

Calcul de dose (aux organes) en scanographie

Serge DREUIL

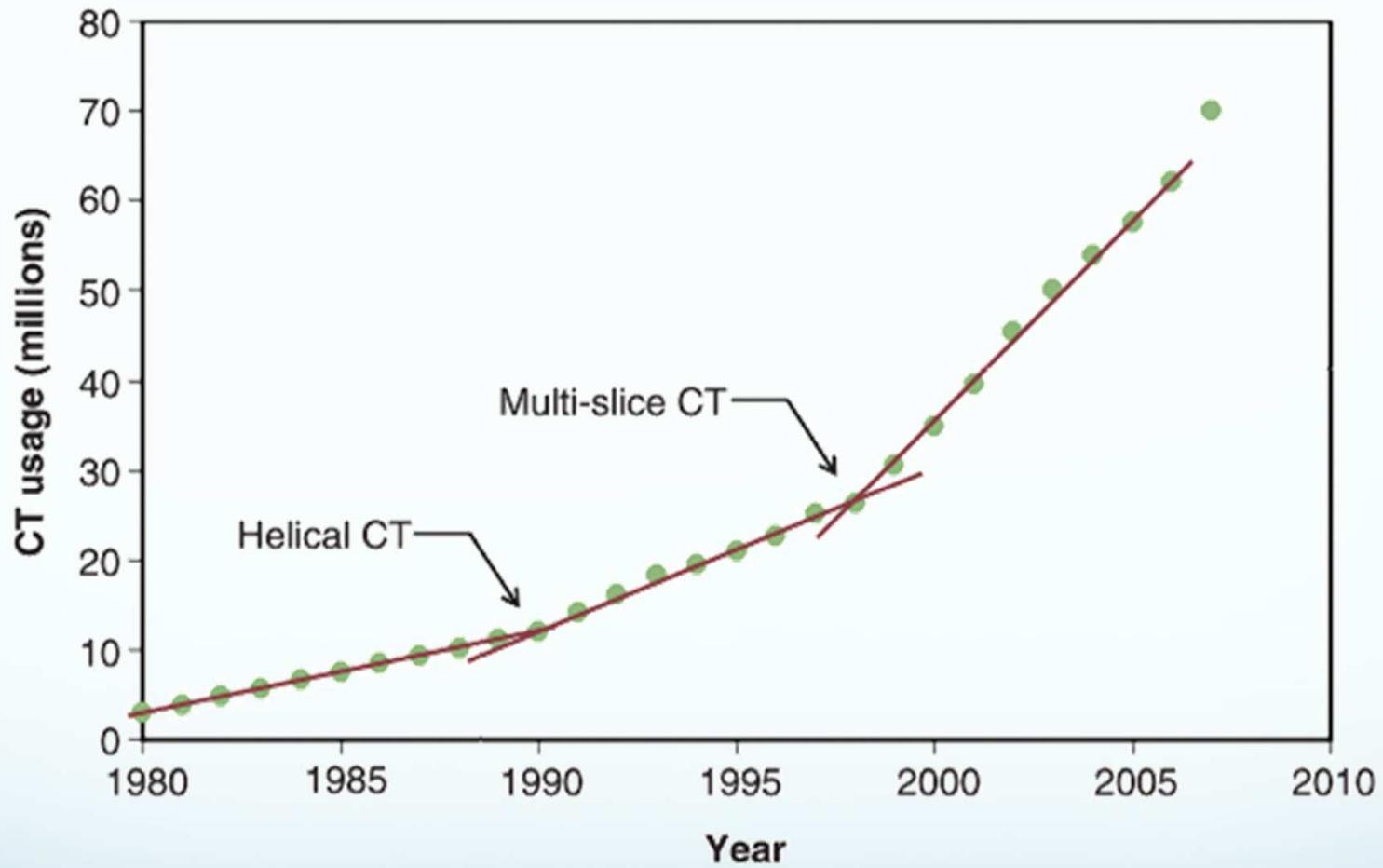
5^{èmes} journées scientifiques francophones « *Codes de calcul en radioprotection, radiophysique et dosimétrie* »

25 et 26 mars 2014 – Paris

**GUSTAVE
ROUSSY**
CANCER CAMPUS
GRAND PARIS



Le scanner :
une success story en radiologie !

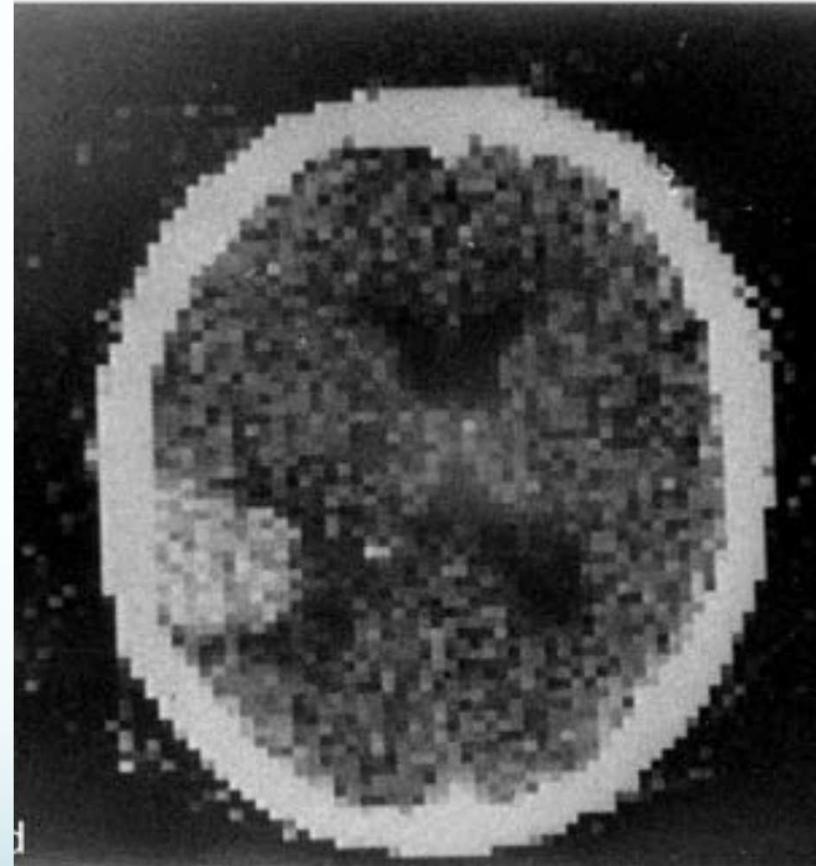


Kalender, *Phys Med Biol*, 2006

Forte croissance du nombre d'examens CT

- USA 1995 – 2005 : + 250 %
Lauer, *N Engl J Med*, 2009
- France 2002 – 2007 : + 26 %
Rapport INVS/IRSN 2010
- 1974 : 60 scanners installés dans le monde
- 2006 : 45000 scanners !

1972 : un crâne en 30 minutes



2010 : un thorax en 3 secondes



La dose augmente

Dose efficace individuelle
moyenne d'origine médicale en
France en 2007

1,3 mSv

+57 % / 2002

Scanographie

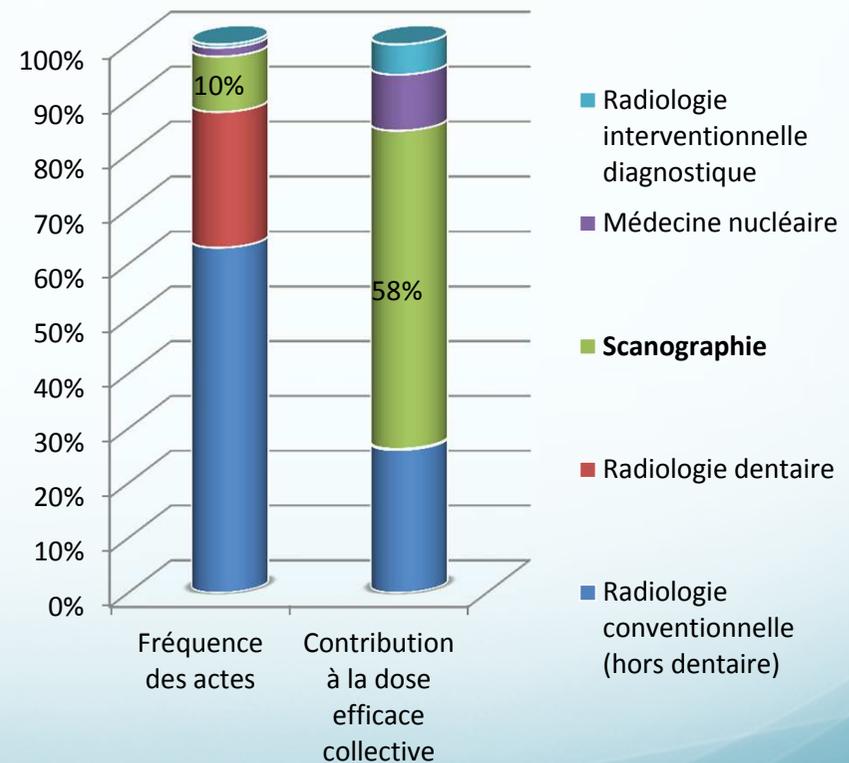
10 % des actes

58 % D_{eff} collective

Rapport préliminaire 2013 Dose
Datamed 2 (36 pays européens)

52 % D_{eff} collective

Fréquence des actes et dose efficace collective
en France en 2007



D'après Etard *et al*, *Rapport IRSN/InVS*, 2010



Repères

Le magazine d'information de l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire **IRSN**

N°10
août 2011

FAITS & PERSPECTIVES

La recherche de l'IRSN
à l'écoute de la
société civile

ENJEUX & STRATÉGIE

Le réseau Téléray
se modernise

DÉBAT

Quelle
transparence
après
Fukushima ?

