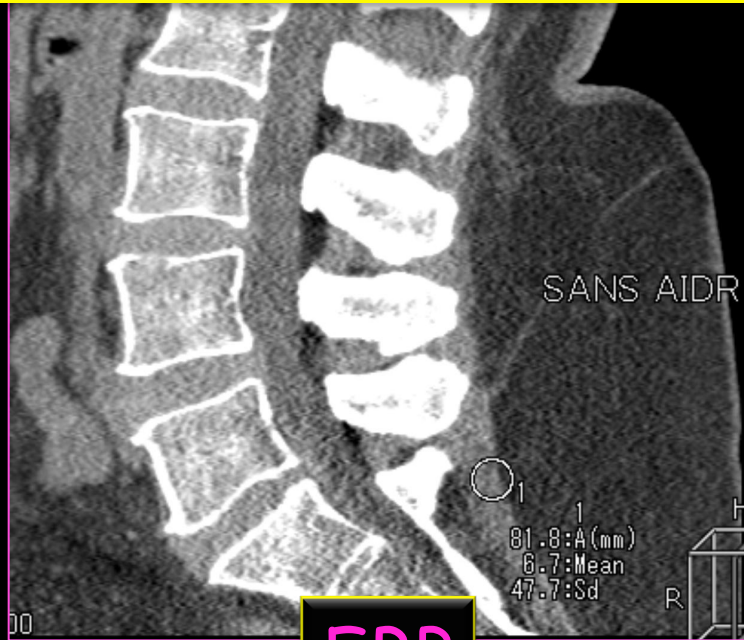


Patient de 100 kg !

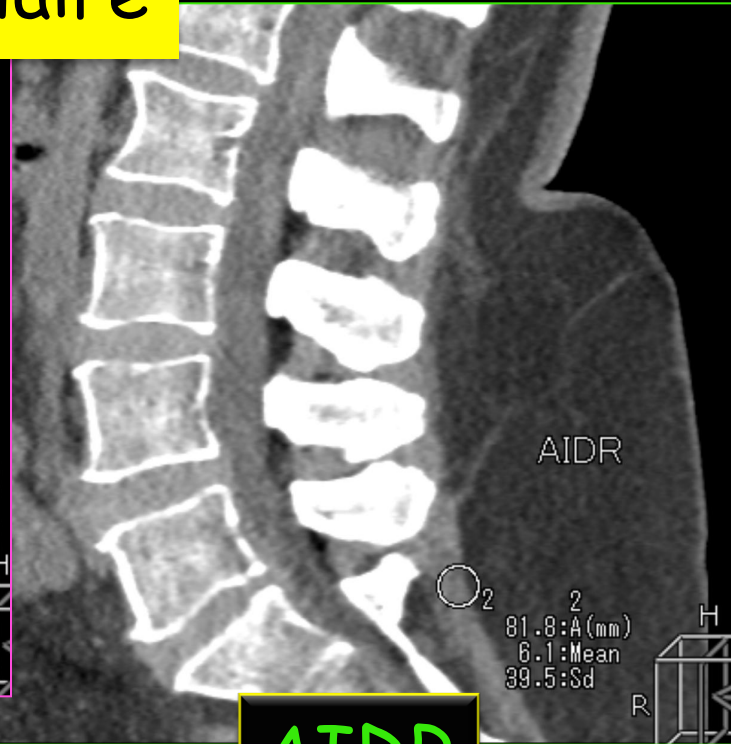
AIDR



En pratique : ostéo-articulaire



FBP



AIDR



Patient de 100 kg !



