

Réduction de dose en scanographie :
1^{ère} partie - **Influence du milliampérage**

Dr Alban GERVAISE



Milliampérage (tube current)

- Milliampérage (mA) = nombre de photons du faisceau (I)
- **mAs** = produit du milliampérage par le temps de rotation du tube ($mAs = mA \times TR$)
- **mAs eff** = produit des mAs par le pitch ($mAs \text{ eff} = (mA \times TR) / P$)
- En terme de qualité d' image, **la modification des mAs n'affecte que le bruit** +++ (mAs = inversement proportionnel à la racine carré du bruit)
- Les mAs sont proportionnels par rapport à la dose
- Si on divise par 2 le milliampérage :
 - La dose est réduite de 50 %
 - Le bruit est augmenté de 40% ($\sqrt{2}=1,4$)

Milliampérage

Formule de Brooke :

$$D \propto \frac{B}{\sigma^2 \cdot a^2 \cdot b \cdot h} \quad \text{avec } B = \exp^{-\mu \cdot d}$$

D = dose patient

B = facteur d'atténuation de l'objet

μ = coefficient d'atténuation moyen de l'objet

d = diamètre de l'objet

σ = déviation standard de densité (bruit)

a = incrément

b = largeur de coupe

h = épaisseur de coupe

Milliampérage

Formule de Brooke :

$$D \propto \frac{B}{\sigma^2 \cdot a^2 \cdot b \cdot h} \quad \text{avec } B = \exp^{-\mu \cdot d}$$

$$D \propto \text{mAs}$$



$$\text{mAs} \propto \frac{1}{\sigma^2}$$

Milliampérage

Table 2

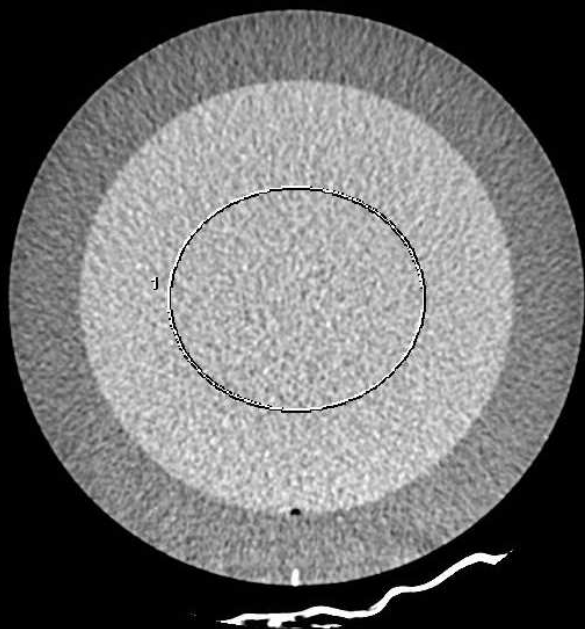
Changes in CTDI_w in Head and Body Phantoms as a Function of Milliampere-Seconds Setting

Tube Current– Time Product (mAs)	CTDI _w in Head Phantom (mGy)	CTDI _w in Body Phantom (mGy)
100	13	5.7
200	26	12
300	40	18
400	53	23

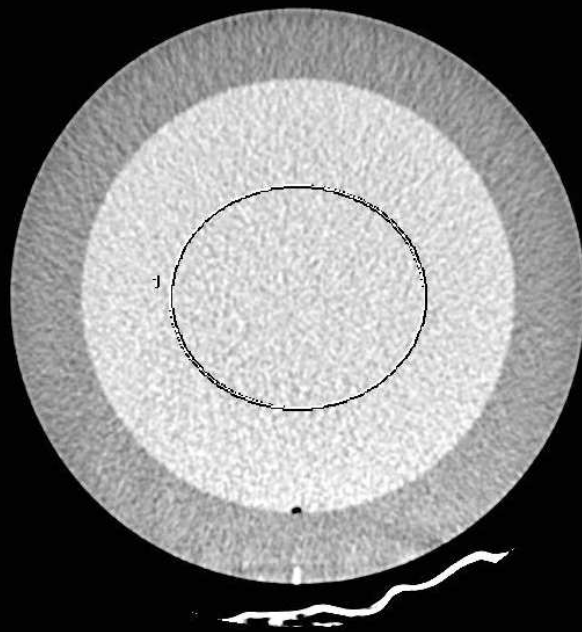
Note.—All other factors were held constant at 120 kVp and 10 mm. Results are from a single-detector CT scanner.

Milliampérage

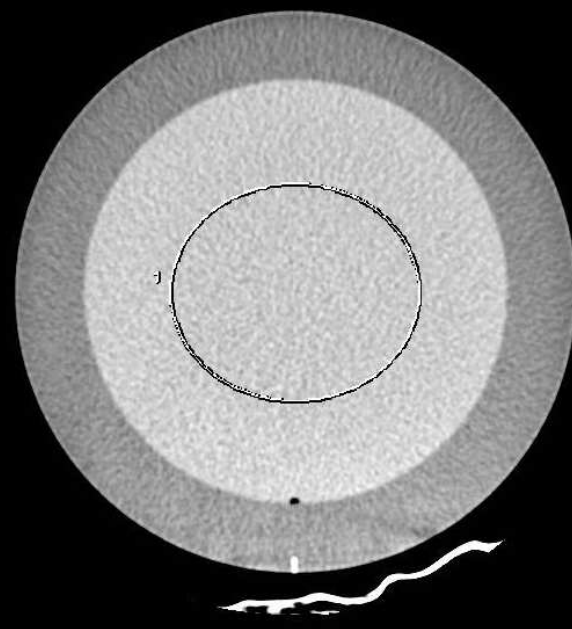
100 mAs



200 mAs



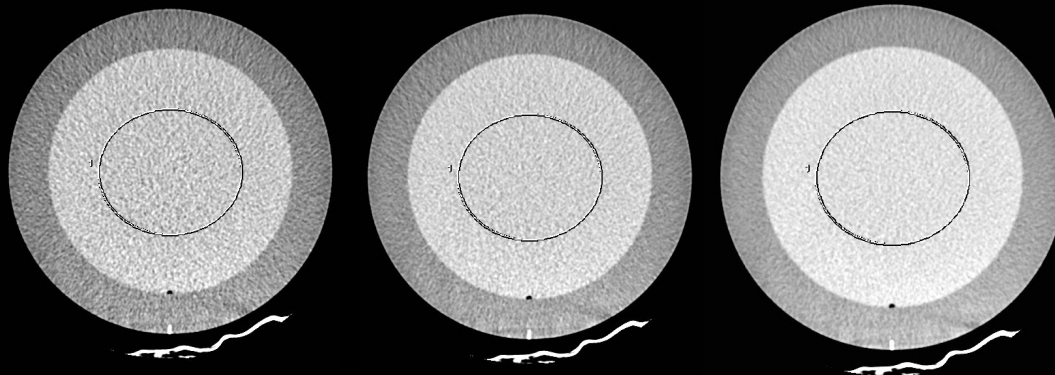
400 mAs



DLP = 87.90 mGy.cm
Sd = 31.22 UH

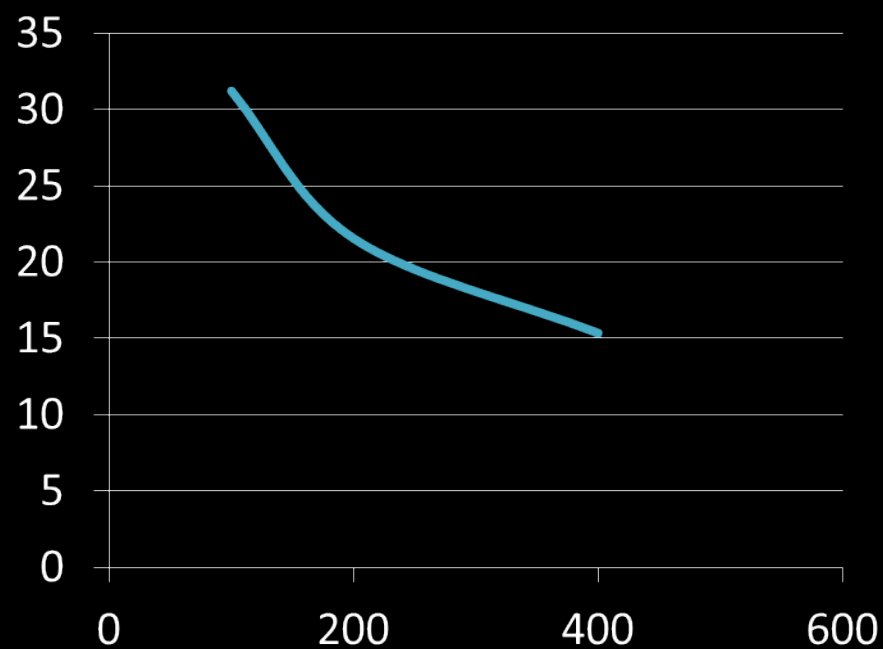
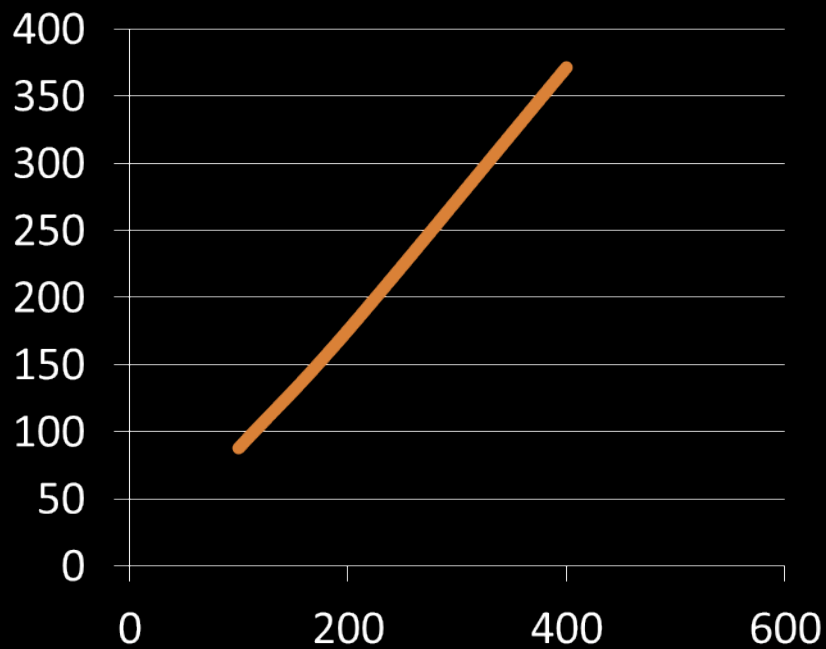
DLP = 175.7 mGy.cm
Sd = 21.55 UH

DLP = 371.4 mGy.cm
Sd = 15.35



Dose

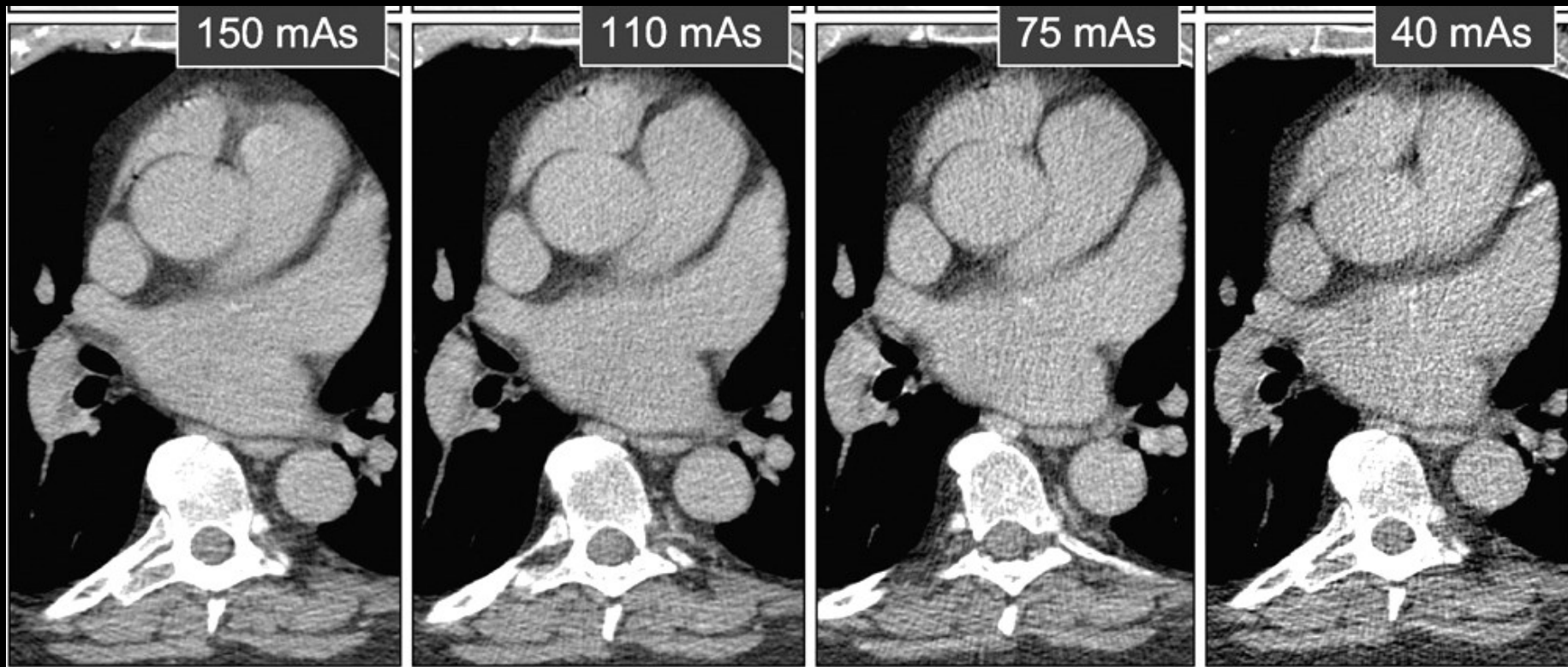
Bruit



mAs

mAs

Effet du milliampérage



Milliampérage

(poumon, sinus, os).