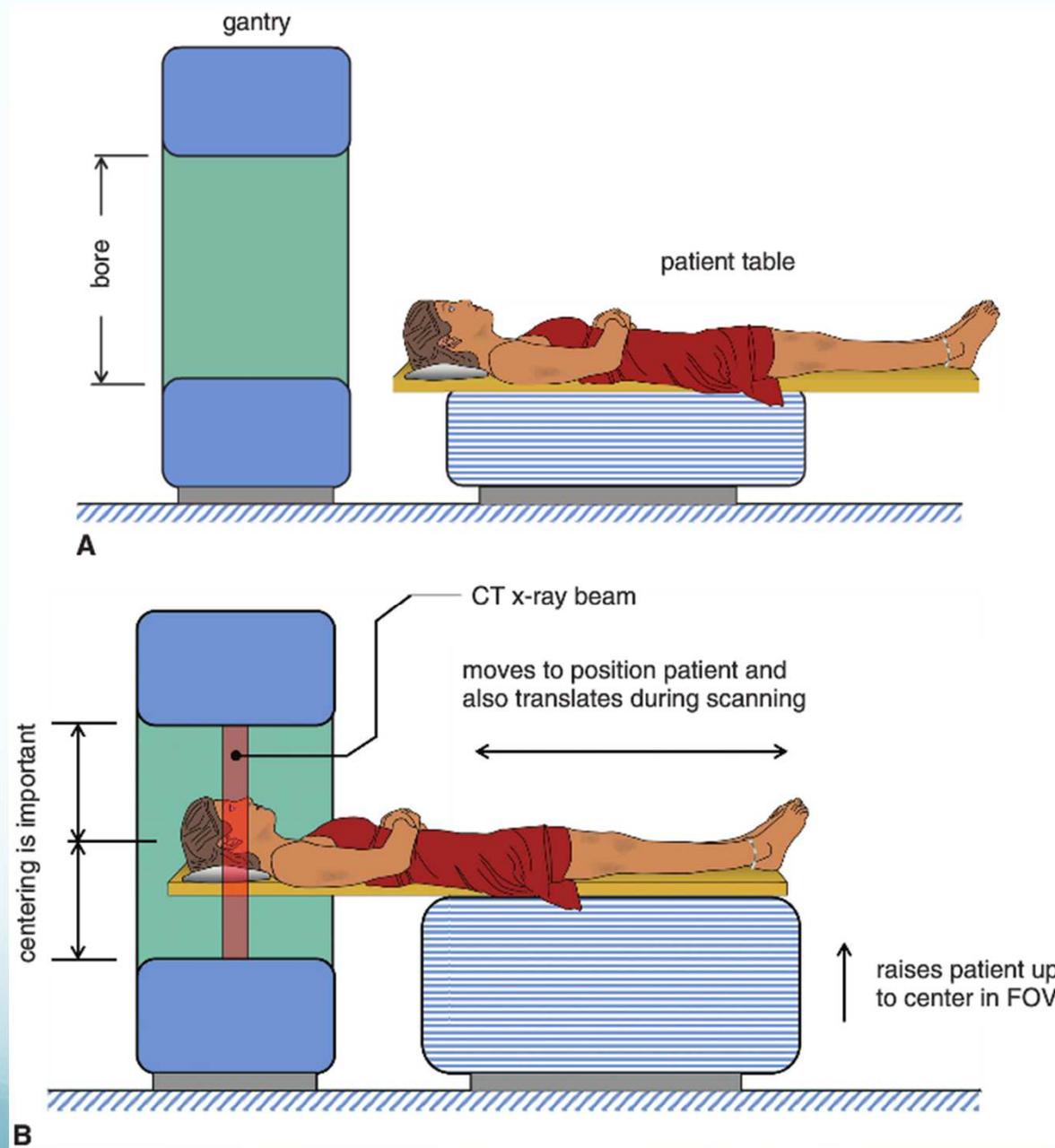
DOSSIER

Radioprotection pédiatrique

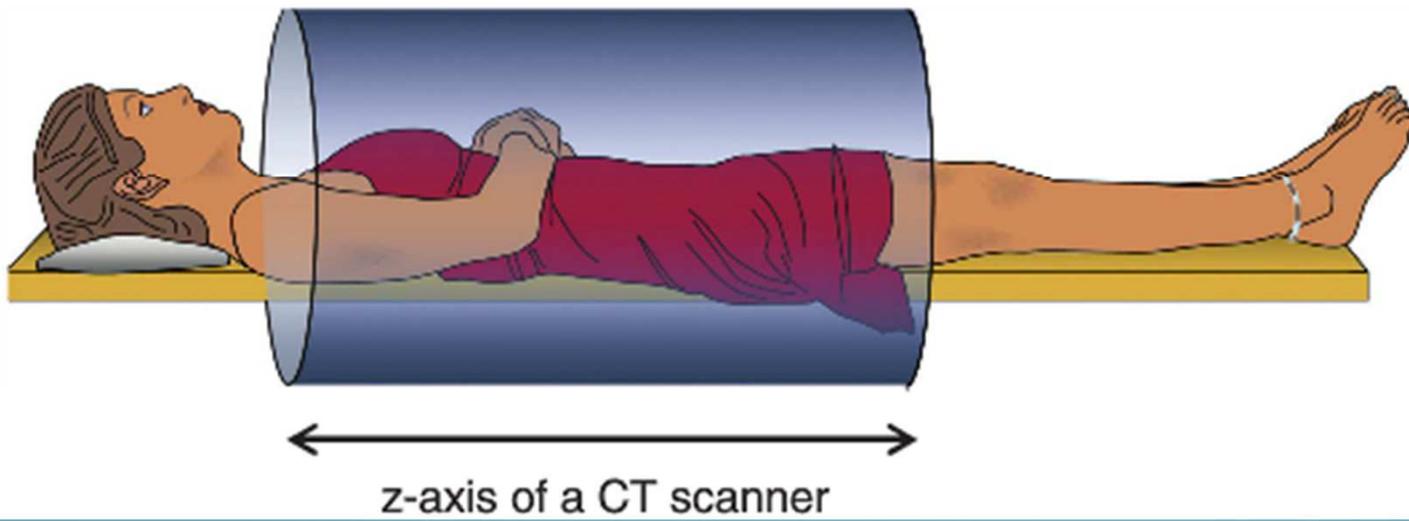
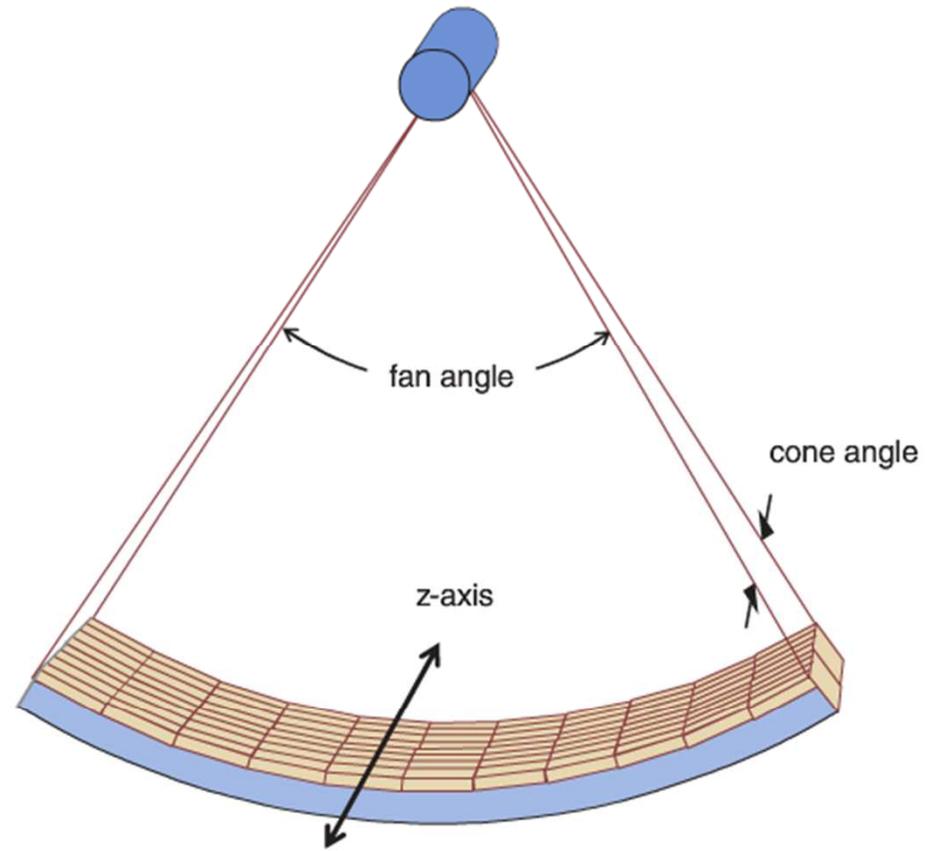
La **DOSE** en ligne de mire



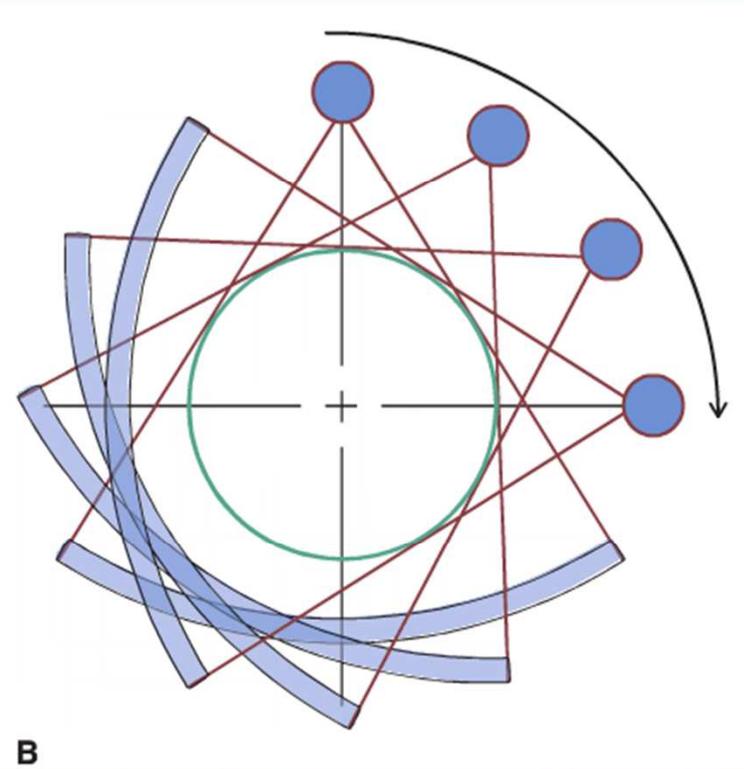
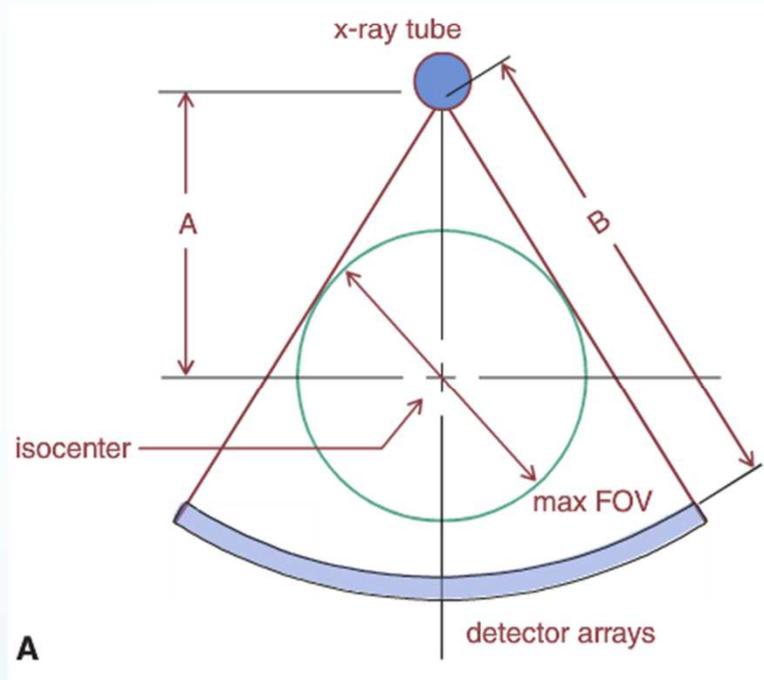
La géométrie