En pratique : ostéo-articulaire



FBP

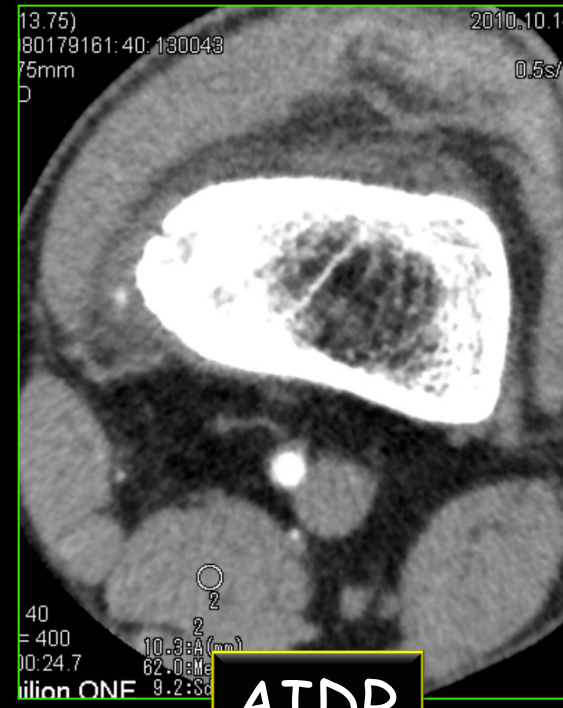


iDose⁴

En pratique : ostéo-articulaire



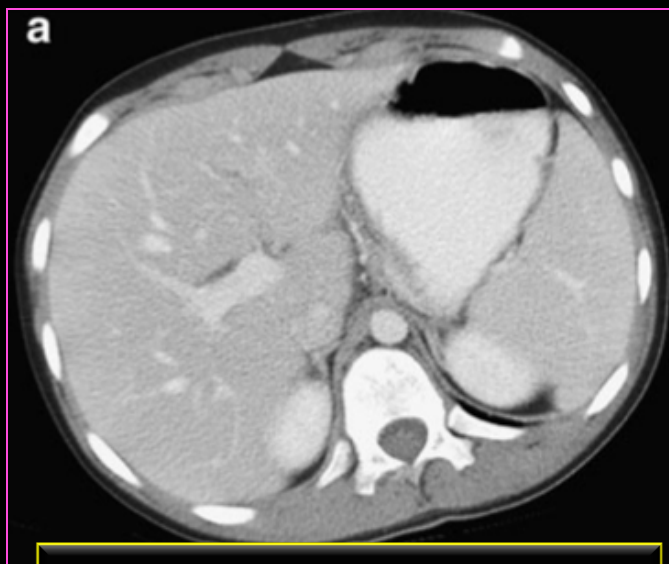
100kV, 50mAs
Coupes de 0.5 mm
14 phases, PDL = 123 mGy.cm



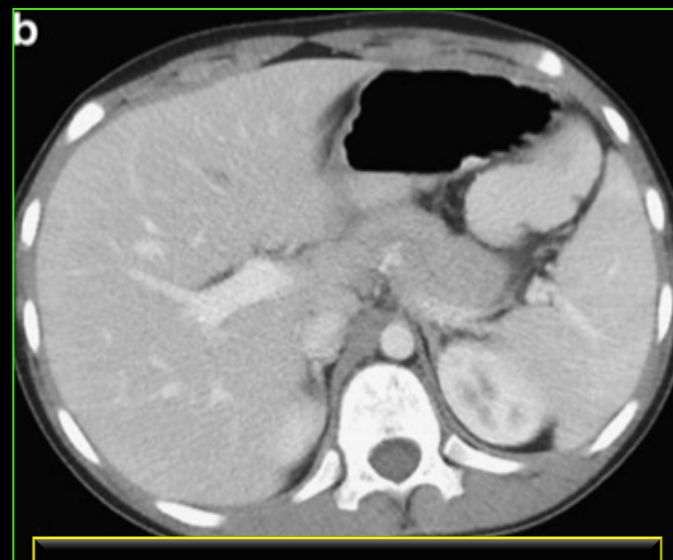
En pratique : pédiatrie



Garçon de 13 ans, 37% de dose en moins !