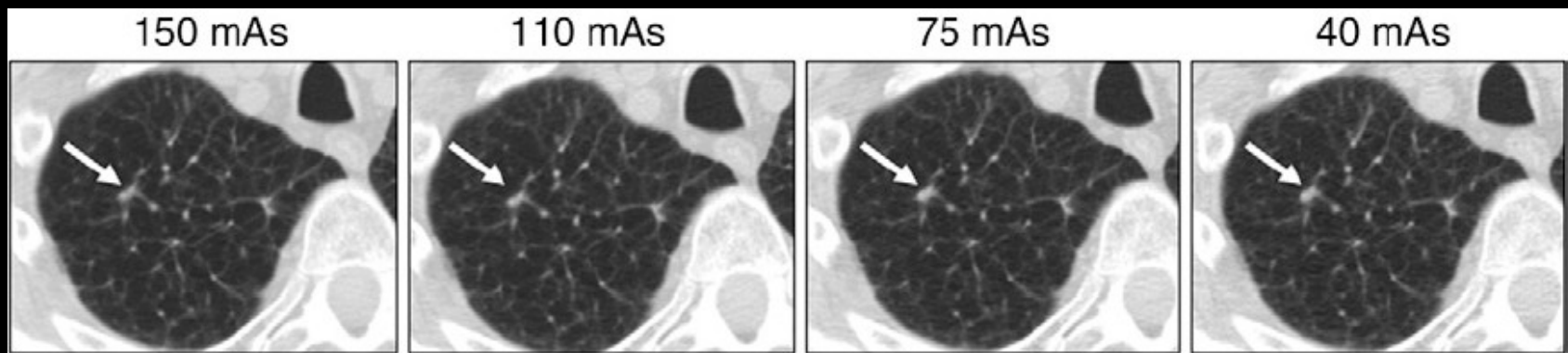
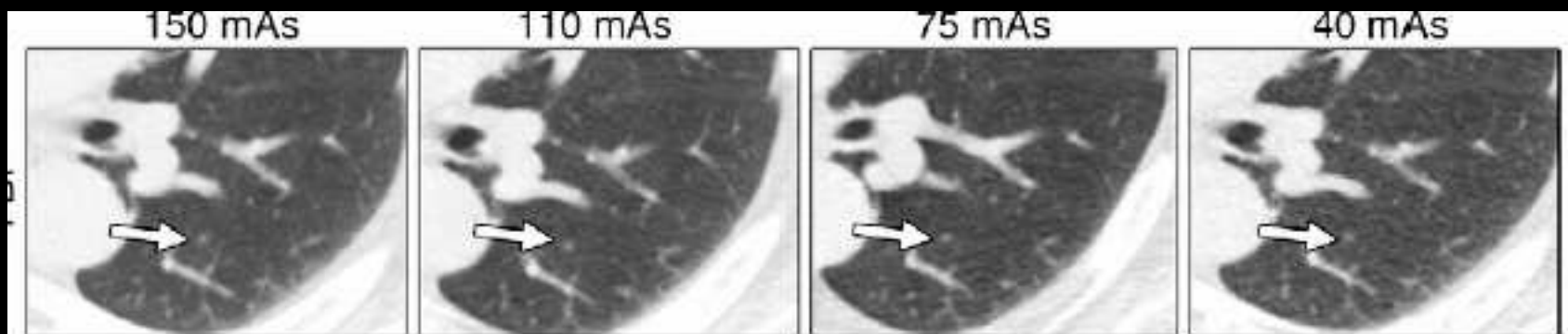
- ~~Etant donné~~ le ~~stade~~ et ~~la~~ ~~structure~~ déterminé en fonction du :
 - **naturel** (abdomen +++, rachis lombaire)
 - **à bas contraste** (poumon, sinus, os)
 - Haut en cas de structure **à bas contraste naturel** (abdomen +++, rachis lombaire)
 - **Morphotype du patient**
 - **Niveau de dose souhaité**

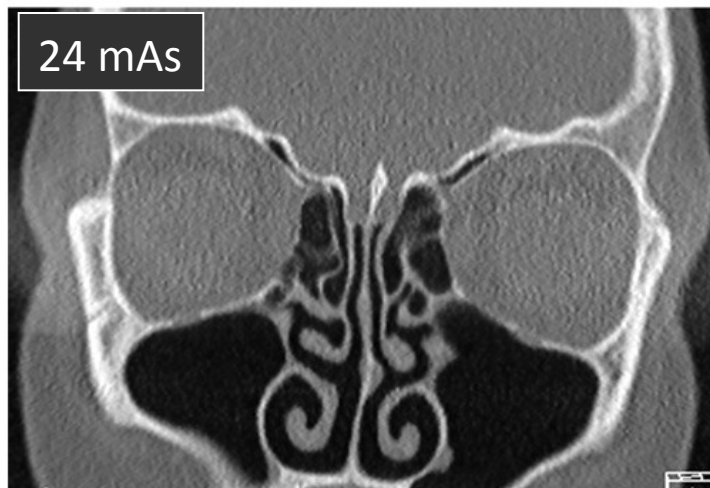
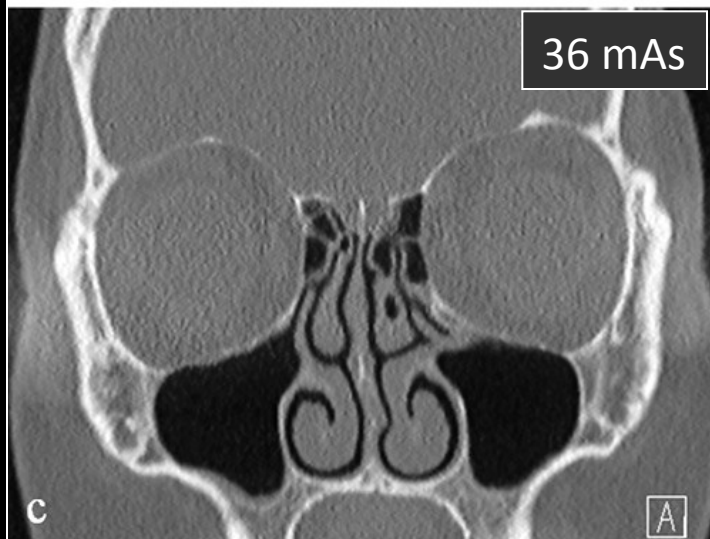
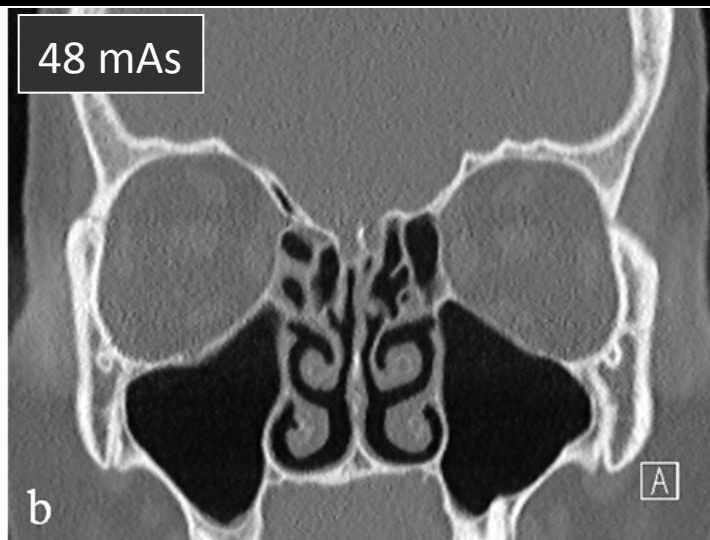
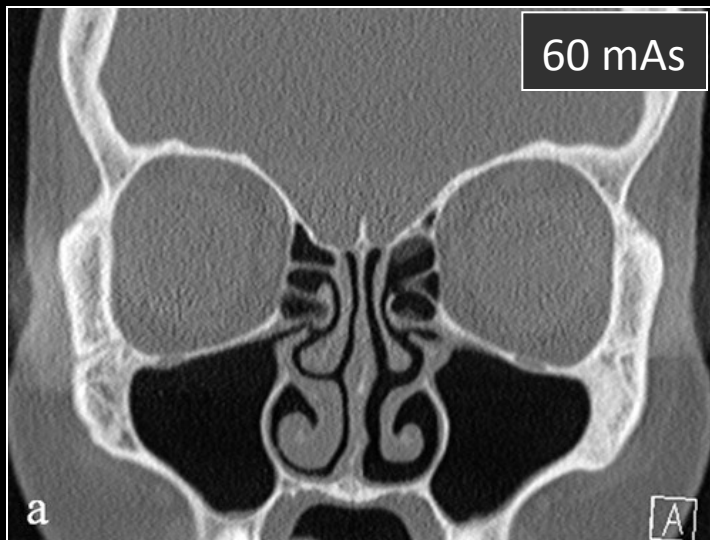
Milliampérage

Type d'examen :

- Structures avec contraste naturel propre :
 - supportent un bruit élevé et donc un mAs bas
 - structures visualisées avec une fenêtre large
 - poumon, sinus, os

Milliampérage





Mean dose length products and effective dose.

	Tube current settings [mAs]			
	60	48	36	24
DLP (mGy cm)	123.4	100.0	75.9	49.6
Effective dose (mSv)	0.28	0.23*	0.17*	0.11*
Dose reduction (%)		18	36	60

Milliampérage



80 kV, 50 mAs
DLP = 39,3 mGy.cm
DE = 0,008mSv

Milliampérage



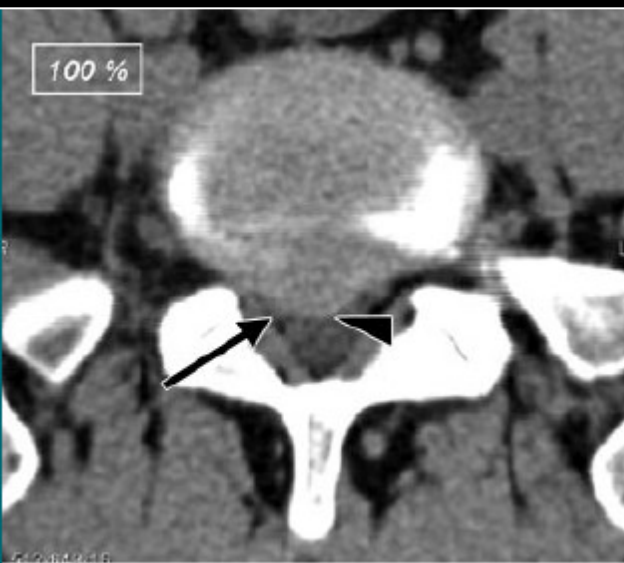
DLP = 16,6 mGy.cm

80kV
17mAs
Pos :4.662
Ep :1.5 mm
ALG :FC30
TILT:0
350msec

Milliampérage

Type d'examen :

- Structures avec contraste naturel propre :
 - supportent un bruit élevé et donc un mAs bas
 - structures visualisées avec une fenêtre large
 - poumon, sinus, os
- Structures avec contraste naturel bas :
 - Nécessitent un bruit faible pour avoir un bon CNR
 - Haut mAs
 - Abdominopelvis, rachis lombaire



a.

b.

c.