J.T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*, 3rd ed. (Lippincott, Williams & Wilkins, 2012)

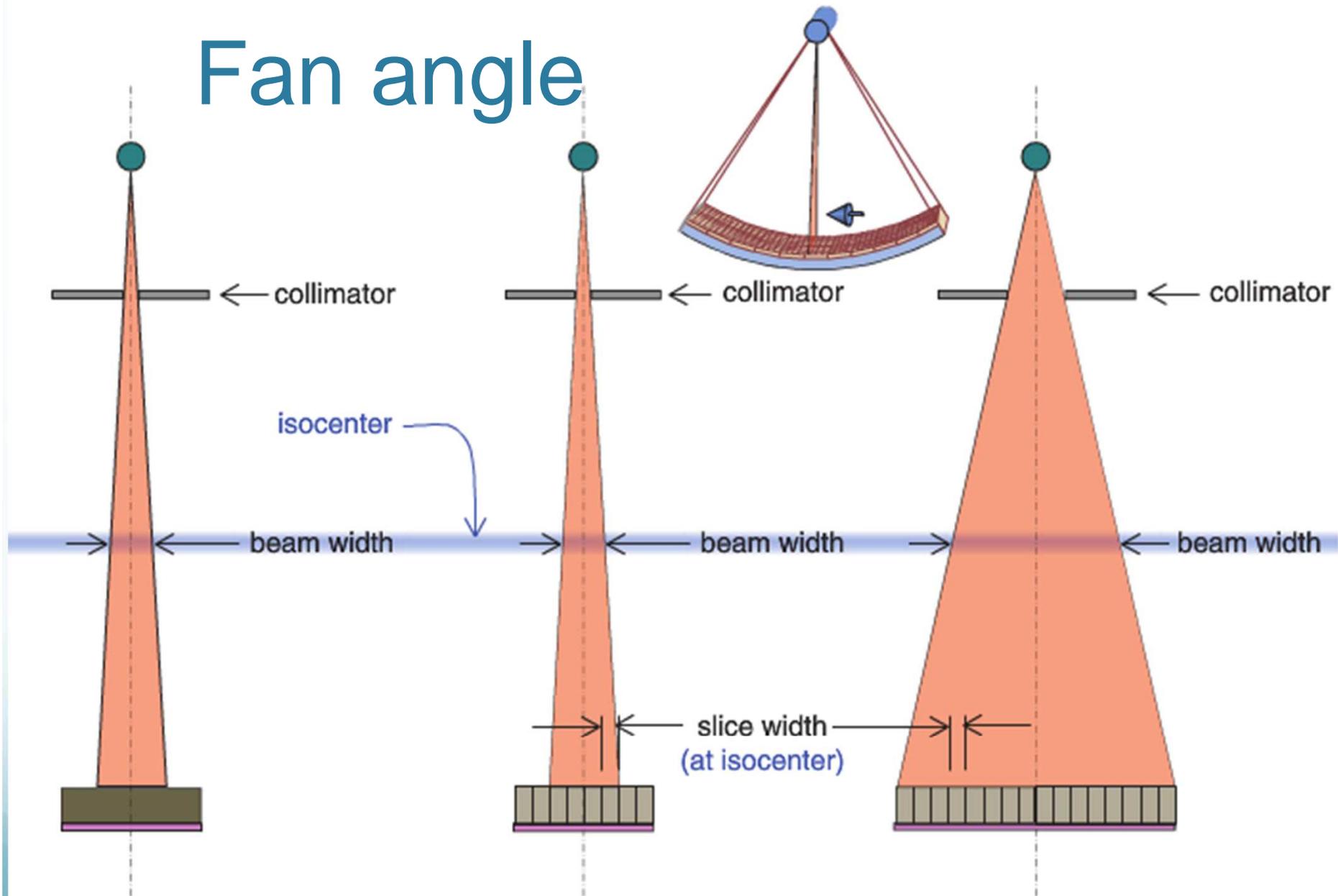


Cone angle



J.T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*,
3rd ed. (Lippincott, Williams & Wilkins, 2012)