FBP
 $CTDI_{vol} = 9.61 \text{ mGy}$



40 % ASIR
 $CTDI_{vol} = 6.01 \text{ mGy}$

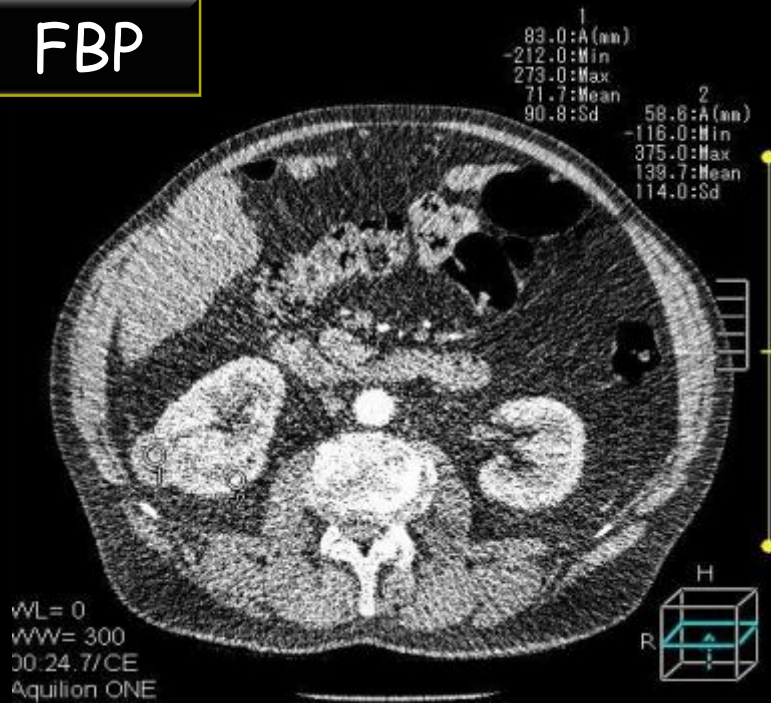
Et demain ?



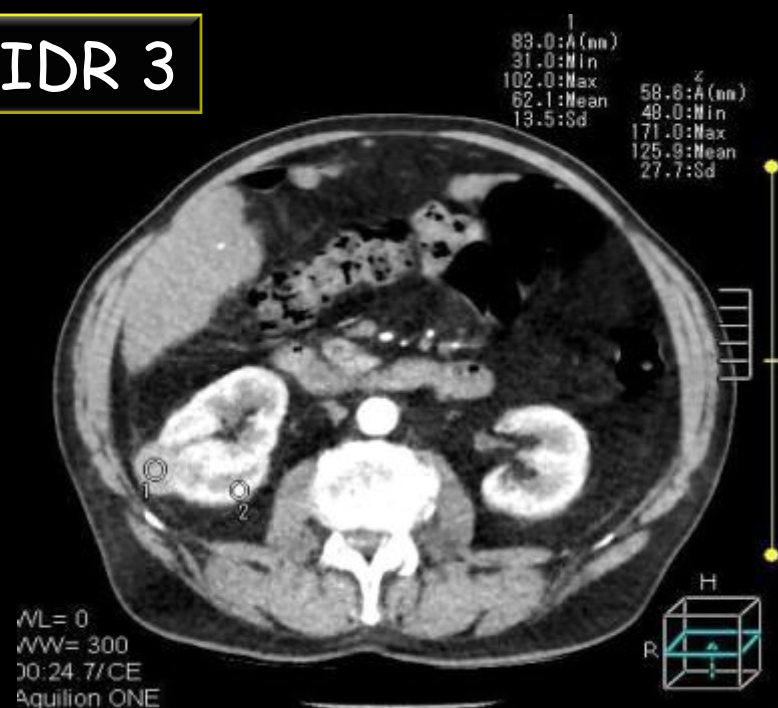
- Amélioration et « complexification » des algorithmes
- Double boucle
- **Meilleure performance :**
 - Meilleure réduction de dose
 - Amélioration de la résolution spatiale
 - Réduction des artéfacts

- Disponible cet été en France
- Utilisation du mode hélicoïdal et en prospectif
- Amélioration des performances