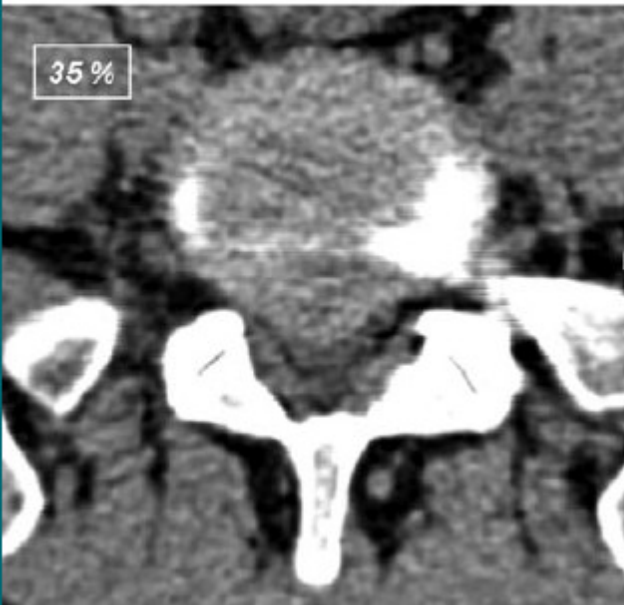
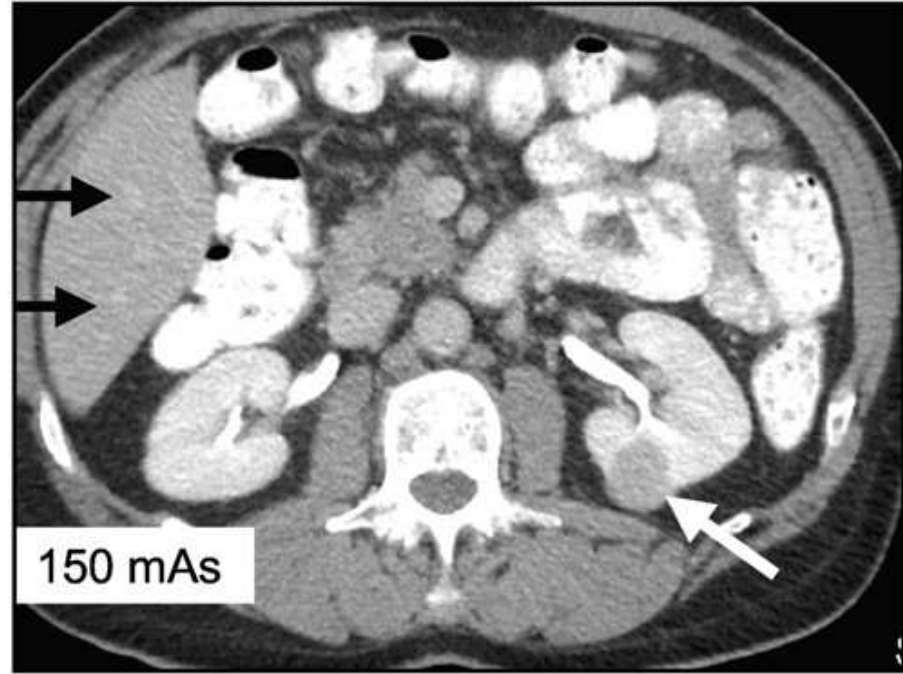
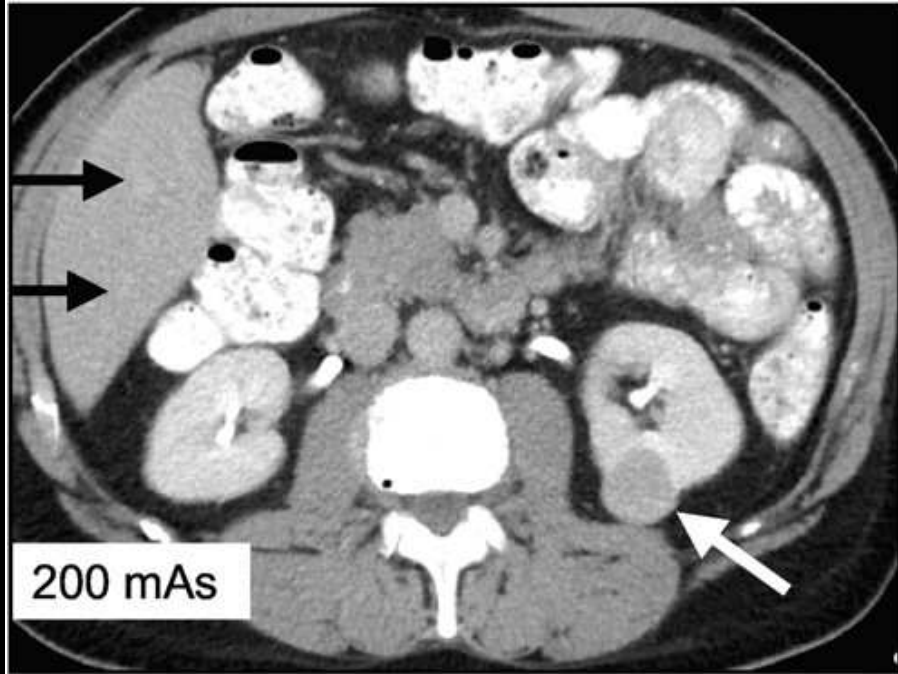
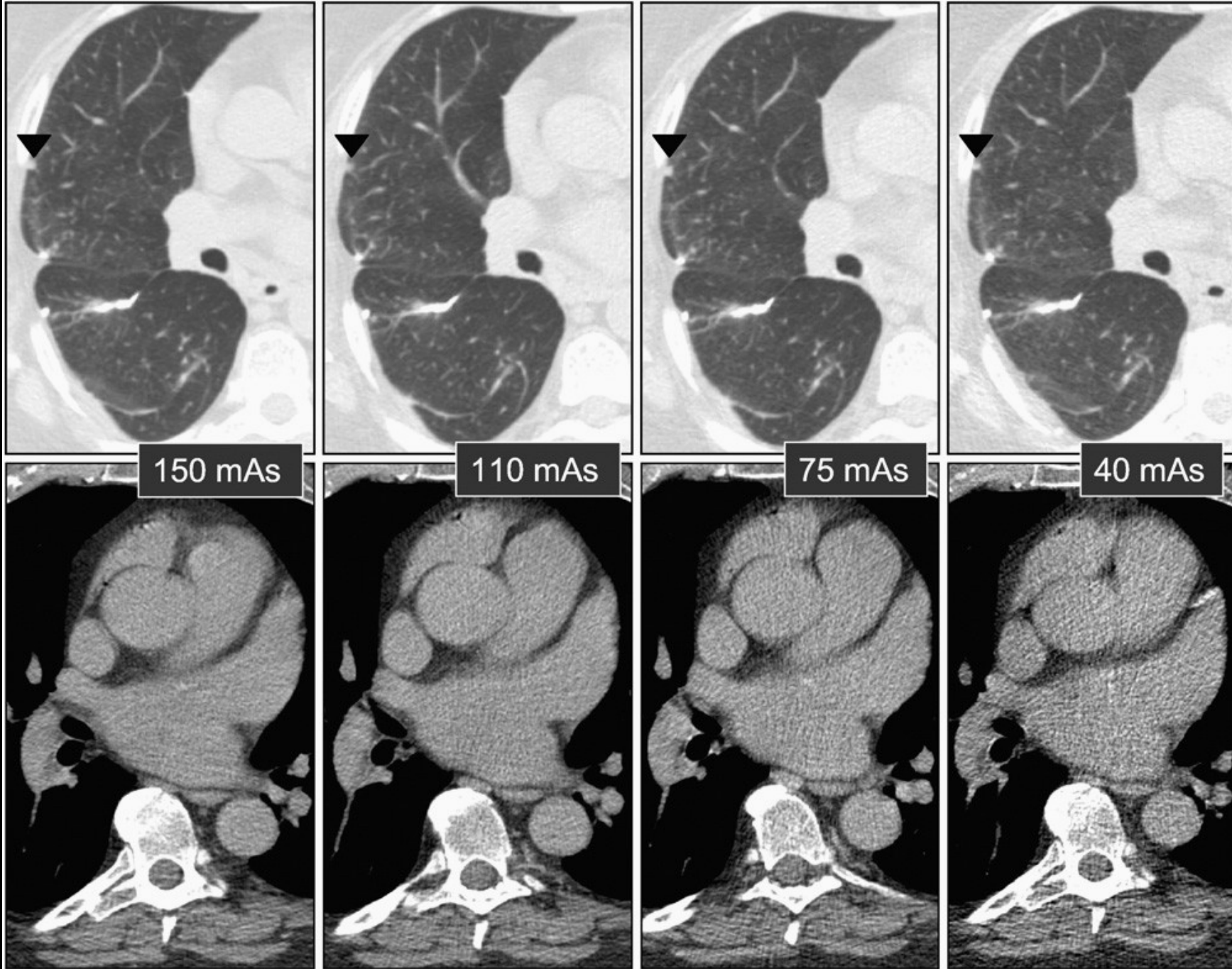


Figure 1: Transverse multidetector CT images of L5-S1 disk herniation in 34-year-old man with right-sided sciatica and 24.5 kg/m² BMI. Images obtained at (a) standard dose and at simulated (b) 65%, (c) 50%, (d) 35%, and (e) 20% of the standard dose. Note dorsal deviation of right nerve root (arrow) caused by herniated disk material (arrow-head).





Milliampérage

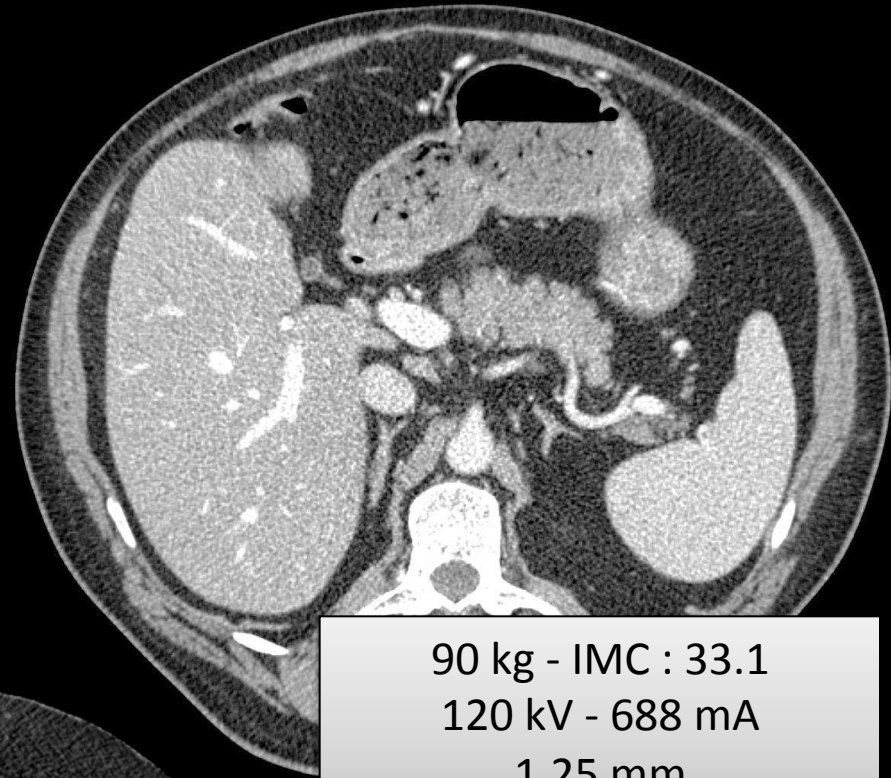
Morphotype du patient :

- Plus le patient est « gros » plus il y a d'absorption des photons donc plus le bruit est important
- Il faut adapter le milliampérage au morphotype +++

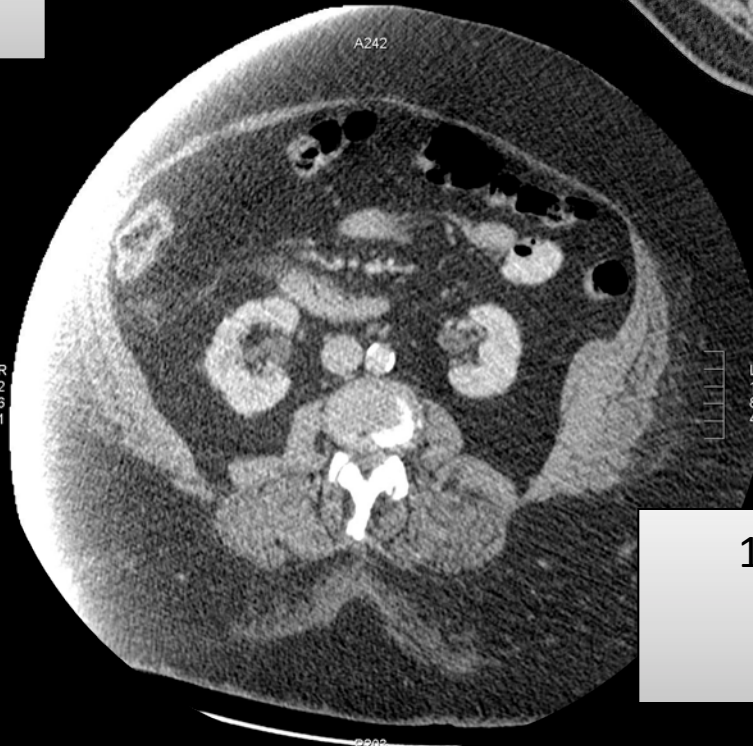
« Si augmentation du diamètre du patient de 4 cm, nécessité d'augmenter par 2 la dose pour maintenir une qualité d'image équivalente »



45 kg - IMC : 16.5
120 kV - 251 mA
1.25 mm



90 kg - IMC : 33.1
120 kV - 688 mA
1.25 mm



145 kg - IMC : 60.4
140 kV - 639 mA
1.25 mm

Milliampérage

Morphotype du patient :

- A l'inverse chez des patients minces, il n'y a jamais de sur-exposition avec un mA trop élevé : il faut savoir réduire le milliampérage pour ne pas trop irradier pour rien !