Fan angle

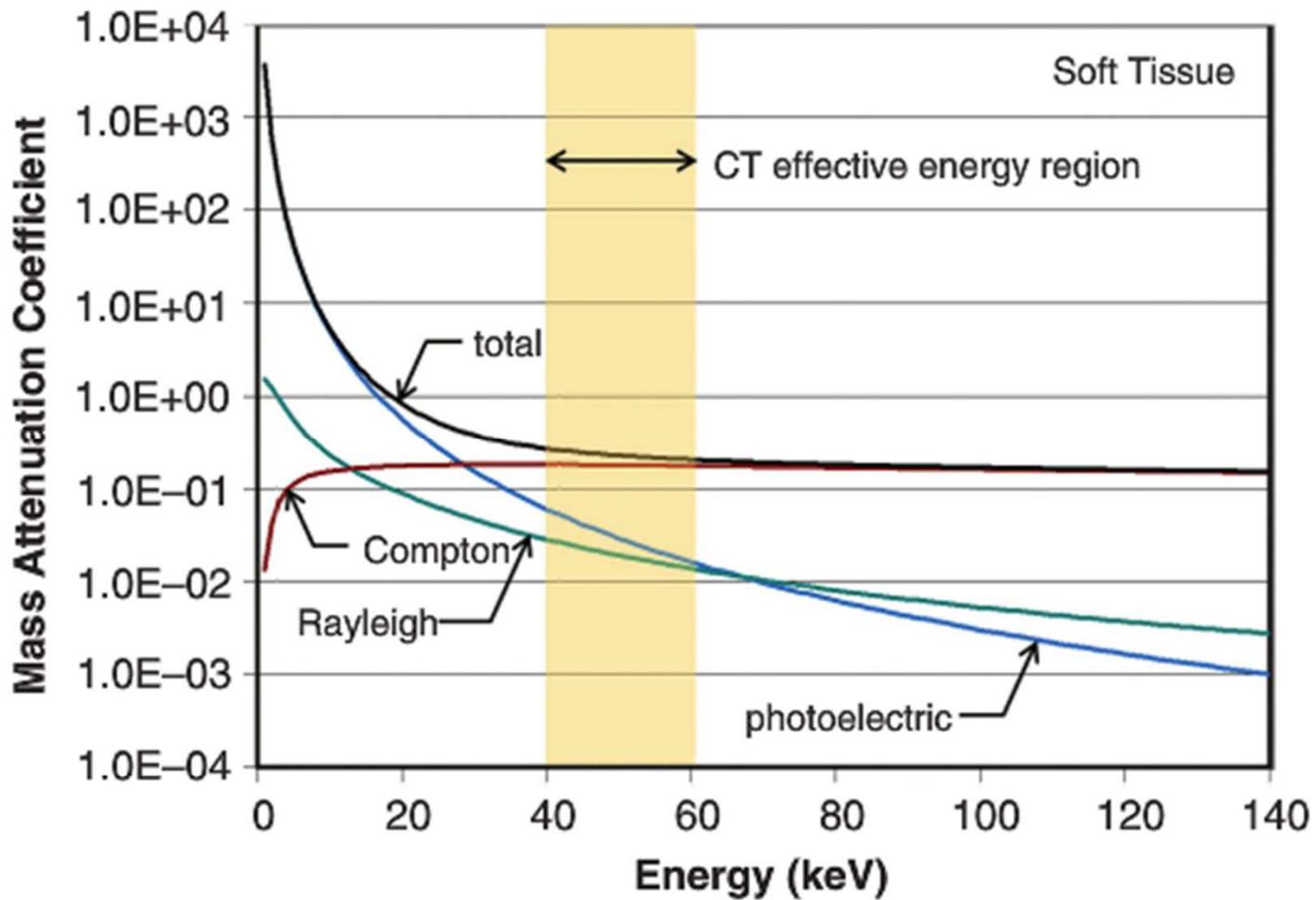


A. single array CT

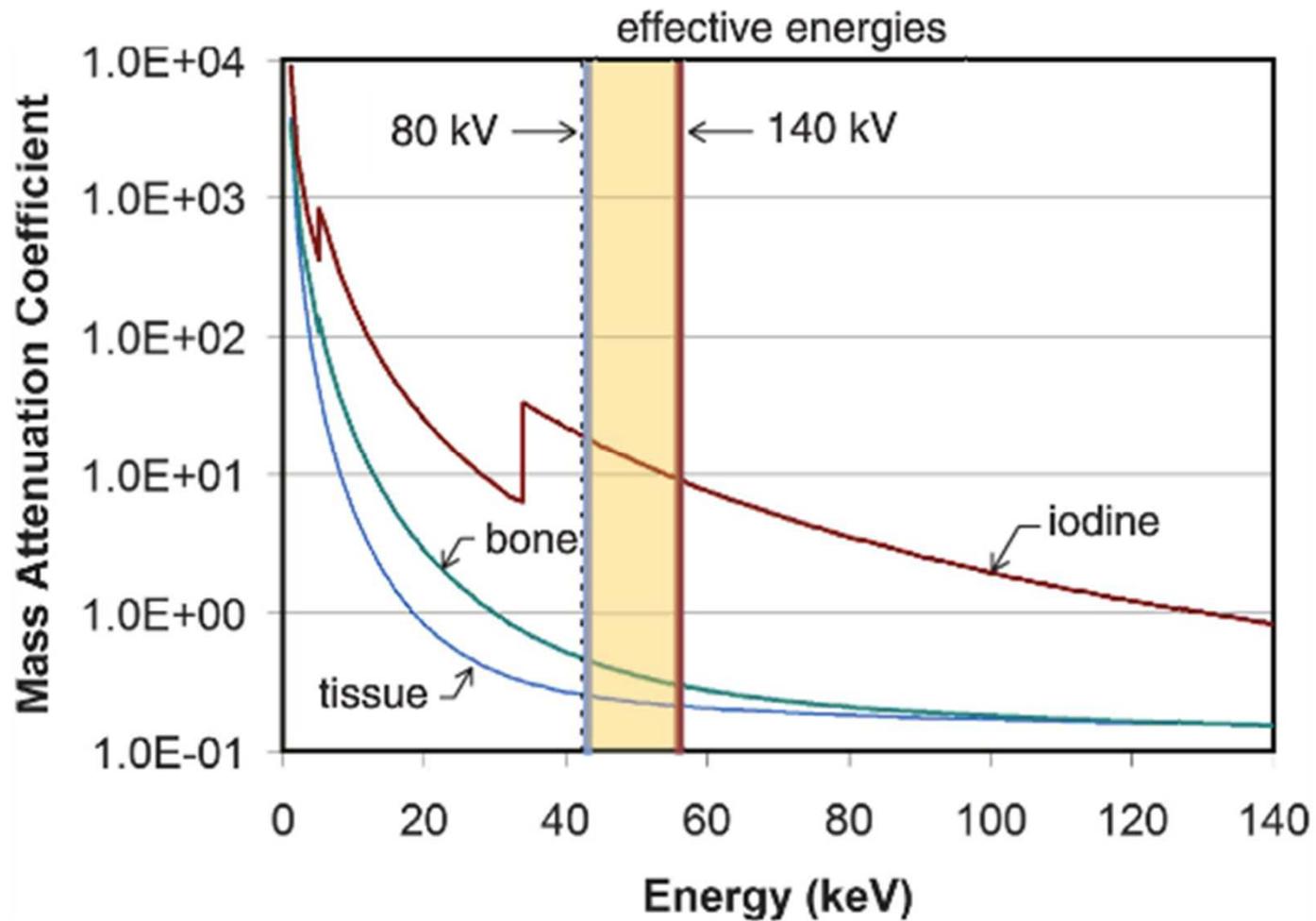
B. multiple detector CT

C. cone beam CT

Le faisceau

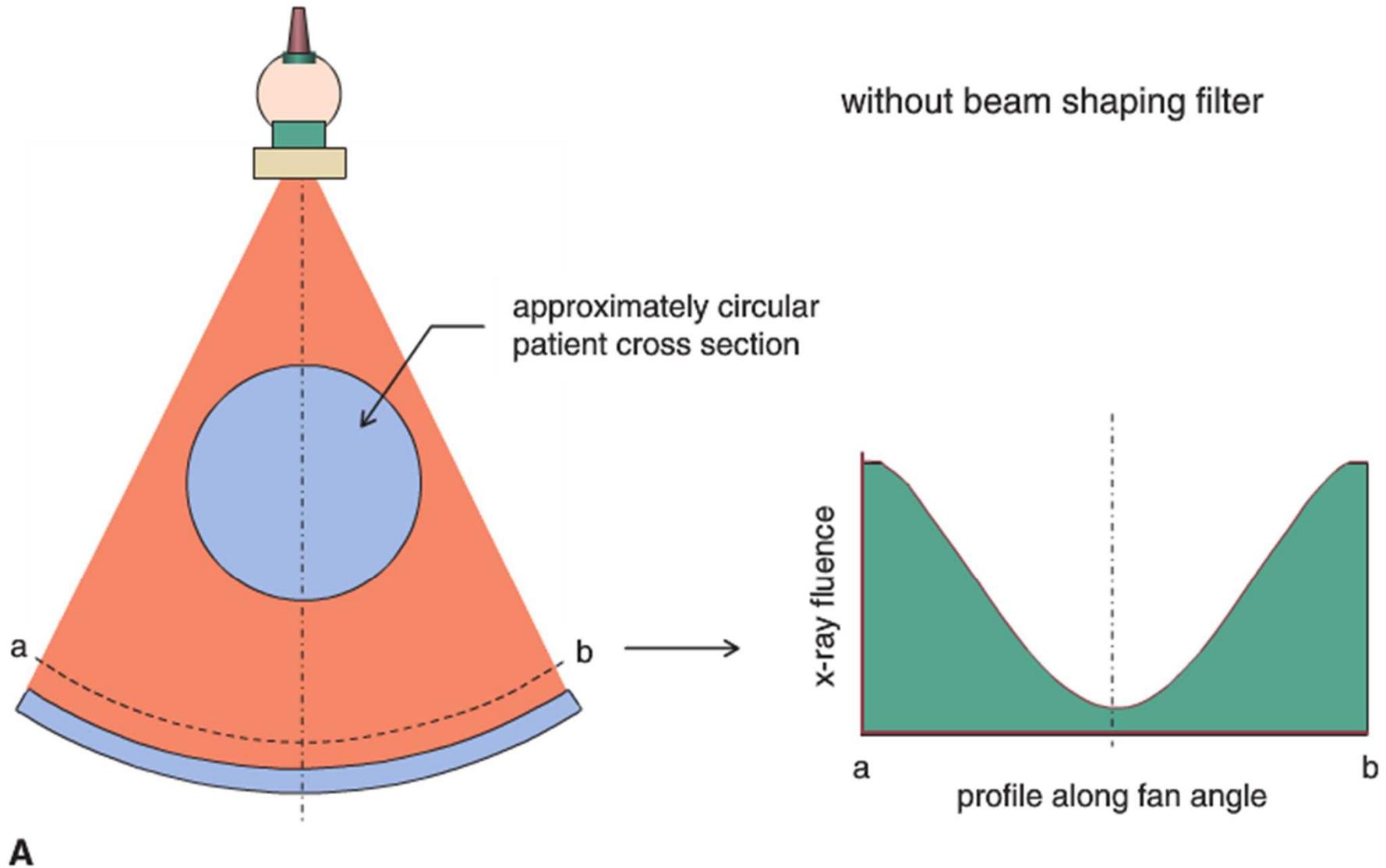


J.T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*, 3rd ed. (Lippincott, Williams & Wilkins, 2012)