FBP

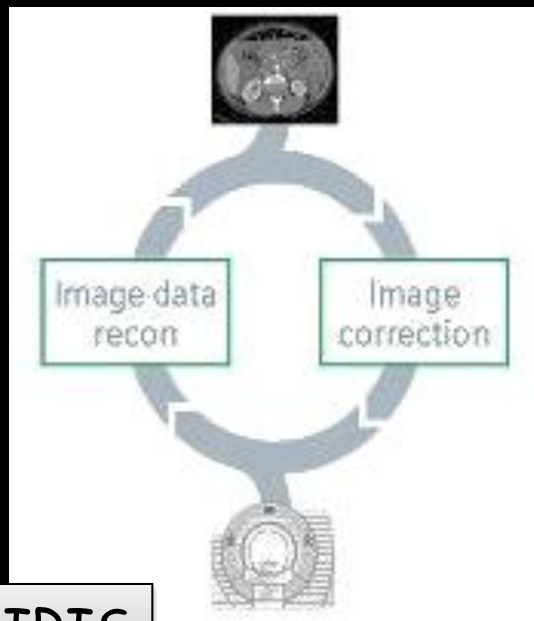


AIDR 3



SAFIRE : *Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction*

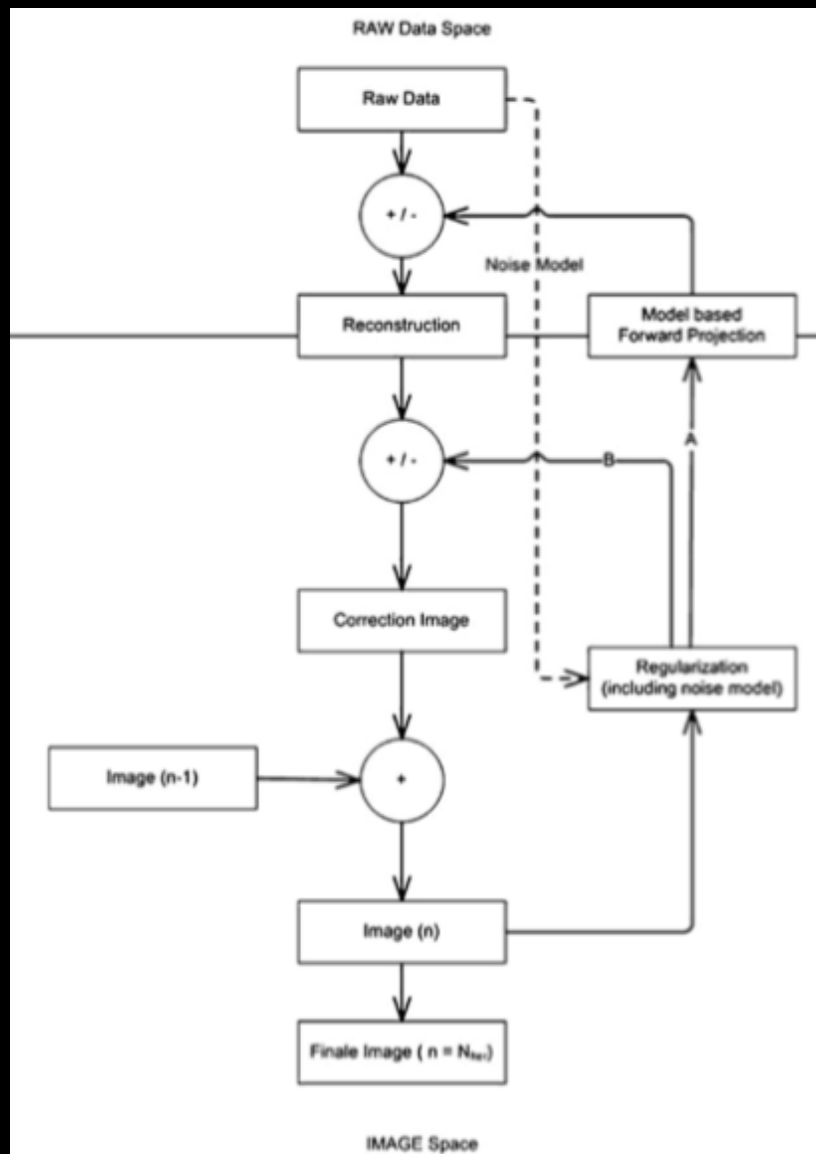
- **Doubles boucles** (domaine image + Raw data)
- Plus performant qu'IRIS
- Réduction des artefacts



IRIS



SAFIRE



Siemens : FBP / IRIS / SAFIRE

SIEMENS

up to 55% less noise
30% less noise
 $\sigma = 17.6$ HU $\sigma = 12.3$ HU $\sigma = 7.8$ HU