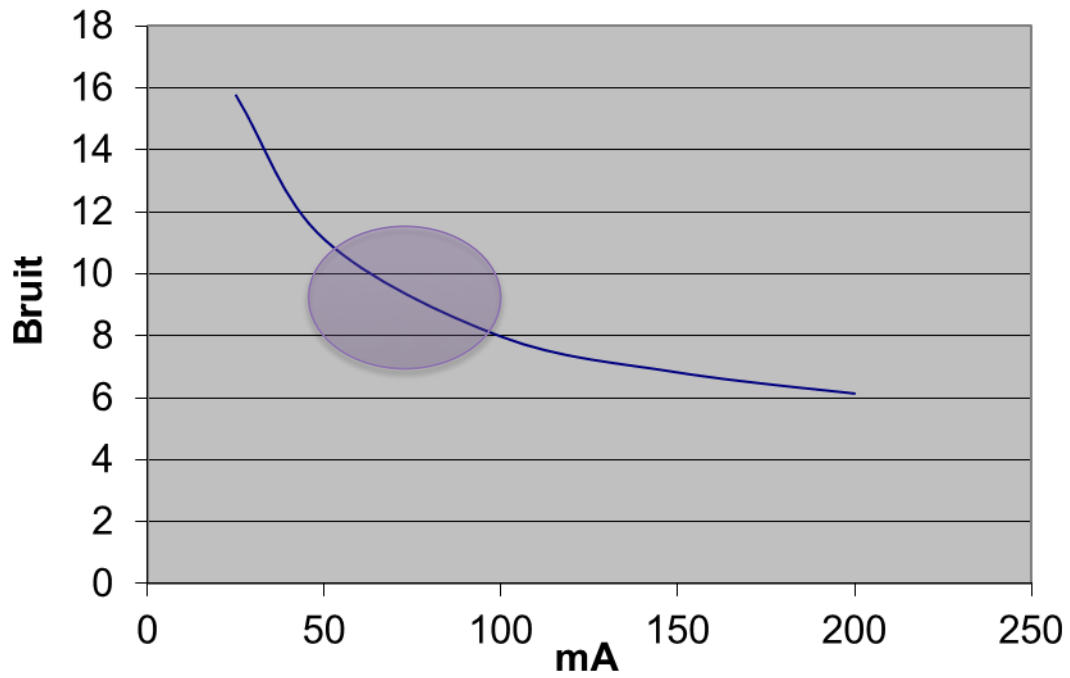
- Intérêt notamment en radio-pédiatrie +++



256 mA



176 mA



Milliampérage

Avant les techniques de modulation de la dose :

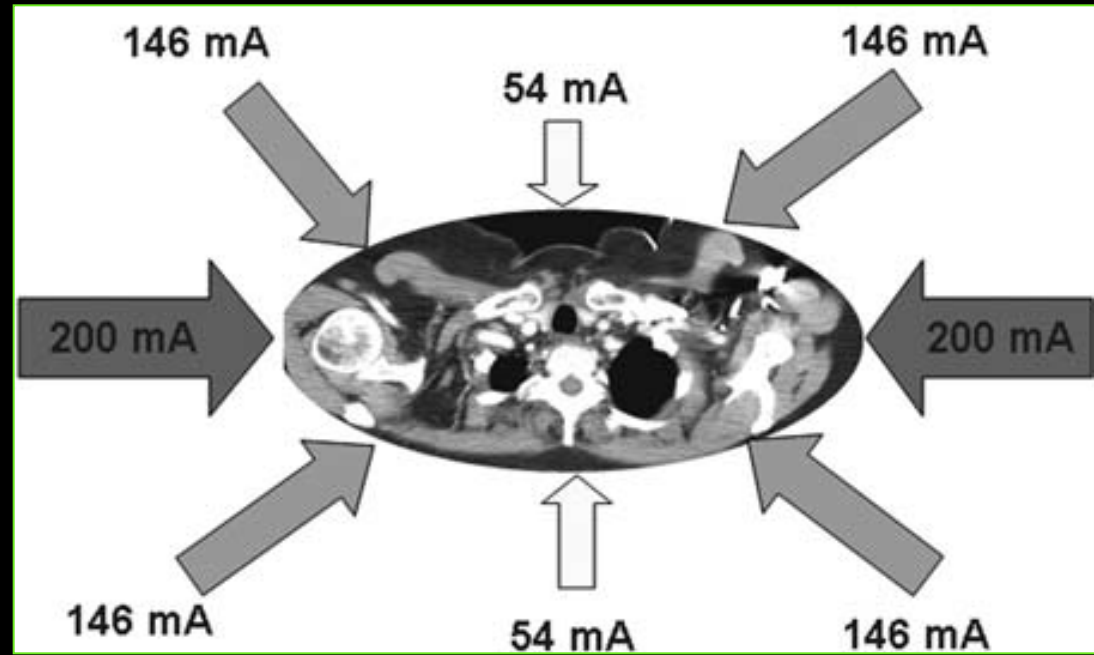
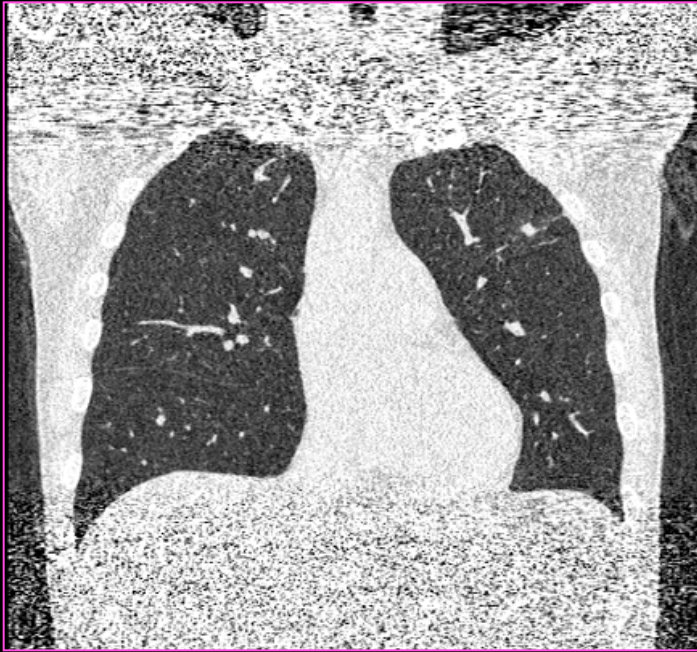
- Thorax : $\text{mAs eff} = 1.0 \times \text{kg}$
- AP : $\text{mAs eff} = 1.5 \times \text{kg}$

Milliampérage : AEC

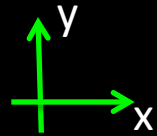
Techniques de modulation de la dose : AEC

- Automatic Exposure Control
- Ajustement automatique des mAs au morphotype et à l'atténuation de la zone à scanner afin de **maintenir une qualité d'image constante** et de **réduire la dose au patient**.
- Plusieurs types de modulation :
 - Dans le plan x-y (angular AEC)
 - Dans l'axe z (z-axis AEC)
 - Les deux (combined AEC ou 3D-AEC)