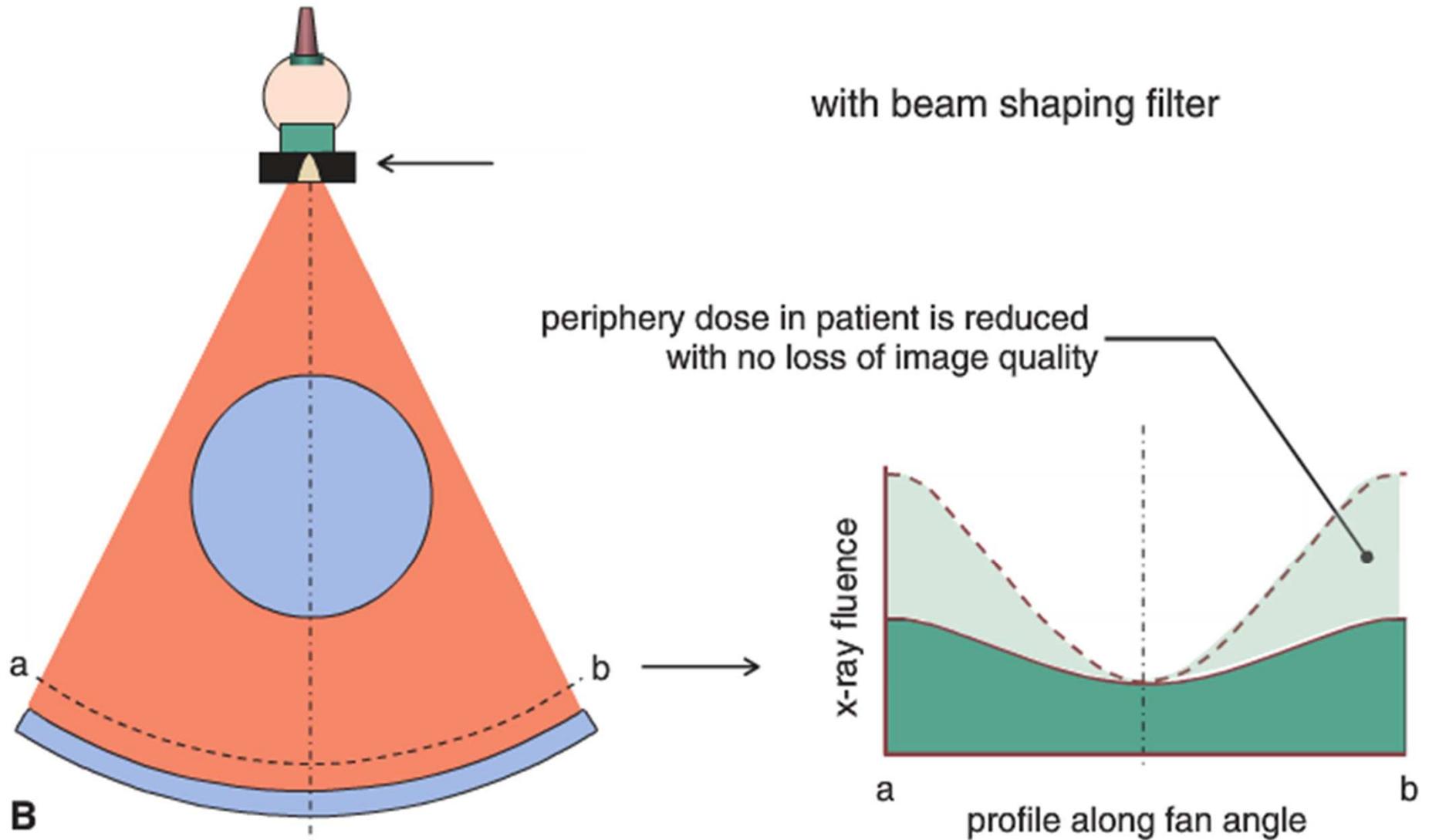


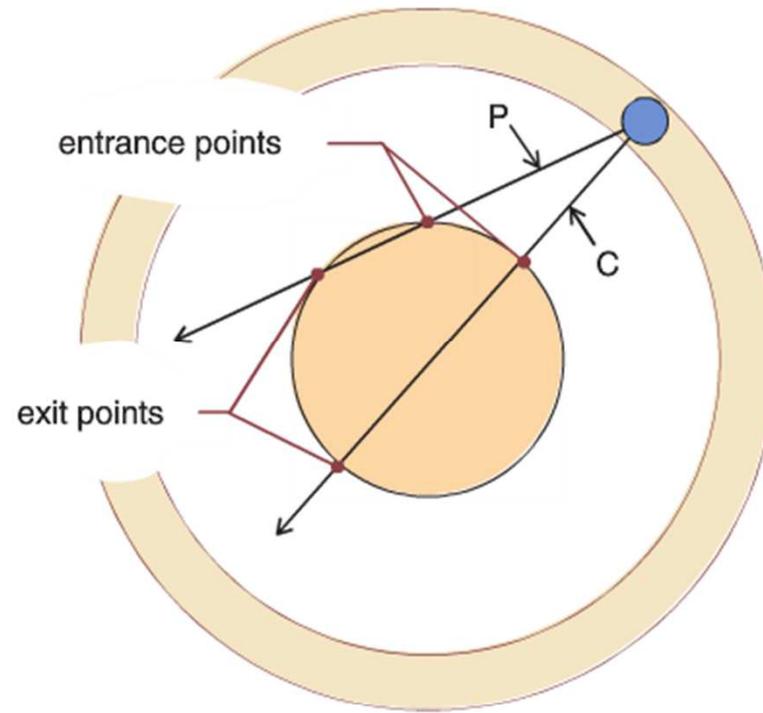
La filtration

Filtre papillon

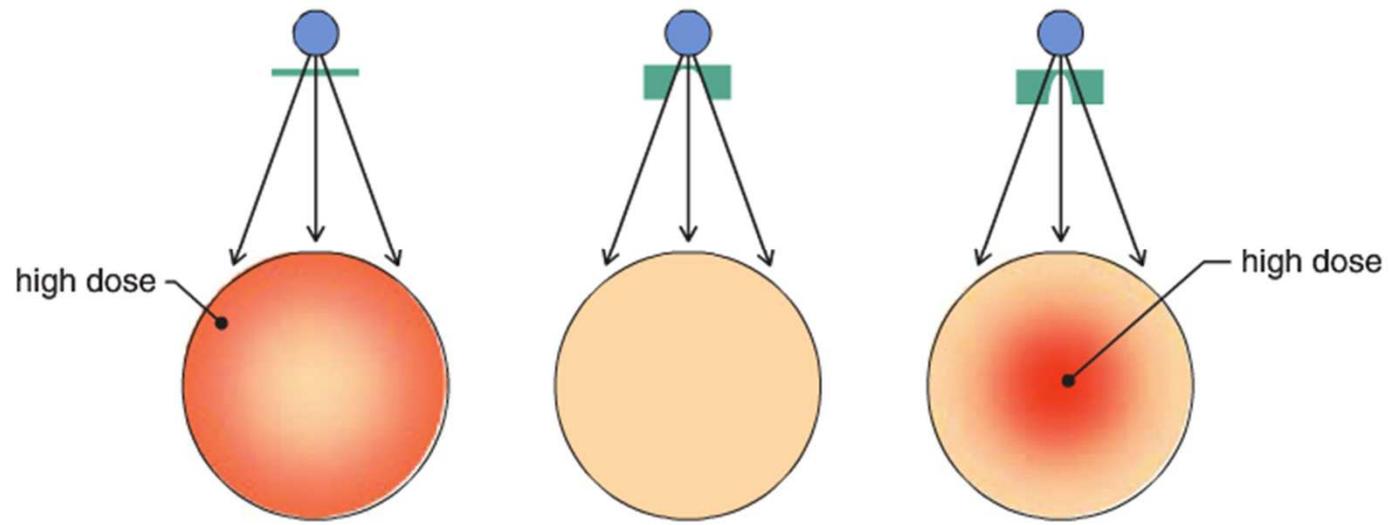


Filtre papillon





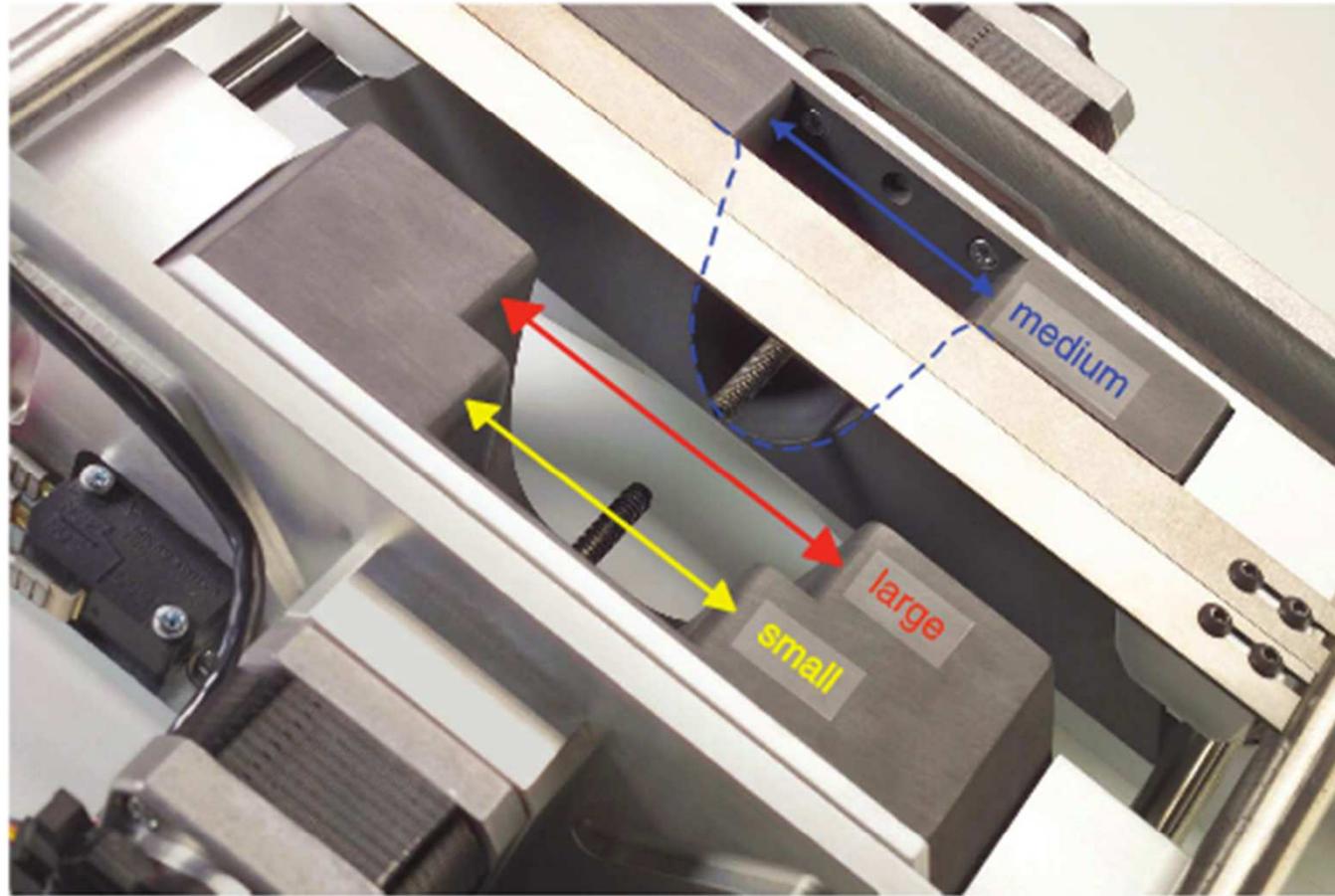
A. Central (c) and peripheral (p) rays



B. no bow tie

C. ideal bow tie

D. Small bow tie



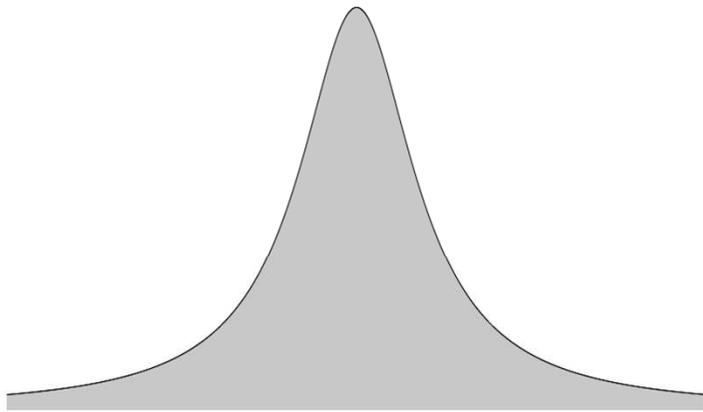
C

J.T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*,
3rd ed. (Lippincott, Williams & Wilkins, 2012)

Indicateurs dosimétriques de référence

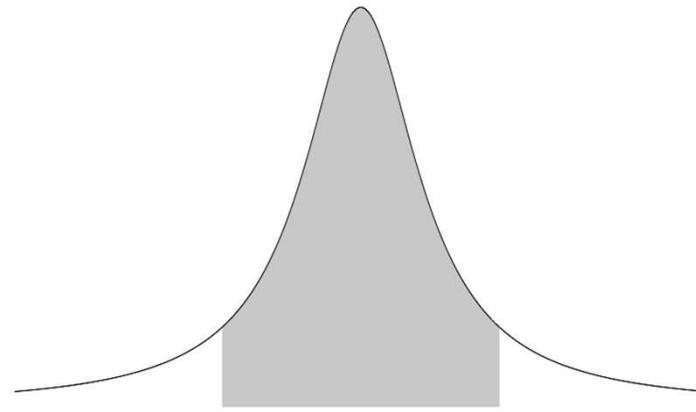
CTDI

En théorie



$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z).dz$$

En pratique



$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{+50} D(z).dz$$



$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} D(z) dz$$



Max dose

Chambre
d'ionisation

z

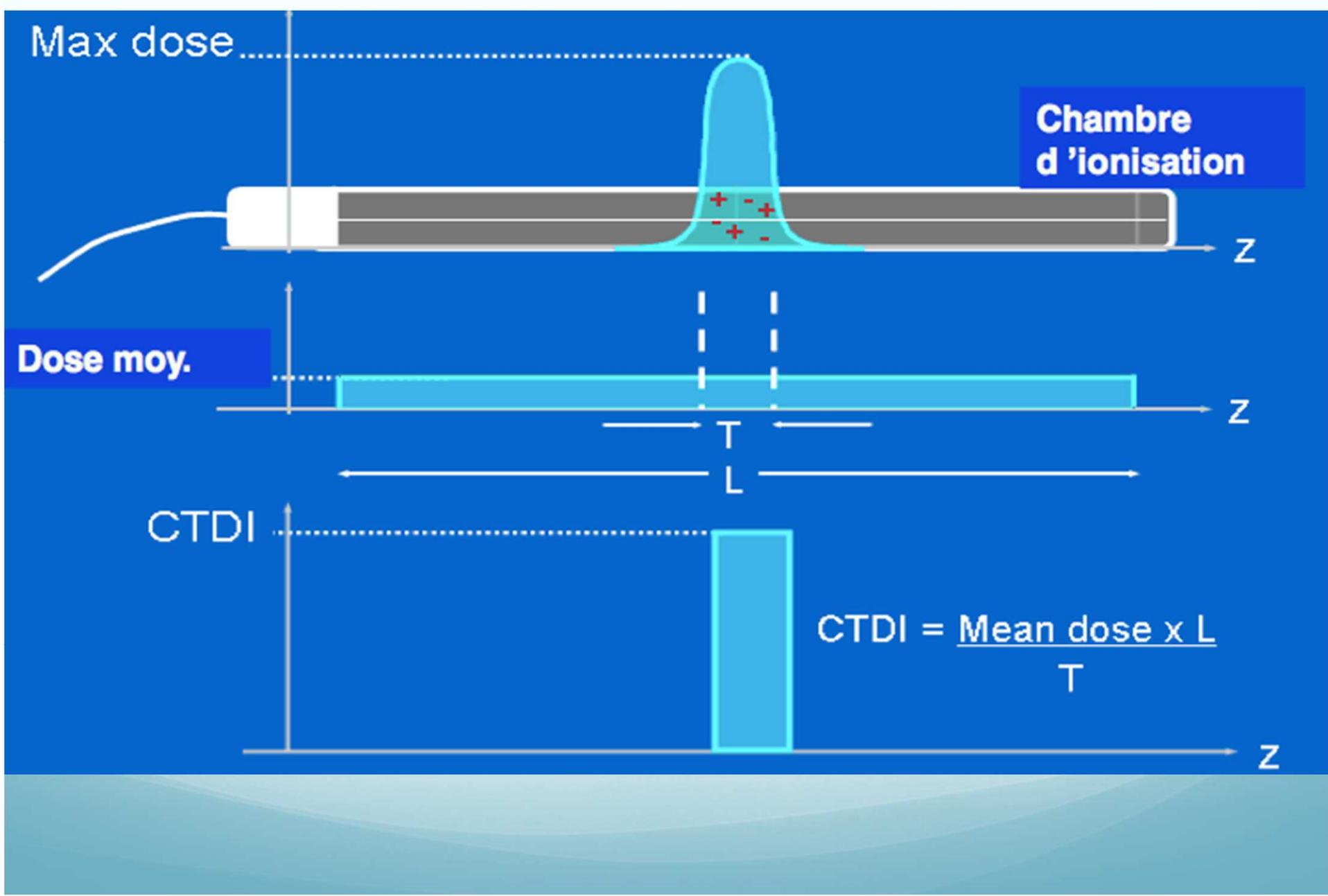
Dose moy.