slice 0.75 mm
W = 250
C = 40



Siemens-standard reconstruction



IRIS



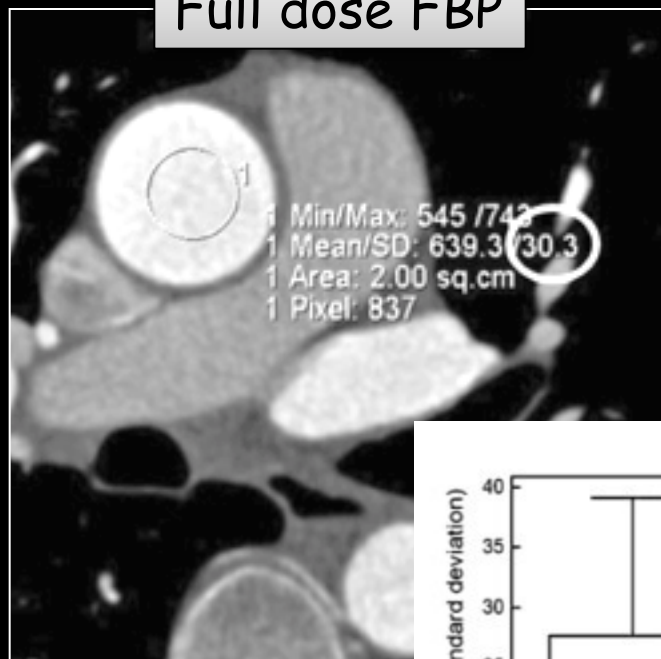
SAFIRE

Siemens : SAFIRE

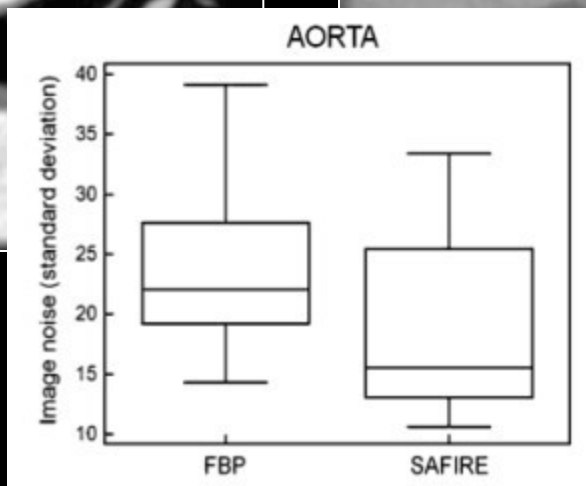
Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique—comparison with traditional filtered back projection

Antonio Moscariello · Richard A. F. Taks · U. Joseph Schoepf · Matthias Renker · Peter L. Zwerner · Terence X. O'Brien · Thomas Allmendinger · Sebastian Vogt · Bernhard Schmidt · Giancarlo Savino · Christian Fink · Lorenzo Bonomo · Thomas Henzler

Full dose FBP



Half dose SAFIRE



1/2

Siemens : SAFIRE

Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique—comparison with traditional filtered back projection

Antonio Moscariello · Richard A. F. Takx · U. Joseph Schoepf · Matthias Renker · Peter L. Zwerner · Terrence X. O'Brien · Thomas Allmendinger · Sebastian Vogt · Bernhard Schmidt · Giancarlo Savino · Christian Fink · Lorenzo Bonomo · Thomas Henzler



Full dose FBP



Half dose SAFIRE

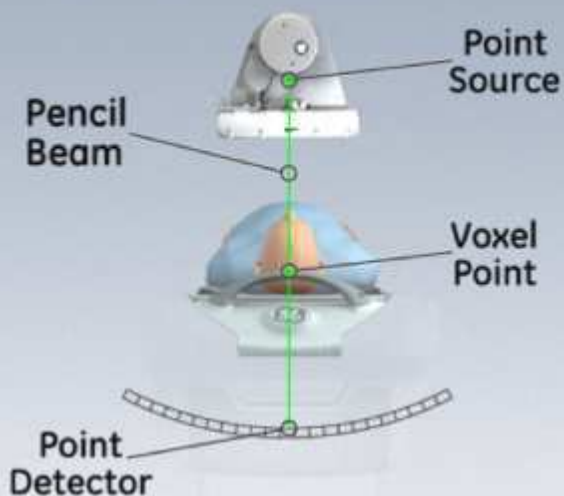
1/2

	Per patient	
	FBP	SAFIRE
Accuracy	93.8%	96.9%
Sensitivity	100%	100%
Specificity	89.2%	94.6%
Negative predictive value	100% (CI: 89.6–100)	100% (CI: 90.1–100)
Positive predictive value	87.5% (CI: 71.9–95.0)	93.3% (CI: 78.7–98.1)