Milliampérage : AEC

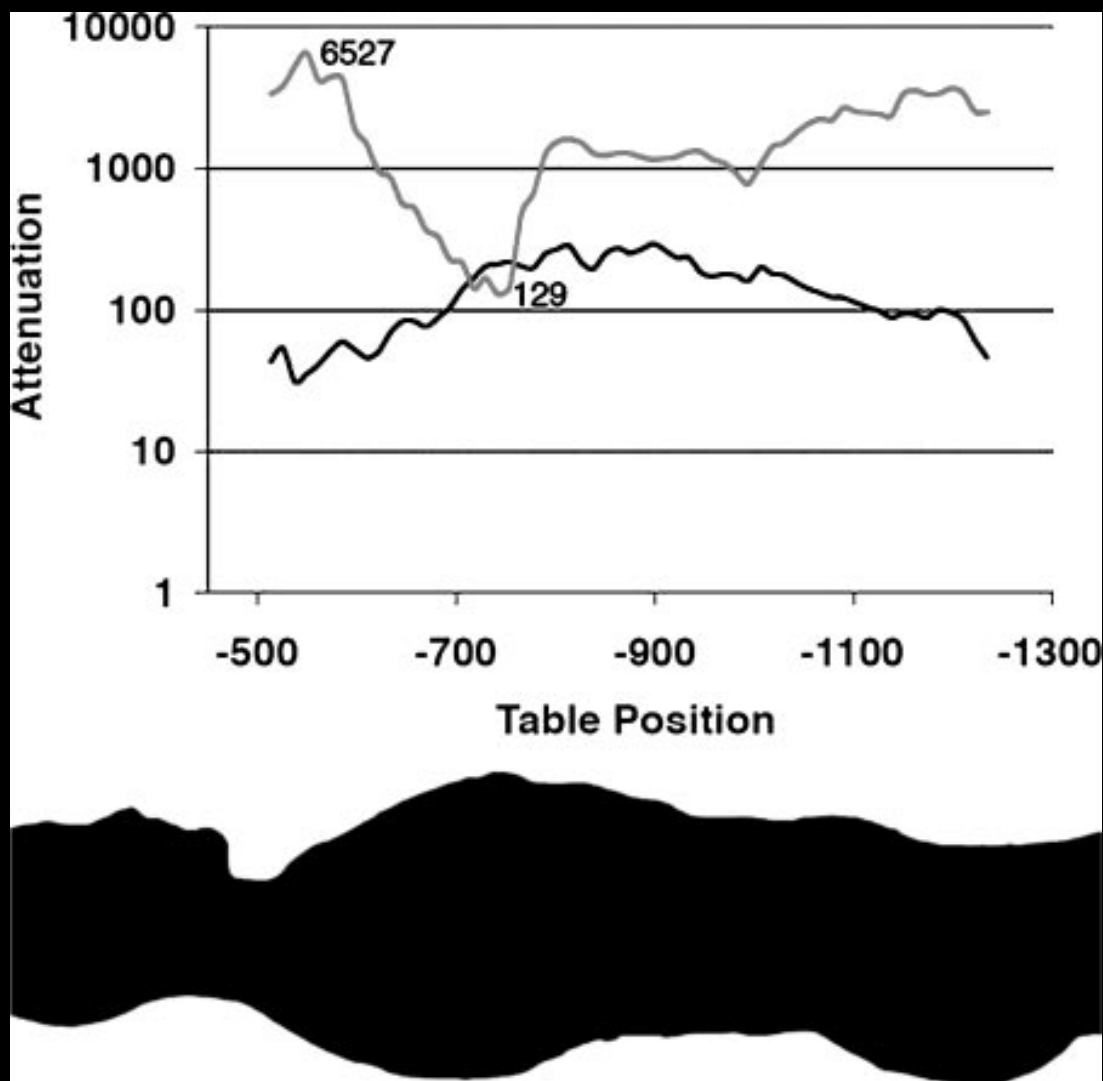


Kalra 2007



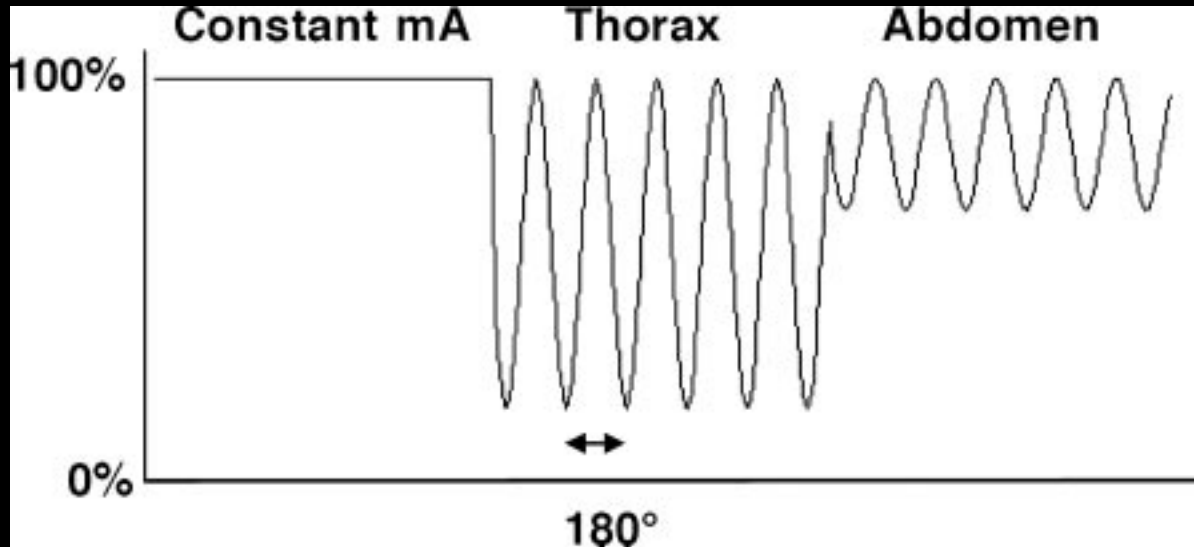
z

Milliampérage : AEC



Angular AEC

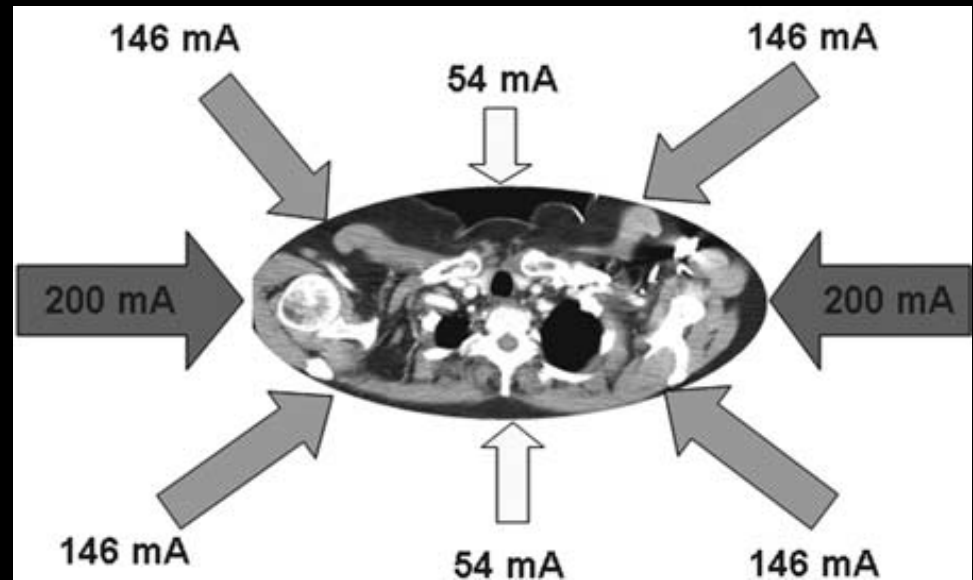
- Première version de l' AEC
- Module le mA dans l' axe x-y
- Intéressant pour les zones asymétriques (épaule/bassin)



Angular AEC

Smart mA :

Choix d'un mA pour la projection latérale et ajustement du mA pour les autres projections à partir d'un topogramme

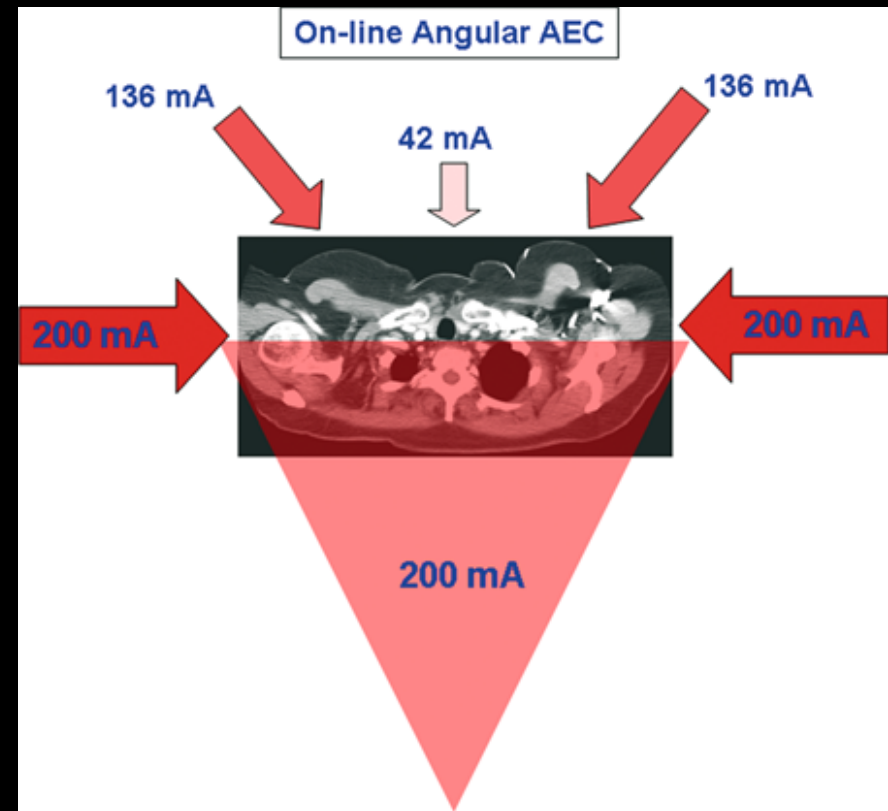


Angular AEC

CARE Dose : « on-line AEC »

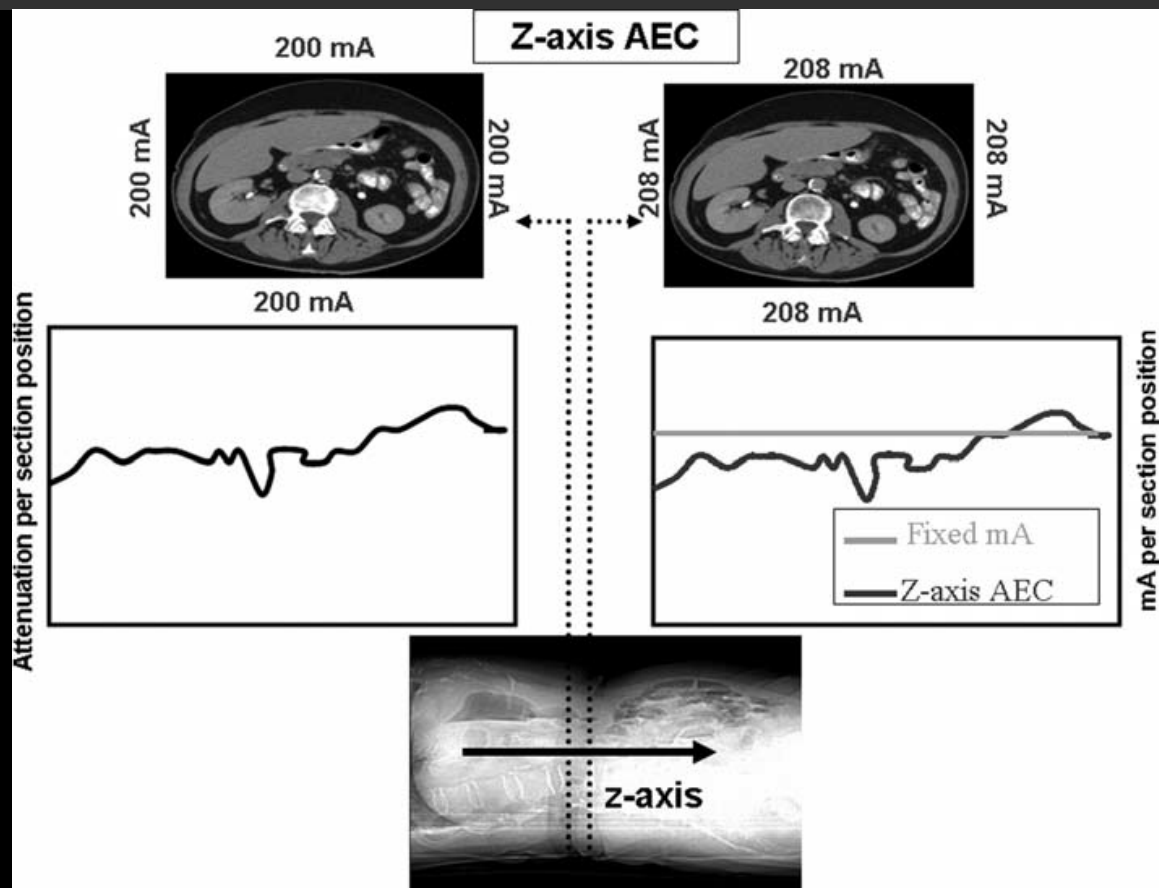
Détermine l'atténuation du faisceau en fonction des projections des premiers 180° de la rotation puis adapte le mA sur les 180° restants

Technique en « temps réel »

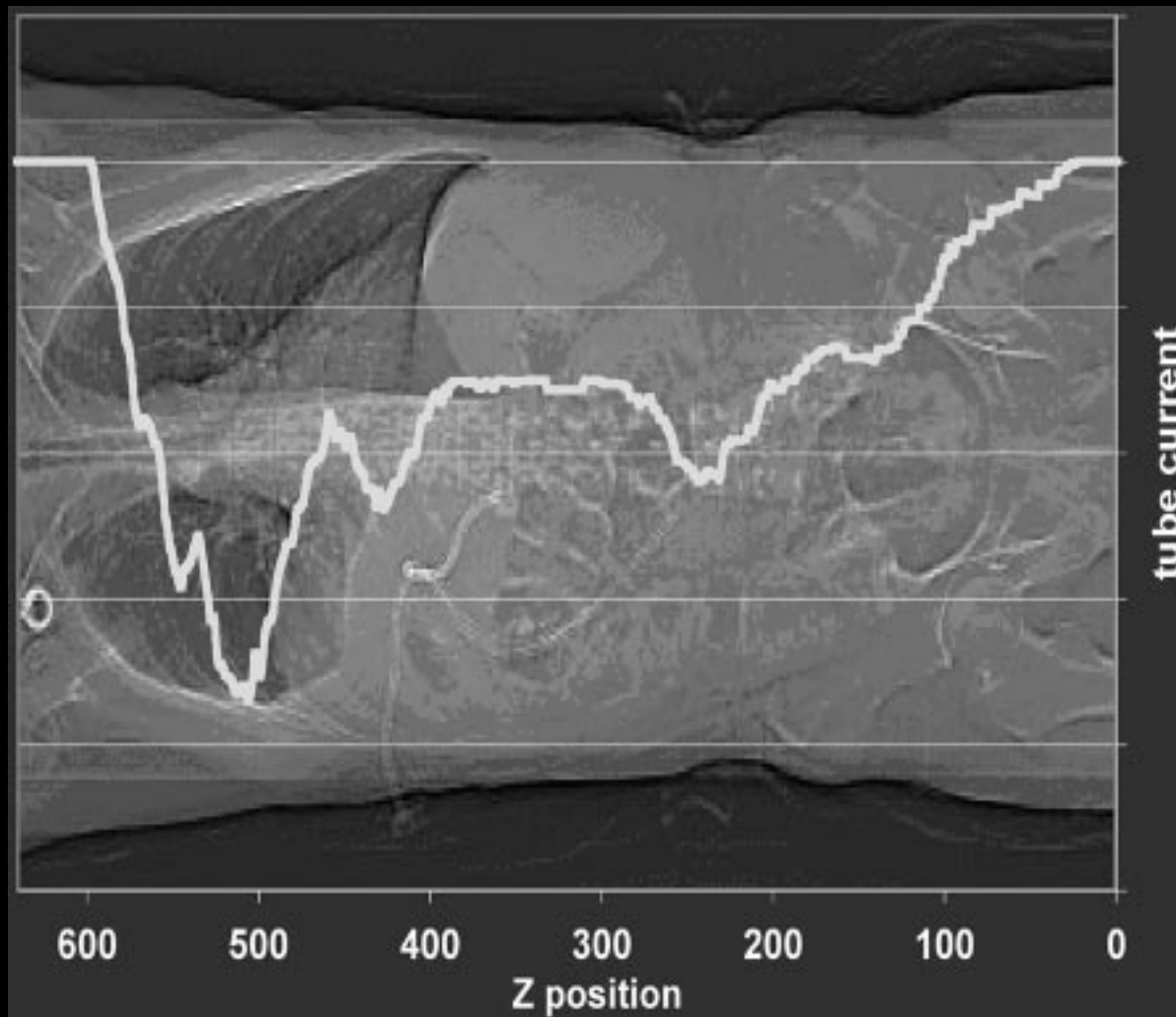


Z-axis AEC

- Module le mA dans l'axe z
- Utilise un topogramme (généralement de profil)
- L'utilisateur spécifie un **indice de bruit** ou une **référence de qualité** (et non un mA)



Z-axis AEC



Z-axis AEC

Auto mA :

- sélection d' un indice de bruit (bruit de l' image souhaité)
- Valeur min et max du mA