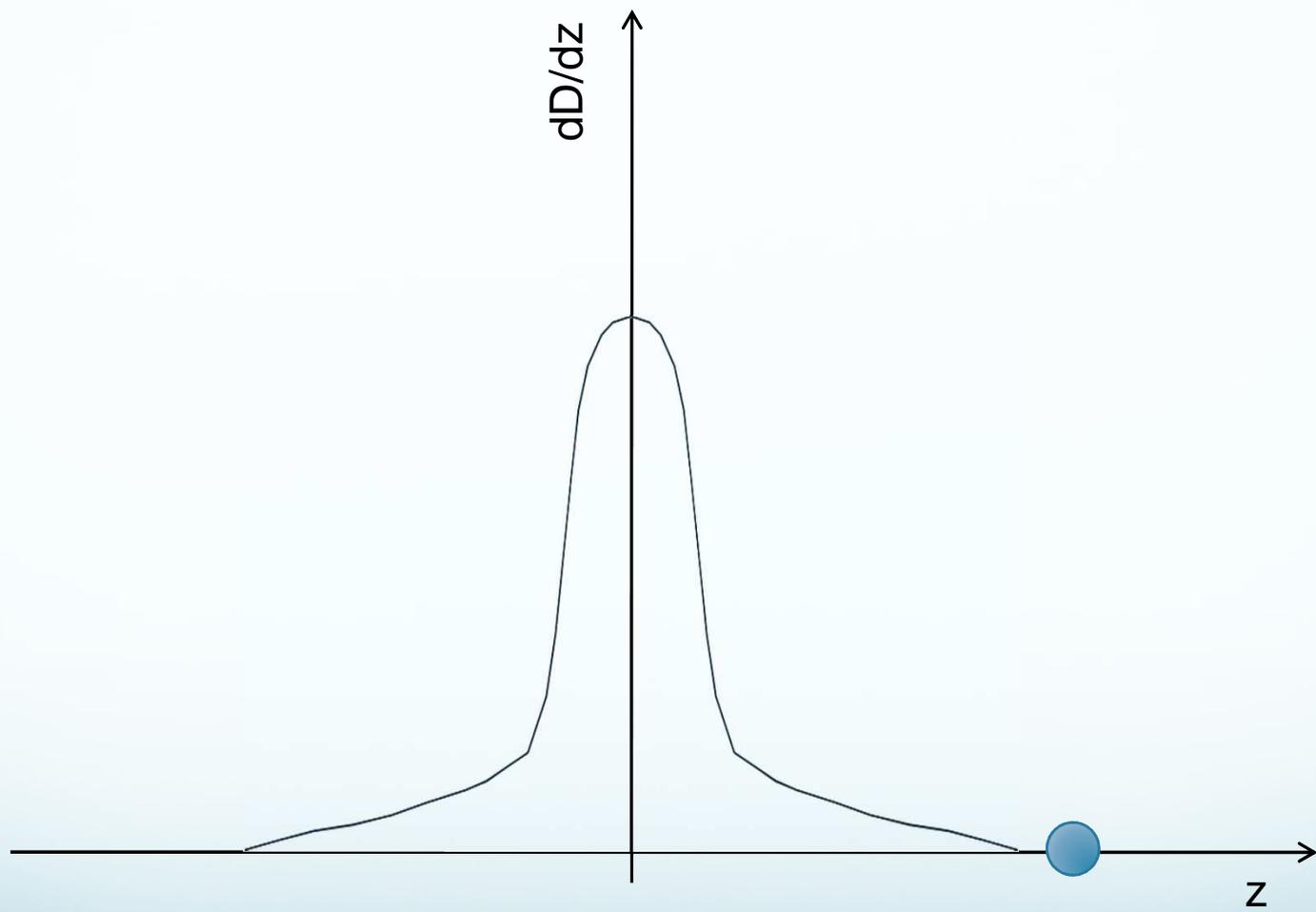
z

CTDI

z

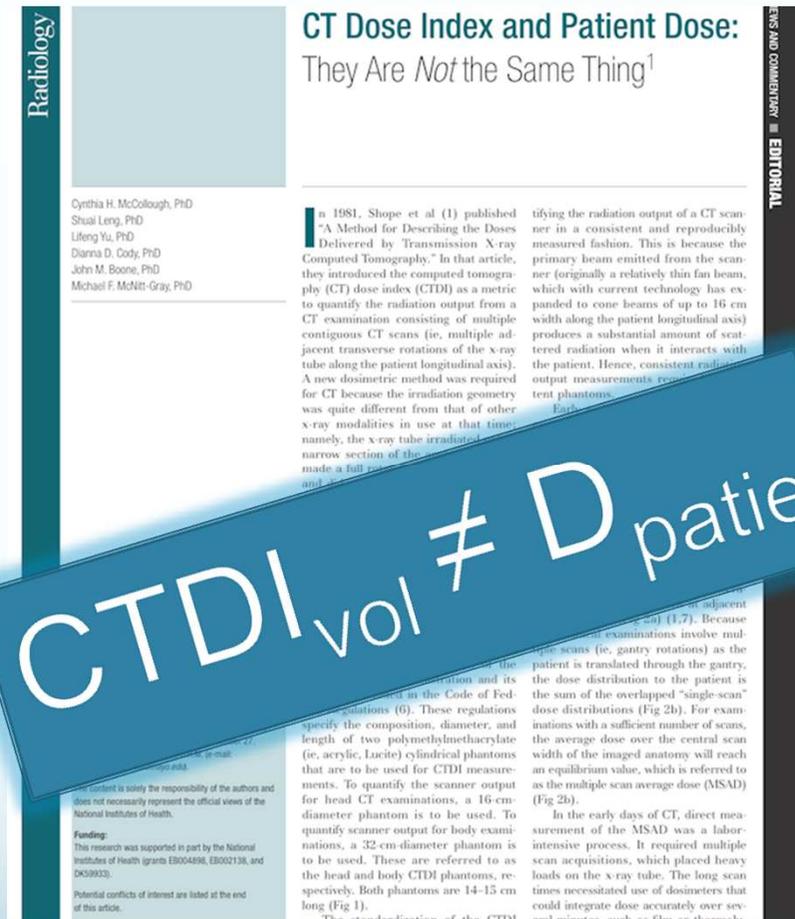
$$\text{CTDI} = \frac{\text{Mean dose} \times L}{T}$$





Confusion entre CTDI et dose

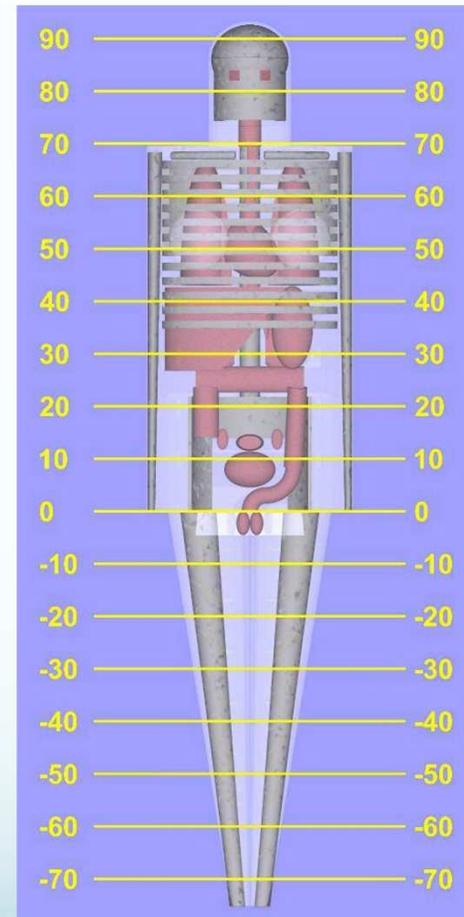
- $CTDI_{vol}$
 - dose moyenne dans un cylindre de Plexiglas (\varnothing 16 ou 32 cm), au centre du champ longitudinal exploré
 - quantité de rayonnement émise par rotation du tube X
- Produit dose-longueur
 - $DLP = CTDI_{vol} \times L_{exp}$
 - Quantité de rayonnement émise durant l'ensemble de l'acquisition
 - Indicateur de l'énergie totale déposée
- Permet de comparer les machines ou les protocoles entre eux
- Indépendant de la morphologie du patient



McCollough et al, *Radiology* (2011)

Méthodes d'estimation de dose indépendantes de la morphologie du patient

- Simulations Monte Carlo sur fantômes numériques anthropomorphes
- Cristy et Eckermann, *ORNL report*, 1987



Facteurs k
dose efficace normalisée E_{DLP}

Simulation d'examens type sur fantôme type Cristy

→ Coefficients de conversion DLP vers E

Rapport EUR 16962 (1999),
Schrimpton, rap. NRPB 2004

→ « Homme standard »

Huda et al, *Radiology* 2008
Rapport AAPM 96 (2008)
Deak et al, *Radiology* 2010

→ 2 sexes, enfants, scanners récents...