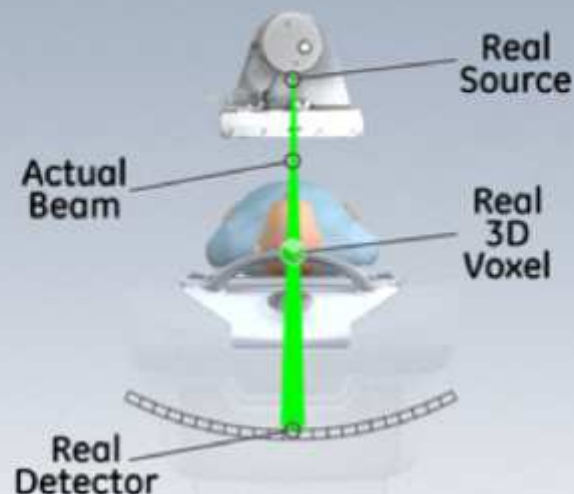
MBIR (GE) : *Model Based Iterative Reconstruction*

- Basé sur un modèle de faisceau plus proche de la réalité
- Reconstruction dans domaine image et données brutes
- **Plus de 75 % de réduction de dose annoncée**
- Mais + d'une heure de calcul pour 600 images !

Filtered Back Projection

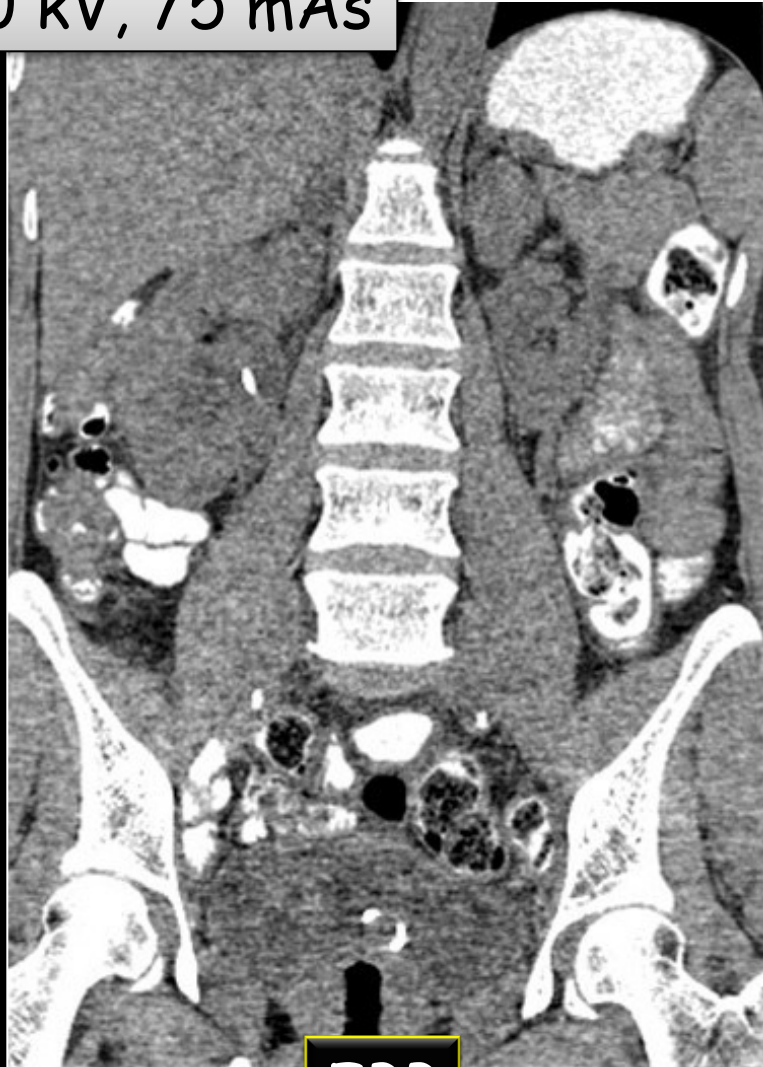


Model-Based Iterative Reconstruction

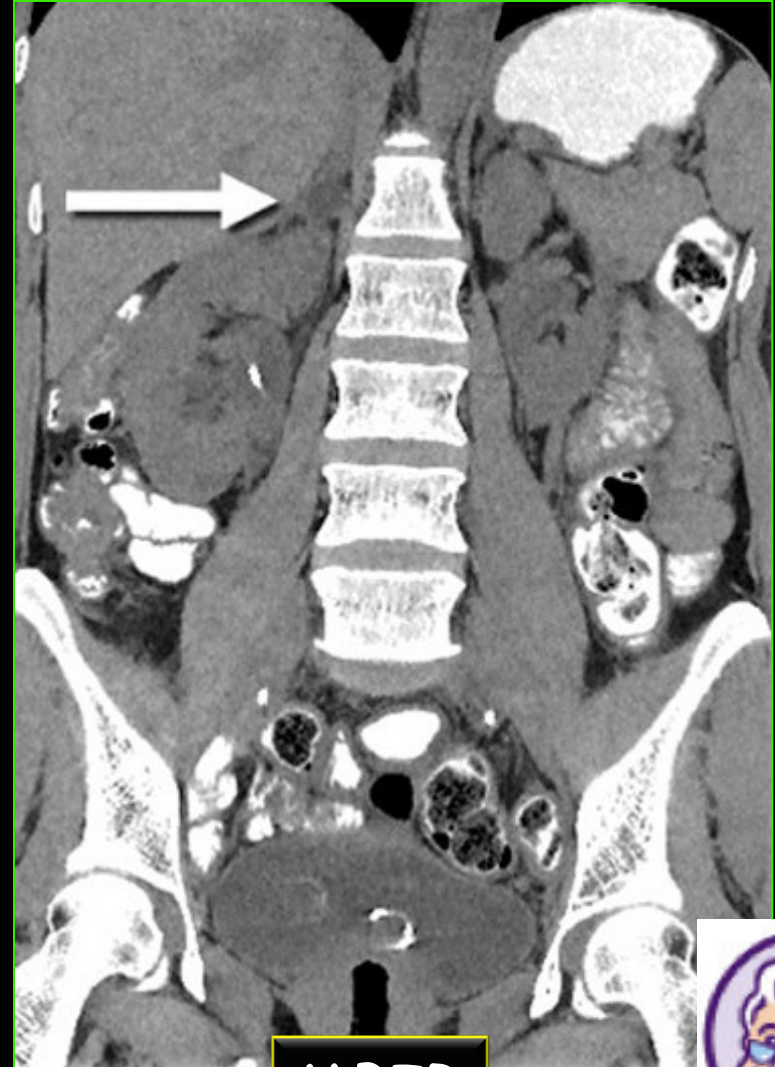


GE : VEO

120 kV, 75 mAs

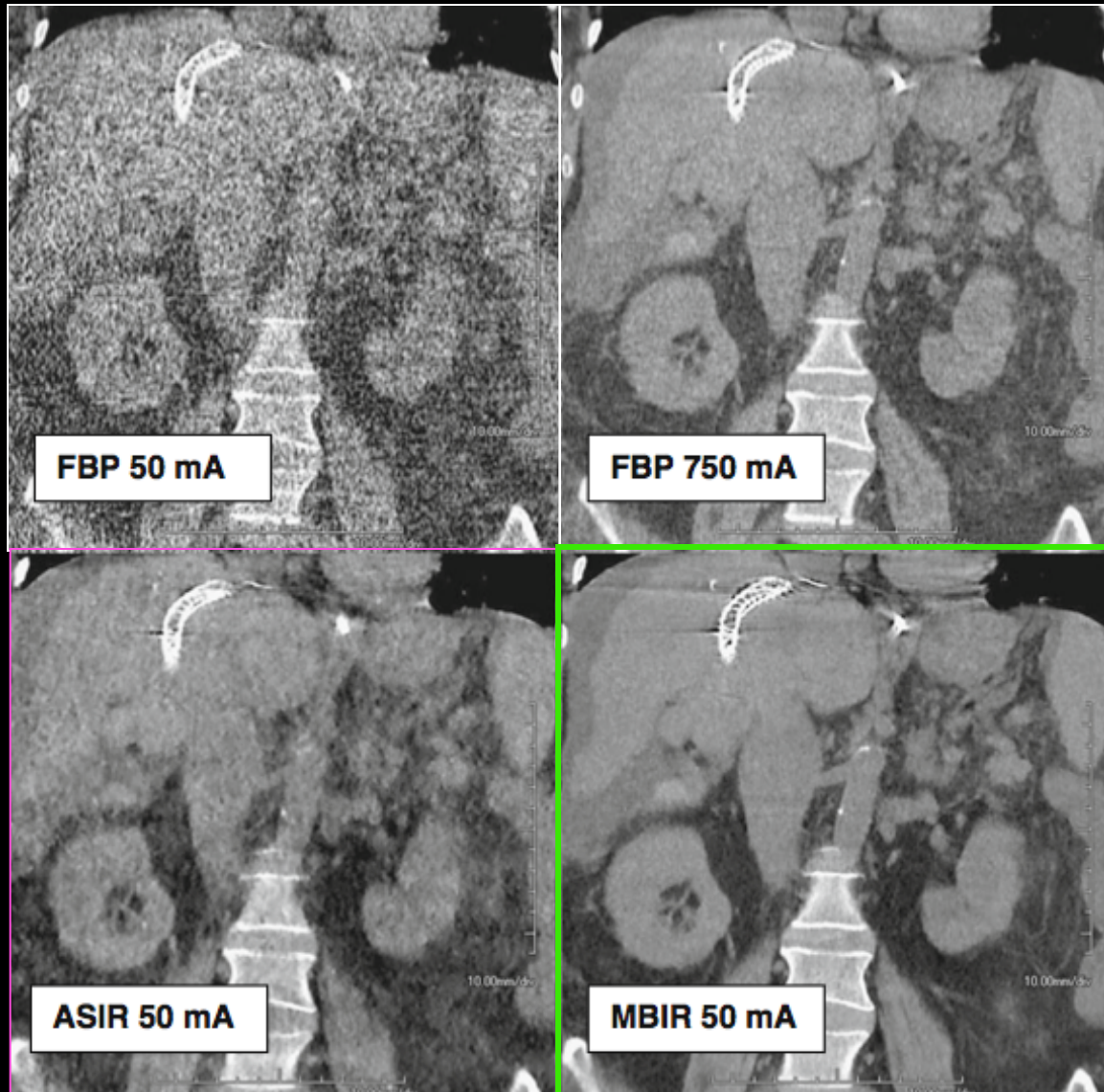


FBP



MBIR





GE : VEO



imagination at work

0.5 mSv



FBP



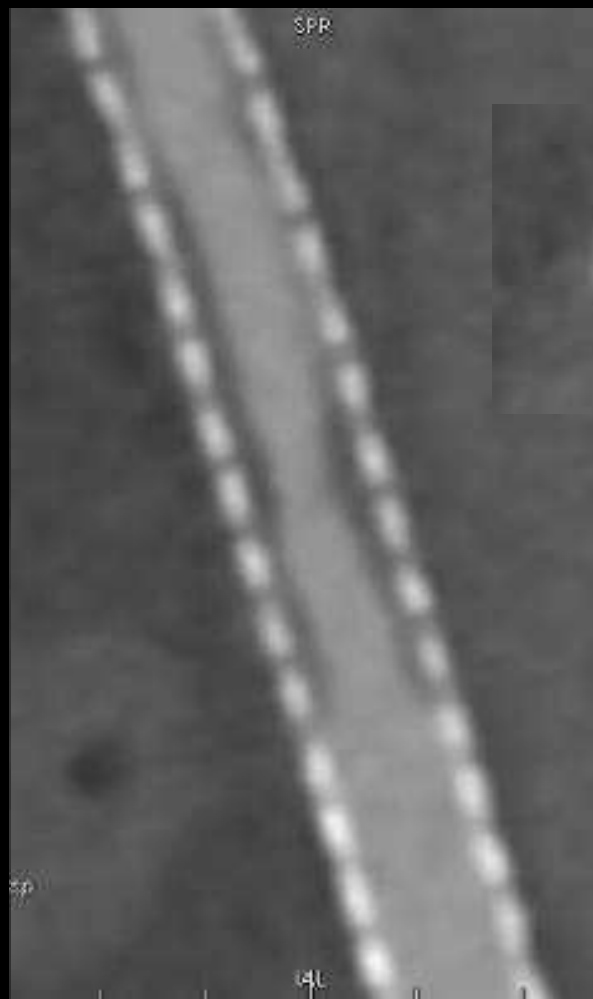
Veo

Images courtesy of Prof. Tomiyama
Osaka University, Japan

GE : VEO



imagination at work



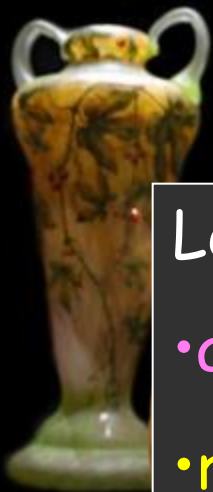
FBP



VeO



Conclusion :



Les reconstructions itératives permettent :

- amélioration de la qualité d'image
- réduction de la dose +++ (> 50 à 75 % !)
- Correction des artéfacts

De nombreuses évolutions sont encore à venir !