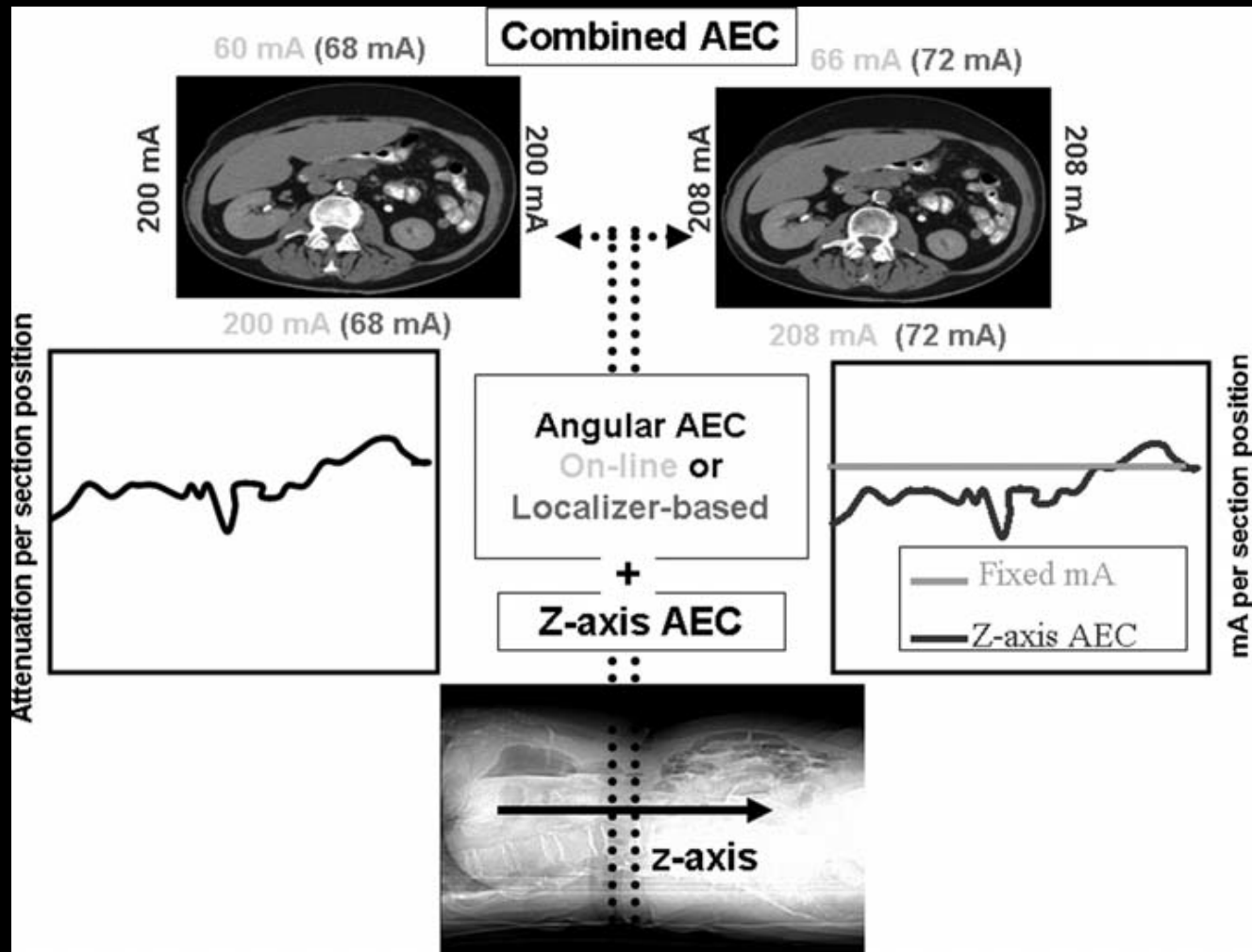
- Dose dépend :
 - Indice de bruit
 - Morphotype du patient

Ex :

- Si ↘ de 5% de l' indice de bruit => dose ↗ 10 %
- Si ↗ de 5% de l' indice de bruit => dose ↘ 10 %
- Dans la limite imposée : Max & Min mA !

Combined AEC

- Module le mA dans les 3 plans
- Combine une modulation angulaire et dans l'axe z



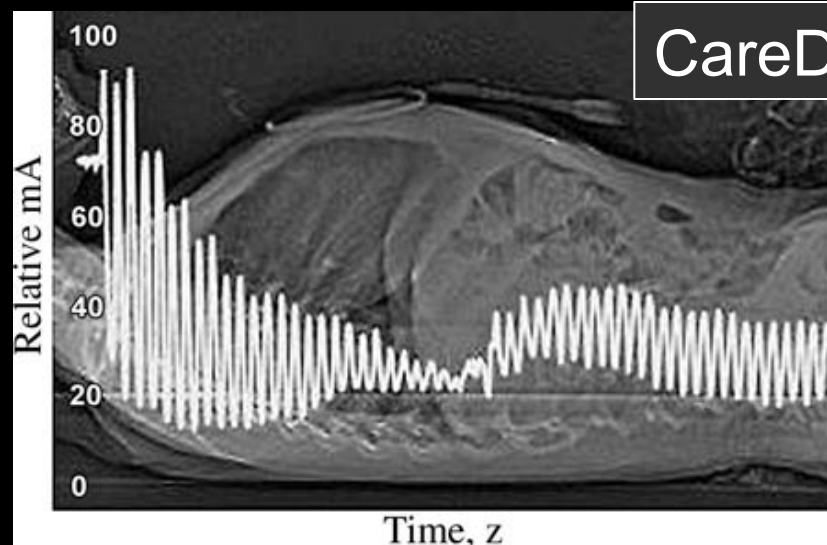
Combined AEC

Auto mA 3D :

- Acquisition d'un topogramme
- Sélection d'un indice de bruit (bruit de l'image souhaité)
- Valeur min et max du mA

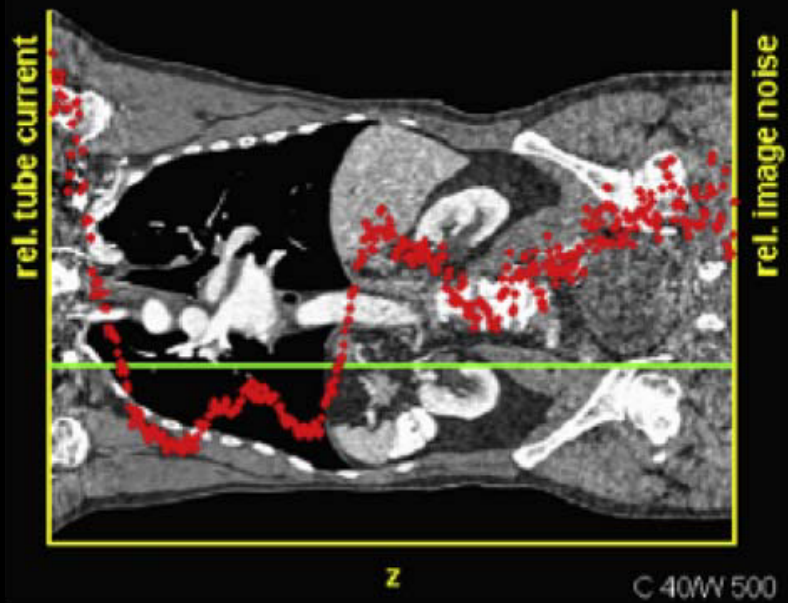
CARE Dose 4D:

- Combine on-line angular AEC avec z-axis AEC
- Sélection d'une référence de qualité



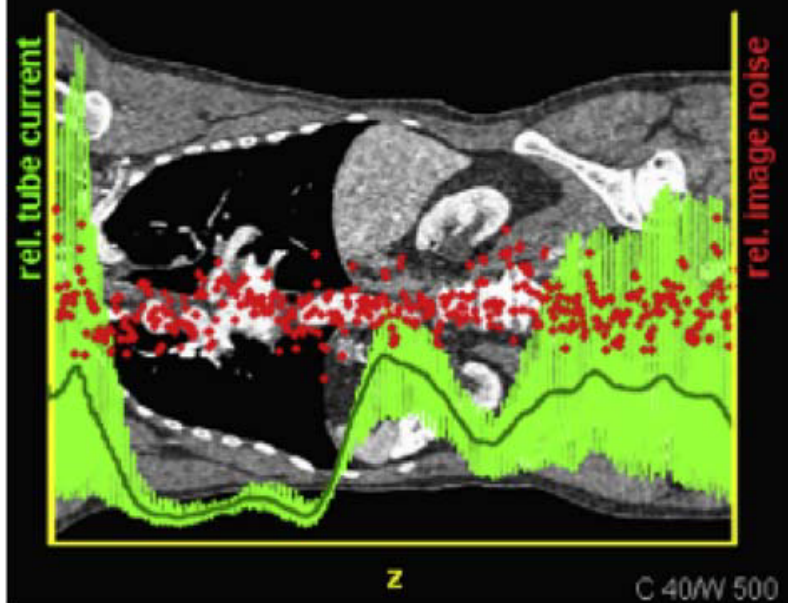
CareDose 4D

Standard CT

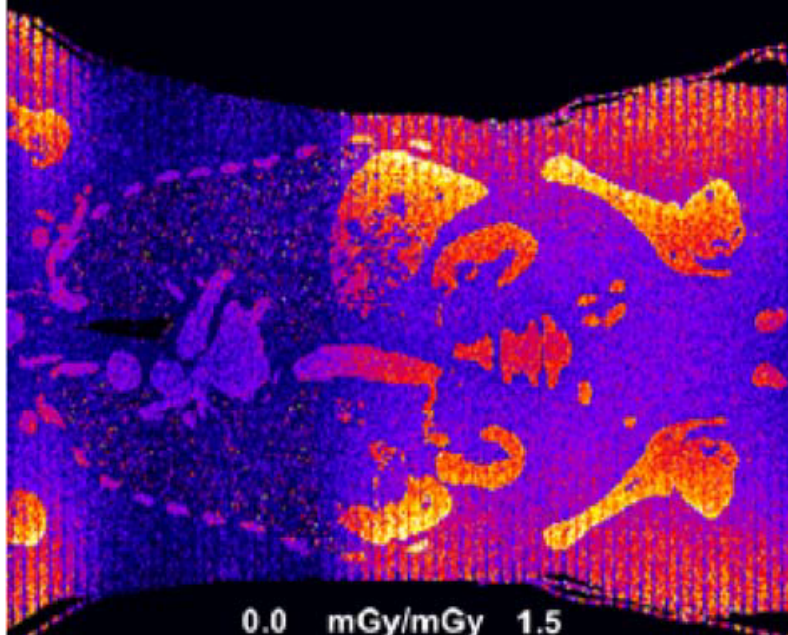
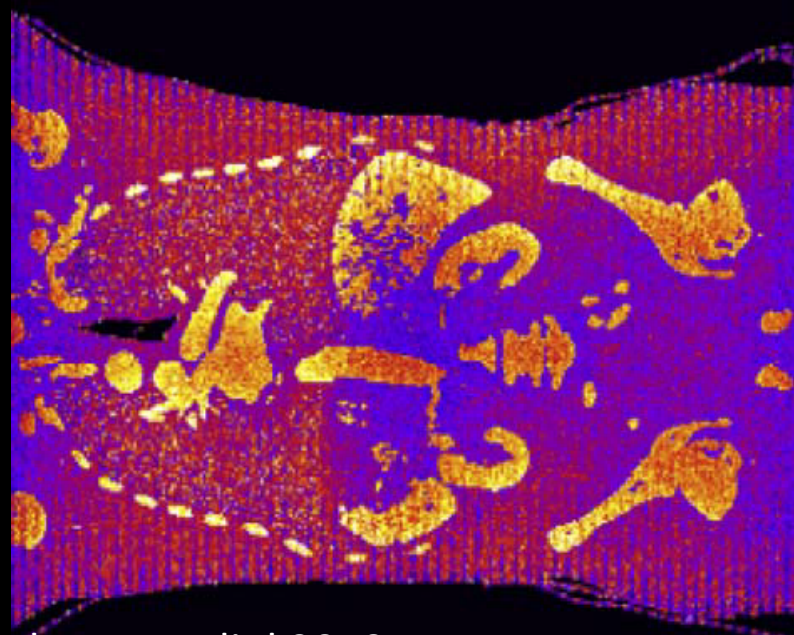


(b)

AEC



(d)



0.0 mGy/mGy 1.5

AEC : résultats

- Diminution de la dose chez la plupart des patients, sans modification de la qualité d' image
- Augmentation de la qualité d' image chez les patients larges pour maintenir une bonne qualité