E_{DLP} (mSv.mGy⁻¹.cm⁻¹)

Région explorée	nouveau né	1 an	5 ans	10 ans	Adulte
Tête et cou	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Tête	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Cou	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Thorax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdomen-Pelvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tronc	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

- Méthode la plus utilisée en pratique clinique
- Également pour de nombreuses études épidémiologiques:

Brenner *et al*, Am J Roent 2001

Brenner et Hall, NEJM 2007

Fazel *et al*, NEJM 2009

Lauer, perspective NEJM 2009

Berrington de González *et al*, Arch Intern Med 2009

Smith-Bindman *et al*, Arch Intern Med 2009

Mathews *et al*, BMJ 2013

Dose efficace

- Conçue pour fournir un chiffre unique **proportionnel au détriment radiobiologique** d'une exposition aux rayonnements ionisants

- Permet une **comparaison aisée** des risques associés à des distributions spatiales de dose différentes produites par des techniques d'imagerie différentes

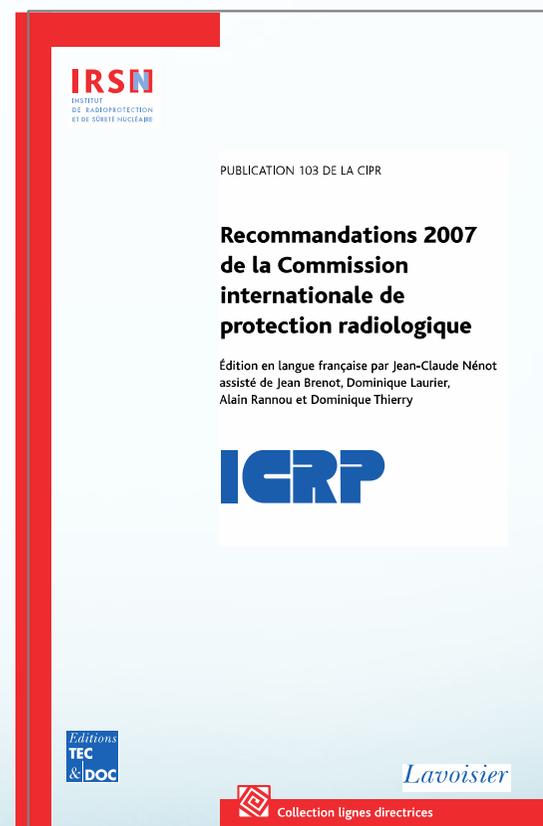
$$E = \sum_T w_T H_T$$

4.3.5. Détermination de la dose efficace

« Cette façon de moyenner implique que l'application de cette approche se limite à la détermination de la dose efficace dans le cadre de la protection radiologique, et qu'en particulier elle **[la dose efficace] ne peut pas être utilisée pour l'évaluation d'un risque individuel** »

4.4.6. Champ d'application de la dose efficace

« ...il n'est pas recommandé de **l'utiliser pour des évaluations épidémiologiques**, ni pour des recherches rétrospectives spécifiques et détaillées sur l'exposition et le risque individuel. En revanche, **c'est la dose absorbée qui doit être utilisée** avec les données les plus appropriées sur l'efficacité biologique et sur les facteurs de risque. **Les doses dans les organes et les tissus, non les doses efficaces, sont nécessaires pour évaluer la probabilité d'induction d'un cancer chez des individus exposés.** »



Distributions de dose précalculées

IMPACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 1.0.4 27/05/2011

Scanner Model:

Manufacturer: Philips

Scanner: Philips Brilliance 64 or 40

kV: 120

Scan Region: Head

Data Set: MCSET21 Update Data Set

Current Data: MCSET21

Scan range

Start Position: 42.5 cm Get From Phantom Diagram

End Position: 64 cm Get From Phantom Diagram

Acquisition Parameters:

Tube current: 400 mA

Rotation time: 0.5 s

Spiral pitch: 0.924

mAs / Rotation: 200 mAs

Effective mAs: 216.4502 mAs

Collimation: 40 mm

Rel. CTDI: Lookup 0.75 at selected collimation

CTDI (air): Lookup 16.1 mGy/100mAs

CTDI (soft tissue): 17.2 mGy/100mAs

nCTDI_w: Lookup 12.3 mGy/100mAs

Organ weighting scheme: ICRP 103

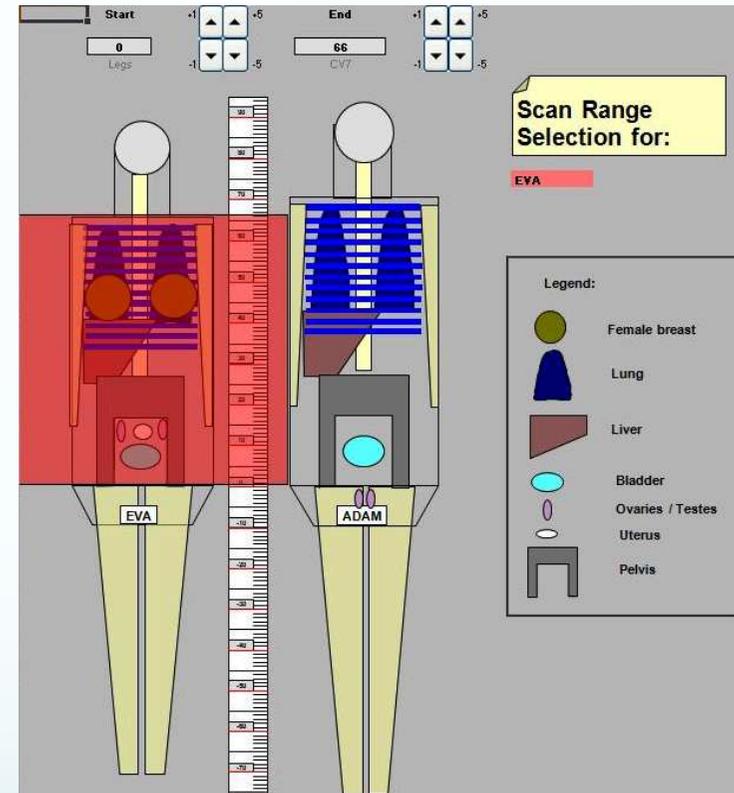
CTDI_w: 24.7 mGy

CTDI_{vol}: 26.7 mGy

DLP: 574 mGy.cm

Organ	w _T	H _T (mGy)	w _T ·H _T
Gonads	0.08	0.015	0.0012
Bone Marrow	0.12	4.2	0.5
Colon	0.12	0.12	0.014
Lung	0.12	18	2.1
Stomach	0.12	2	0.24
Bladder	0.04	0.0076	0.0003
Breast	0.12	15	1.8
Liver	0.04	3.3	0.13
Oesophagus (Thymus)	0.04	21	0.85
Thyroid	0.04	1.3	0.051
Skin	0.01	2.8	0.028
Bone Surface	0.01	7.7	0.077
Brain	0.01	0.057	0.00057
Salivary Glands (Brain)	0.01	0.057	0.00057
Remainder	0.12	4.5	0.54
Not Applicable	0	0	0
Total Effective Dose (mSv)			6.4

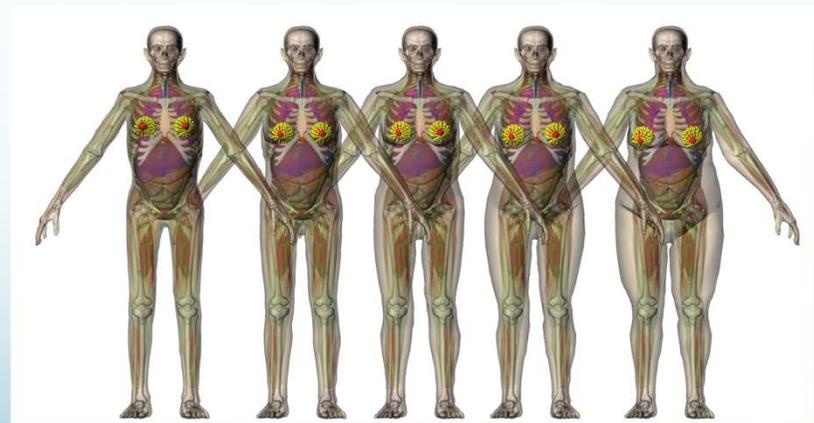
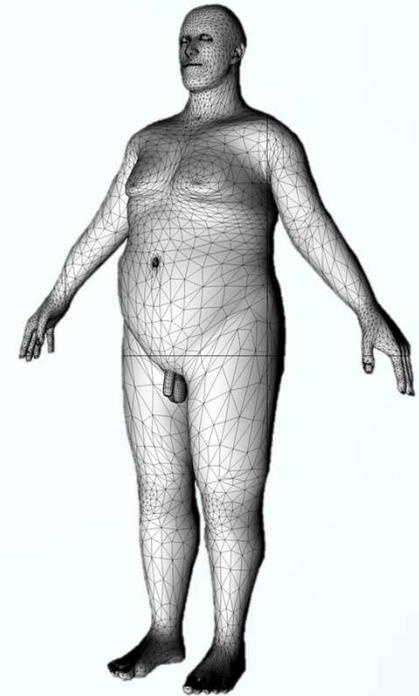
Remainder Organs	H _T (mGy)
Adrenals	4.1
Small Intestine	0.13
Kidney	0.8
Pancreas	2.8
Spleen	2.3
Thymus	21
Uterus / Prostate (Bladder)	0.017
Muscle	3
Gall Bladder	1
Heart	18
ET region (Thyroid)	1.3
Lymph nodes (Muscle)	3
Oral mucosa (Brain)	0.057
Other organs of interest	H_T (mGy)
Eye lenses	0.04
Testes	0.0019
Ovaries	0.029
Uterus	0.027
Prostate	0.0076



- Logiciels développés depuis les années 1990
 - CTDosimetry
 - CT-Expo
 - OrgDose
 - ImpactDose
 - VirtualDoseCT
 - EffDose, CTDOSE (plus disponibles)
- Adaptation aux paramètres d'examens

VirtualDoseCT™

- Commercialisé récemment par Virtual Phantoms, Albany, NY USA
- Bibliothèque de fantômes très développée (25 modèles)
- Liu, Ding et Xu, *Med Phys* 2012



VirtualDose™ CT
A product of Virtual Phantoms, Inc.

Limitations

- Variations morphologiques des patients
- Positionnement et centrage des patients
- Modulation du courant de tube (TCM)
- Over-ranging
- Nouvelles techniques
 - Cone-Beam CT
 - Bi-énergie
 - VOI scanning (VOlume of Interest)