Kalra 2007	Technique	Region	Dose reduction
GREESS et al. (1999)	CARE Dose	Shoulders	38%
GREESS et al. (2001)	CARE Dose	Chest (pulmonary nodules)	21%
GREESS et al. (2002)	CARE Dose	Neck	20%
		Chest	23%
		Abdomen	23%
TACK et al. (2003)	CARE Dose	Chest	17%
		Abdomen	20%
MASTORA et al. (2004)	CARE Dose	Thoracic outlet	35%
KALRA et al. (2004c)	Auto mA	Abdomen	10–41%
KALRA et al. (2005b)	Auto mA	Chest	18–26%
KALRA et al. (2005a)	Auto mA	Abdomen (renal stones)	43–66%
MULKENS et al. (2005)	CARE Dose 4D	Chest	20%
		Abdomen-pelvis	32%
		Lumbar spine	37%
		Cervical spine	68%
NAMASIVAYAM et al. (*)	Auto mA	Neck	36%
RIZZO et al. (*)	CARE Dose 4D	Abdomen	41–43%

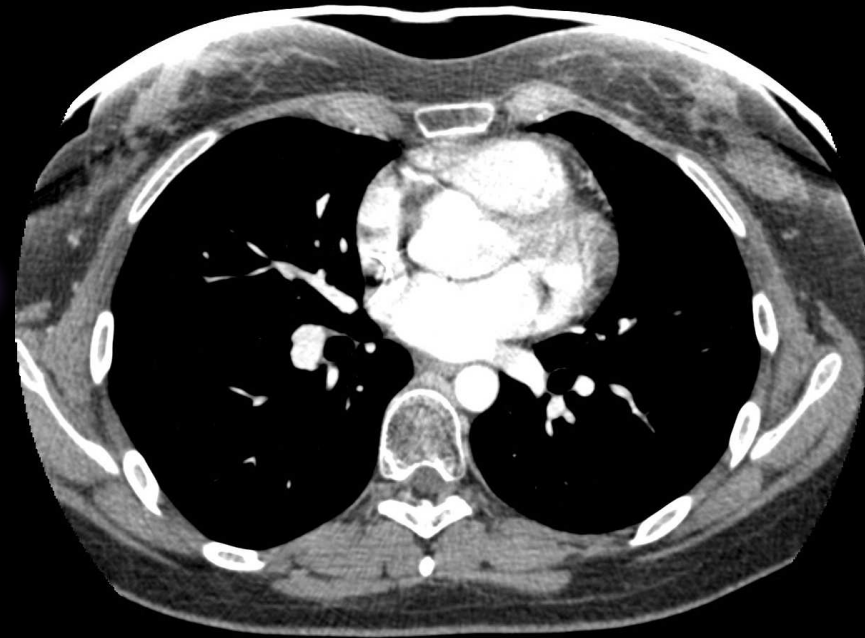
AEC : les 10 pièges !

1. Le topogramme doit inclure l'ensemble de la zone à scanner
2. Si mise en place d'un tablier, le faire après le scout
3. Le patient ne doit pas bouger après le scout
4. Ne pas modifier la position des bras pendant l'acquisition
5. Un bon centrage du patient est nécessaire
6. Plus possible de faire baisser la dose en modifiant les autres paramètres !!!
7. Chez des patients obèses, l'augmentation des mAs par l'AEC peut ne pas suffir pour avoir une bonne qualité d'image ce qui nécessite alors le changement des autres paramètres
8. Augmentation des mAs en cas d'implants métalliques
9. Pour les examens low-dose : attention aux valeurs min
10. Différence en pédiatrie par rapport aux adultes

1. Le topogramme doit inclure l'ensemble de la zone à scanner

- Sinon plus possible de faire une modulation de la dose !

2. Si mise en place d'un tablier, le faire après le scout

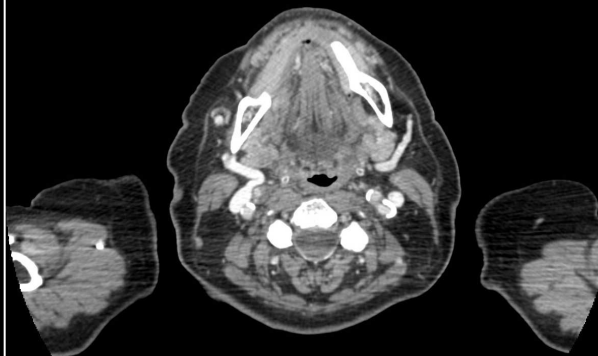


3. Le patient ne doit pas bouger après le scout
4. Ne pas modifier la position des bras lors de l'acquisition



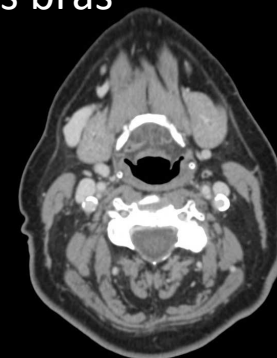
Avec les bras

mA = 602



Sans les bras

mA = 602 !



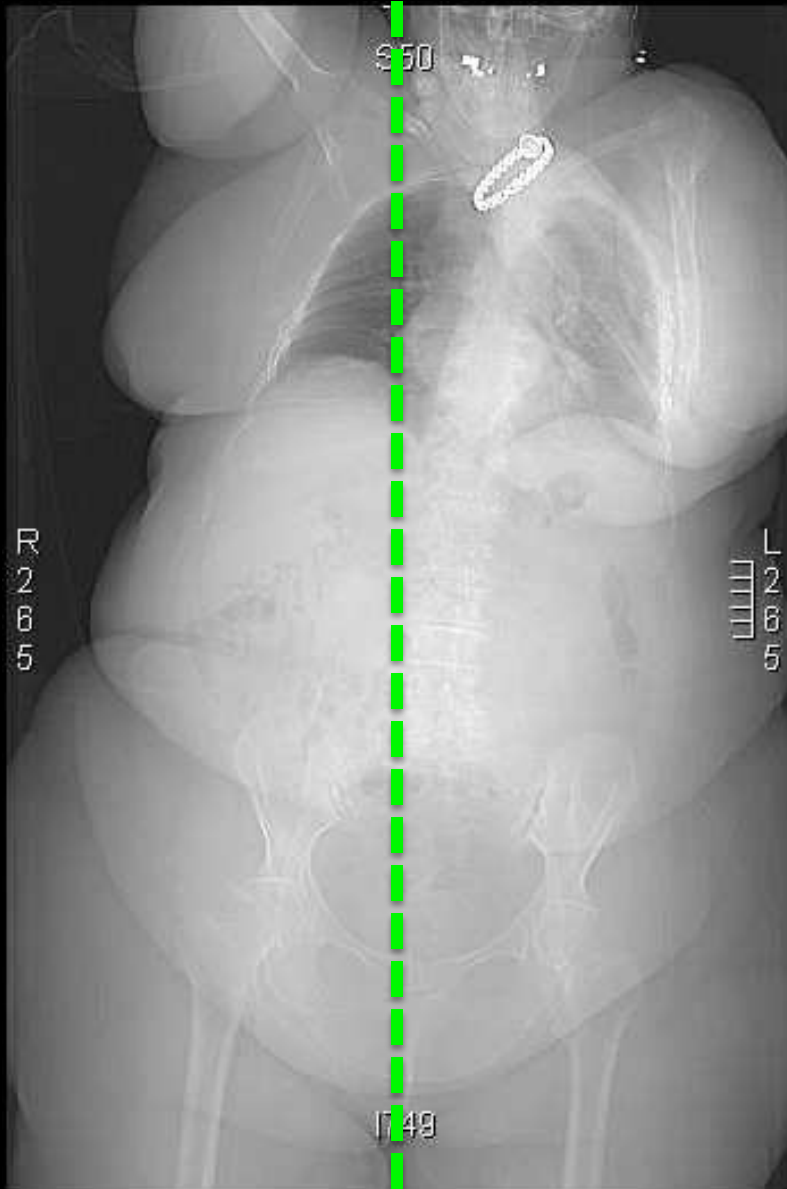
W 400 : L 40

5. Un bon centrage est nécessaire



aç





6. Impossibilité de baisser la dose en modifiant les autres paramètres

reprog.

SN

Installation Repro Auto

Camera DRYSCAN

Images CTDIvol mGy DLP mGy·cm Dose eff. % Fant. cm

1-87 4.80 223.27 97.40 Body

Orientation Patient Pieds Prem.

Position Patient Dos

Archiv Auto

Transf. auto AWCT ...

Transf. auto DR

Montrer Image Localis.

Descript. de Série SANS INJECTION

DLP / Séries projetées 223.27 Gy·cm

DLP accumulé / examen: 0.00

Ajouter Groupe Diviser Groupe Actuel Effacer Groupe Choisi Presc. Biops. Presc Smart Prep Aperçu Tableau mA Optimis. non Requête Synchro.

Images	Type Acq.	Posit. Début	Posit. Fin	Nombre Images	Epais. (mm)	Interv. (mm)	Inclin. Statif	SFOV	kV	mA	Temps Total Acq.	Prép Grpe (sec)	ISD (sec)	Apnée (sec)	Temps Resp (sec)	Voix Lampes (sec.)	Durée Cine (sec)
1-87	Helical Entier 0.8 sec.	1224.250	1654.250	87	5.0 27.50 1.375:1	5.000	30.0	Large	120	380 18.00"	13.5	5.6	1.3	N	N	4 T	2.8

Descript. de Série SANS INJECTION

Montrer Image Localis.

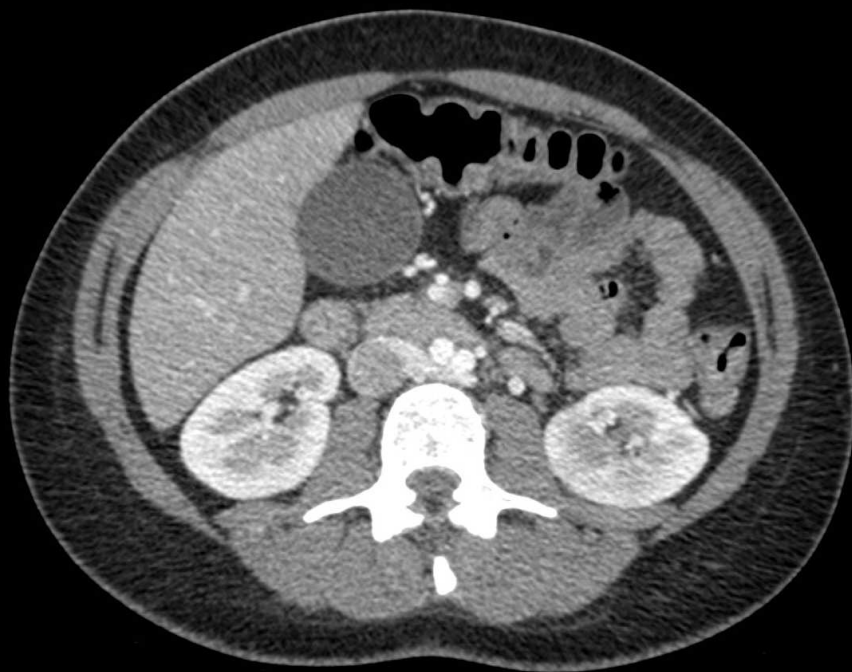
DLP / Séries projetées 209.14 Gy·cm

DLP accumulé / examen: 0.00

Ajouter Groupe Diviser Groupe Actuel Effacer Groupe Choisi Presc. Biops. Presc Smart Prep Aperçu Tableau mA Optimis. non Requête Synchro.

Images	Type Acq.	Posit. Début	Posit. Fin	Nombre Images	Epais. (mm)	Interv. (mm)	Inclin. Statif	SFOV	kV	mA	Temps Total Acq.	Prép Grpe (sec)	ISD (sec)	Apnée (sec)	Temps Resp (sec)	Voix Lampes (sec.)	Durée Cine (sec)
1-87	Helical Entier 0.8 sec.	1224.250	1654.250	87	5.0 27.50 1.375:1	5.000	30.0	Large	100	380 18.00"	13.5	5.6	1.3	N	N	4 T	2.8

IB = 20 , 120 kV

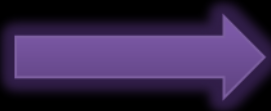


292 mA
CTDI = 14,3

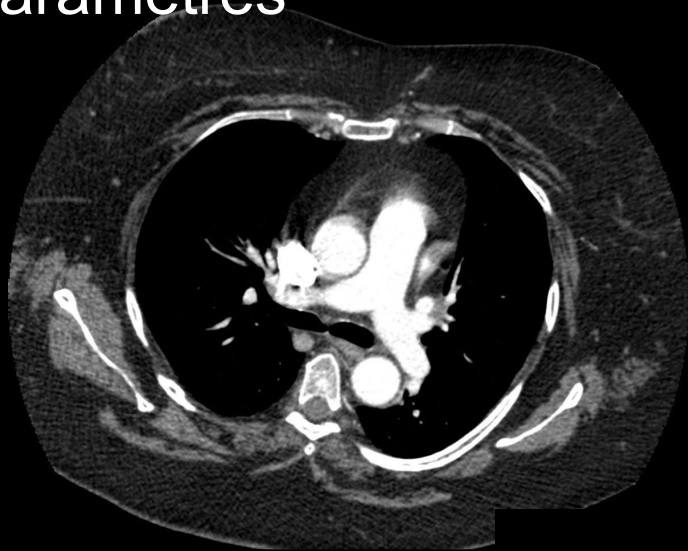
IB = 20, 100 kV



539 mA
CTDI = 12,6



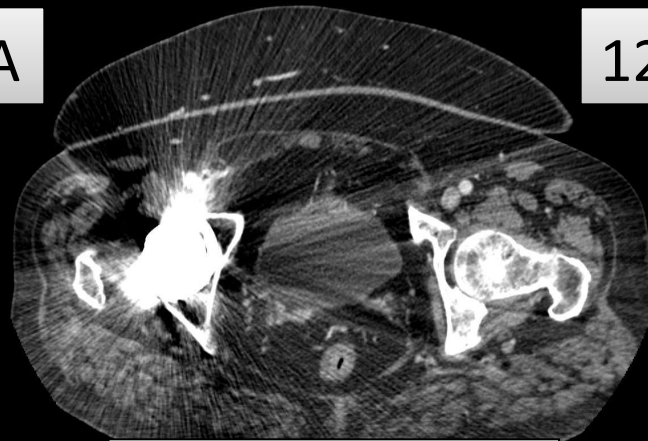
7. Chez des patients obèses, l'augmentation des mAs par l'AEC peut ne pas suffire pour avoir une bonne qualité d'image ce qui nécessite alors le changement des autres paramètres



120 kV, 653 mAs



120 kV, 653 mAs



120 kV, 653 mAs

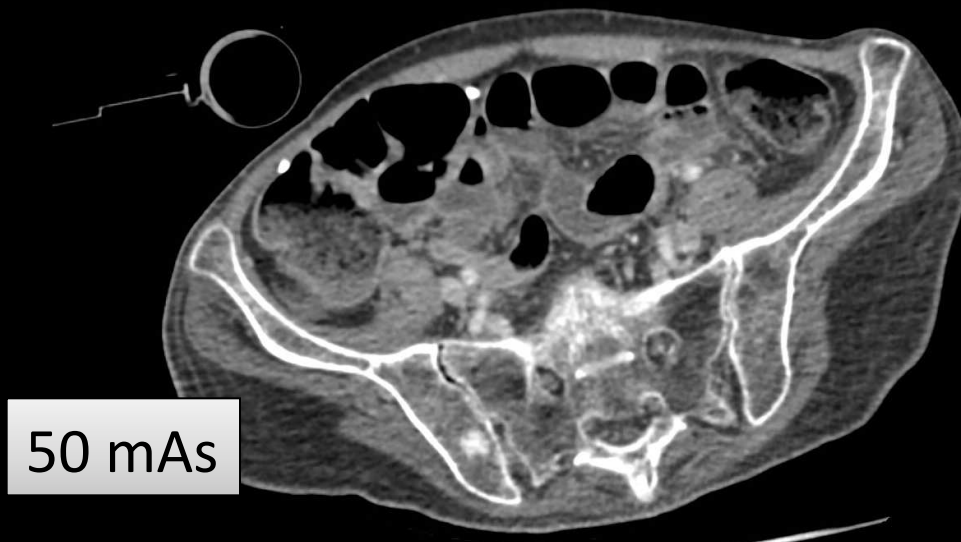
8. Augmentation des mAs en cas d'implants métalliques

- En cas de matériel métallique, l'AEC augmente le mAs en raison de l'augmentation de l'atténuation
- Or moins d'artéfacts métalliques si mAs augmenté
- Mais attention si matériel externe : l'enlever sur le scout !!!

9. Attention aux valeurs min pour les acquisitions low-dose



Indice de bruit : 10
Valeur min = 50 mAs



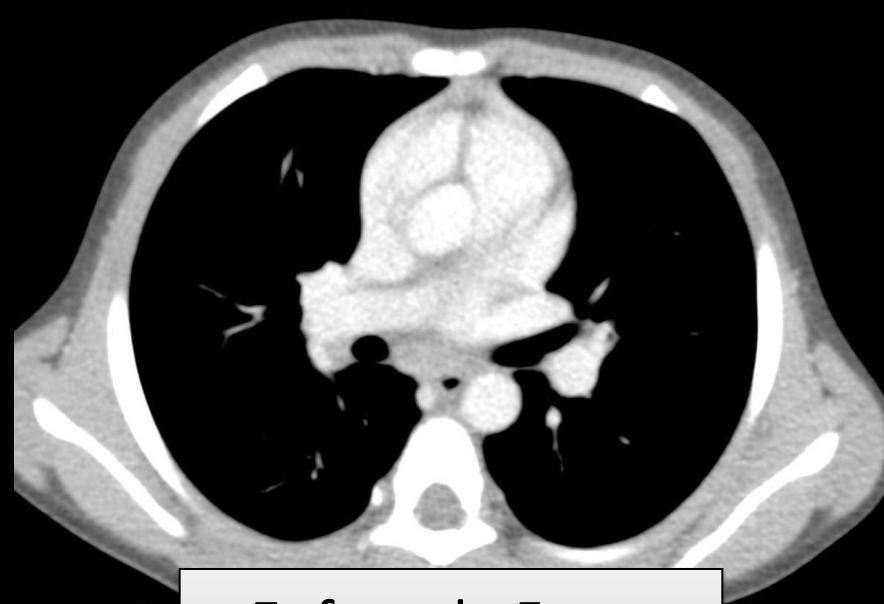
10. Différence en pédiatrie par rapport aux adultes

Effective dose changes with AEC

	Head	Thorax	Abdomen/pelvis
Neonate	34%	-17%	16%
1-year-old	17%	15%	26%
5-year-old	11%	10%	3%
10-year-old	18%	0%	-14%
Adult	17%	16%	52%



Nourrisson de 10 jours
80 kV – 100 mAs



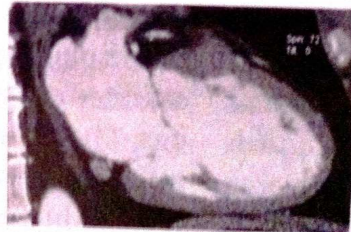
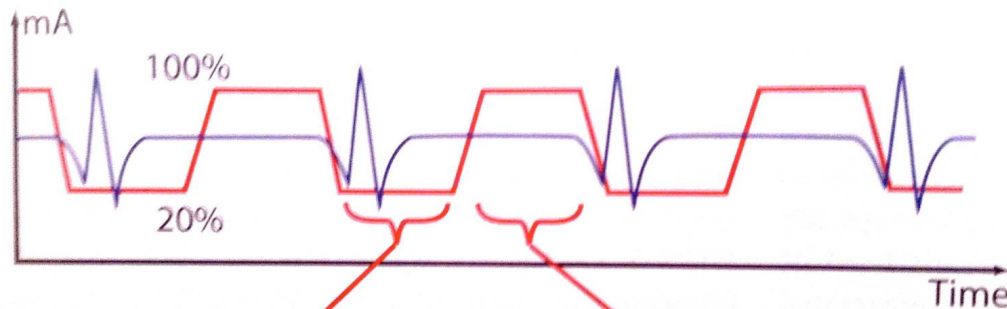
Enfant de 5 ans
AEC : 97 – 119 mAs



Enfant de 10 ans
AEC : 94 – 118 mAs

AEC et imagerie cardiaque

- La majorité des acquisitions sont faites en mode rétrospectif
- Développement d'une modulation ECG-dépendante de la dose avec réduction d'environ 50 % de la dose
- Réduction de la dose durant les phases ne servant pas pour l'interprétation des artères coronaires



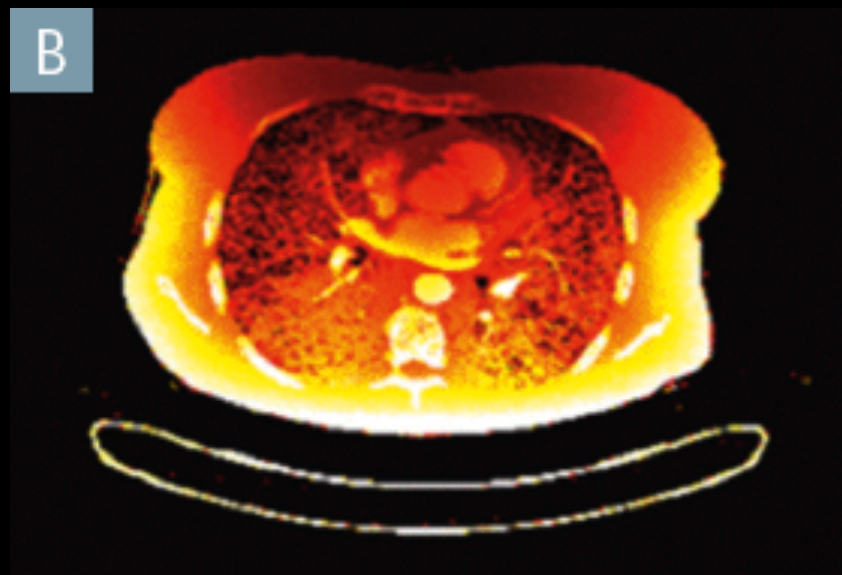
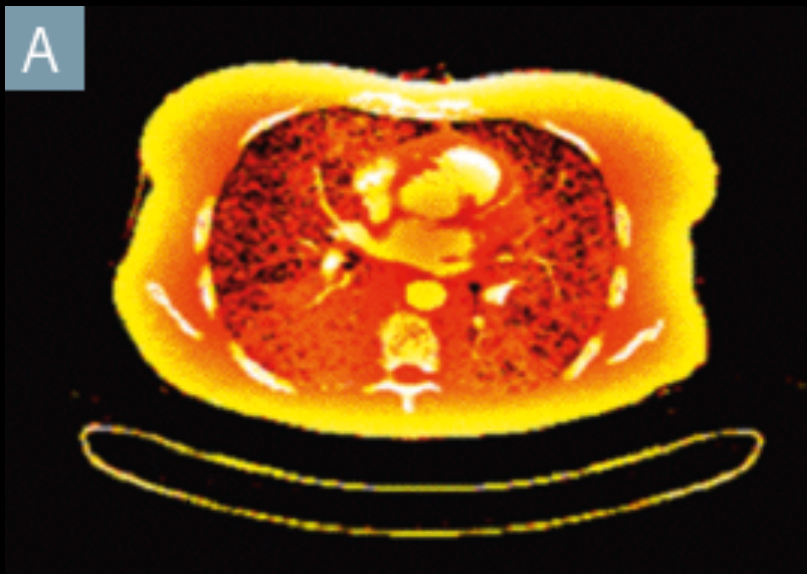
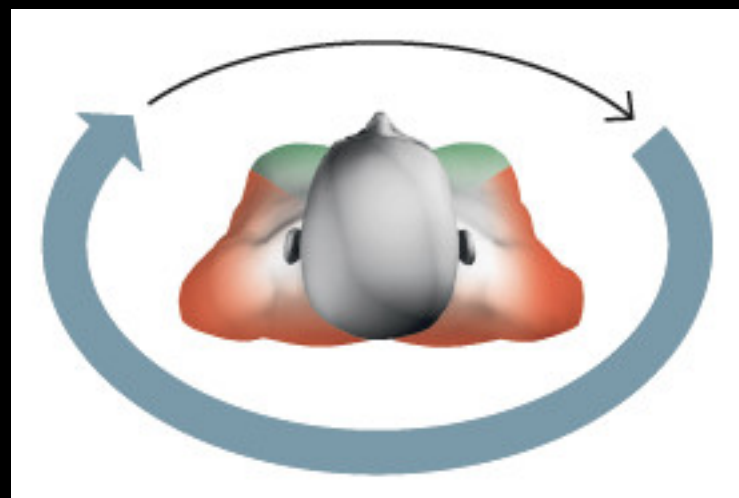
Réduction à 20 % du mA durant la systole (image bruitée avec dose réduite de 80%) et dose normale pendant la diastole (image de bonne qualité)

AEC et imagerie cardiaque

- La modulation ECG-dépendante est activée de manière prospective en se basant sur le précédent battement cardiaque
- **En cas d'arythmie** : acquisition de la diastole au moment d'une phase en low-dose avec perte importante que la qualité d'image → ne pas utiliser la modulation
- **En cas de BPM > 65** : diastole trop courte avec création d'artéfacts de mouvement lors de la reconstruction, nécessité d'utilisation de la fin de systole pour analyser les coronaires → Ne pas utiliser systématiquement la modulation ou la décaler (fin de systole / milieu de diastole)

X-CARE

- Modulation de la dose en fonction des organes
- Diminution de la dose en regard de la poitrine
- Réduction de 30 à 40 % de la dose aux seins



Take Home Message

- La modification du milliampérage joue sur le bruit et la dose.
- En pratique, le **choix du milliampérage est automatique** et se fait par la sélection d'un **indice de bruit**.
- Connaître les pièges de la modulation !



Merci de votre
attention