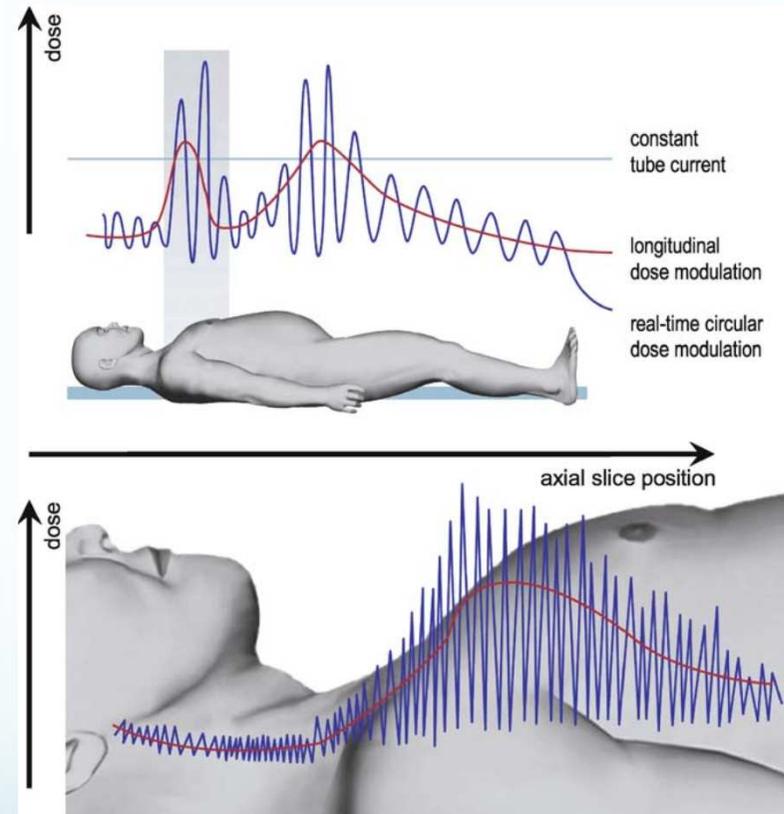


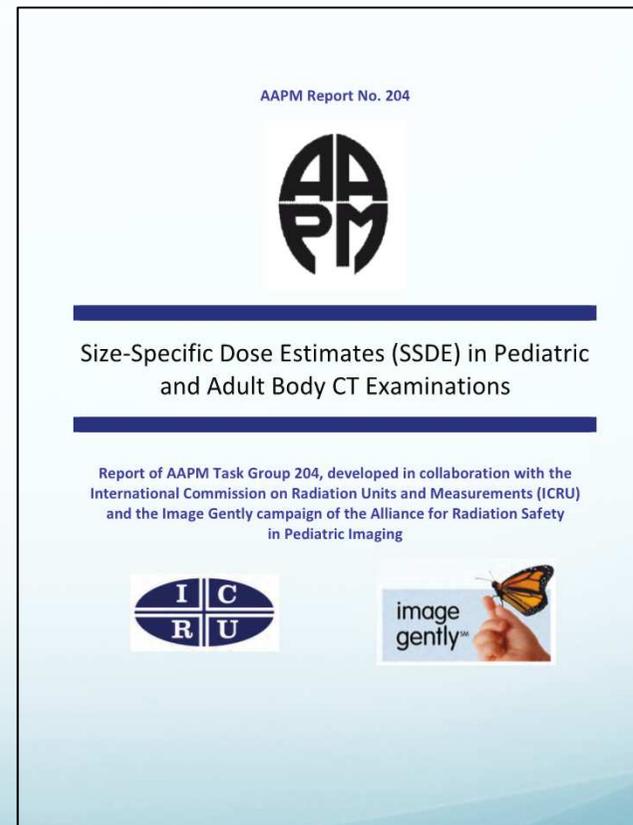
Fig. 11.8. Combination of longitudinal and angular dose modulation (courtesy of Siemens Medical Solutions)

Méthodes d'estimation de dose liées à la morphologie du patient

Estimateur de dose morphologique

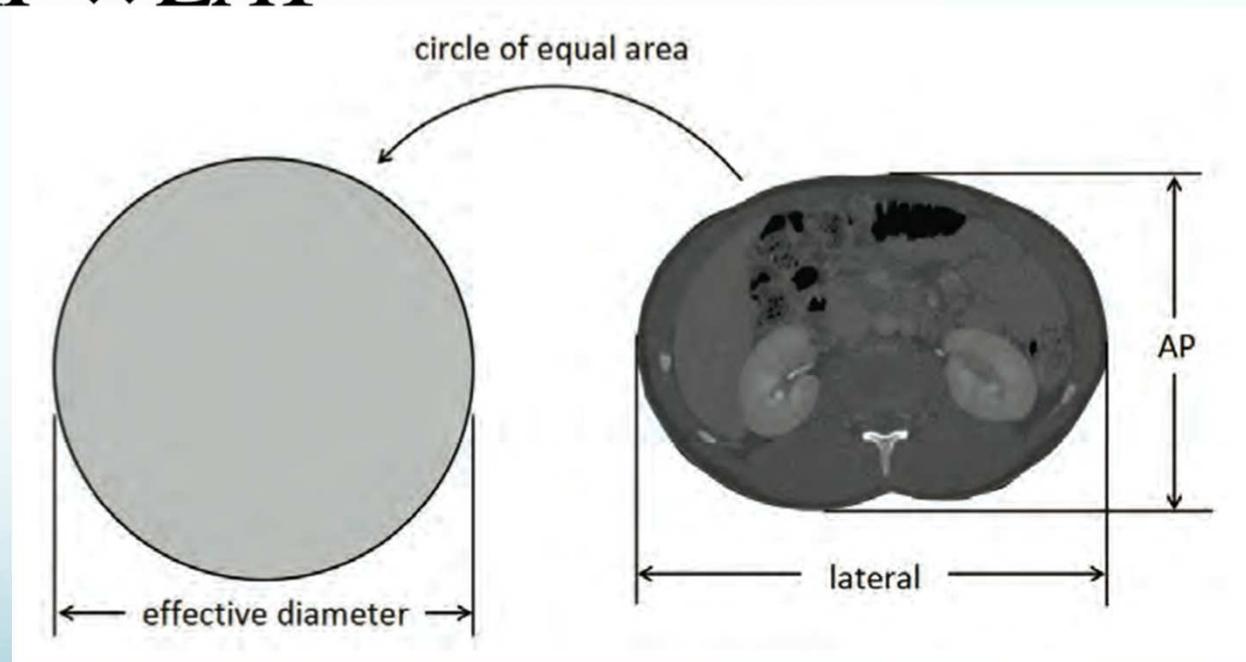
Size-Specific Dose Estimate

- Rapport AAPM n°204 publié en 2011
- « Estimateur » de la dose moyenne dans une coupe transverse du patient
- Prends en compte la morphologie du patient
- Basé sur la correction du $CTDI_{vol}$ par un facteur dépendant des dimensions transverses du patient



SSDE : diamètre effectif

$$Dia_{eff} = \sqrt{AP \times LAT}$$



Méthode

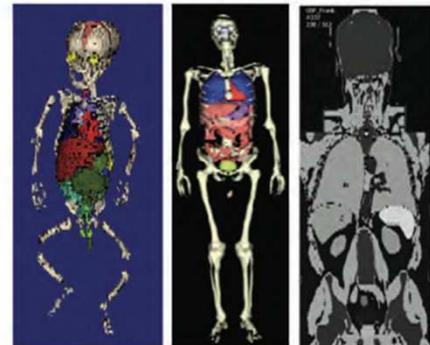
- Mesures et simulations Monte Carlo menées sur différents types de fantômes pour différentes tailles
- 4 groupes de travail
 - Fantômes anthropomorphes physiques
 - Fantômes cylindriques physiques
 - Fantômes anthropomorphes voxelisés
 - Fantômes cylindriques mathématiques
- Scanners des 4 constructeurs principaux et 4 tensions tube



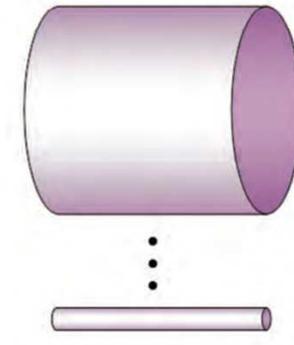
A. Physical Anthropomorphic Phantoms
(McCollough and collaborators, Mc)



B. Cylindrical PMMA phantoms
(Toth and Strauss, TS)



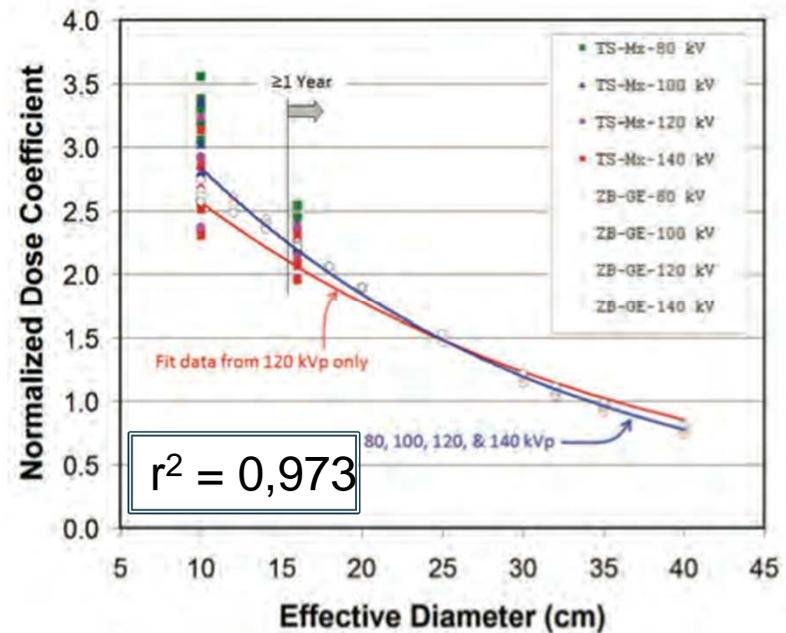
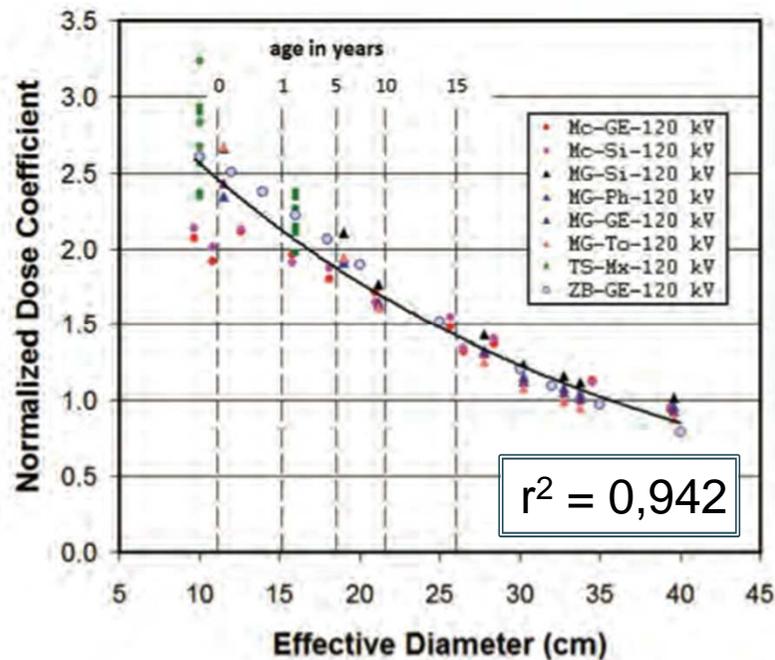
C. Monte Carlo Voxelized Phantoms
(McNitt-Gray and collaborators, MG)



D. Monte Carlo Mathematical Cylinders
(Boone and collaborators, ZB)

Méthode

- Régression exponentielle sur l'ensemble des données
- Accord satisfaisant (se dégrade pour $\text{dia}_{\text{eff}} < 15 \text{ cm}$ soit 1 an)



Facteurs de conversion

- Le rapport fournit les facteurs de conversion pour $CTDI_{vol}$ 16 et 32 cm :

$$SSDE = f \times CTDI_{vol}$$

- Si dimensions AP + LAT non disponibles, tableaux fournis pour AP seul, LAT seul et âge seul (< 18 ans)

Table 1D

Effective Dia (cm)	Conversion Factor
8	2.76
9	2.66
10	2.57
11	2.47
12	2.38
13	2.30
14	2.22
15	2.14
16	2.06
17	1.98
18	1.91
19	1.84
20	1.78
21	1.71
22	1.65
23	1.59
24	1.53
25	1.48
26	1.43
27	1.37
28	1.32
29	1.28
30	1.23
31	1.19
32	1.14
33	1.10
34	1.06
35	1.02
36	0.99
37	0.95
38	0.92
39	0.88
40	0.85
41	0.82
42	0.79
43	0.76
44	0.74
45	0.71

32 cm

Table 2D

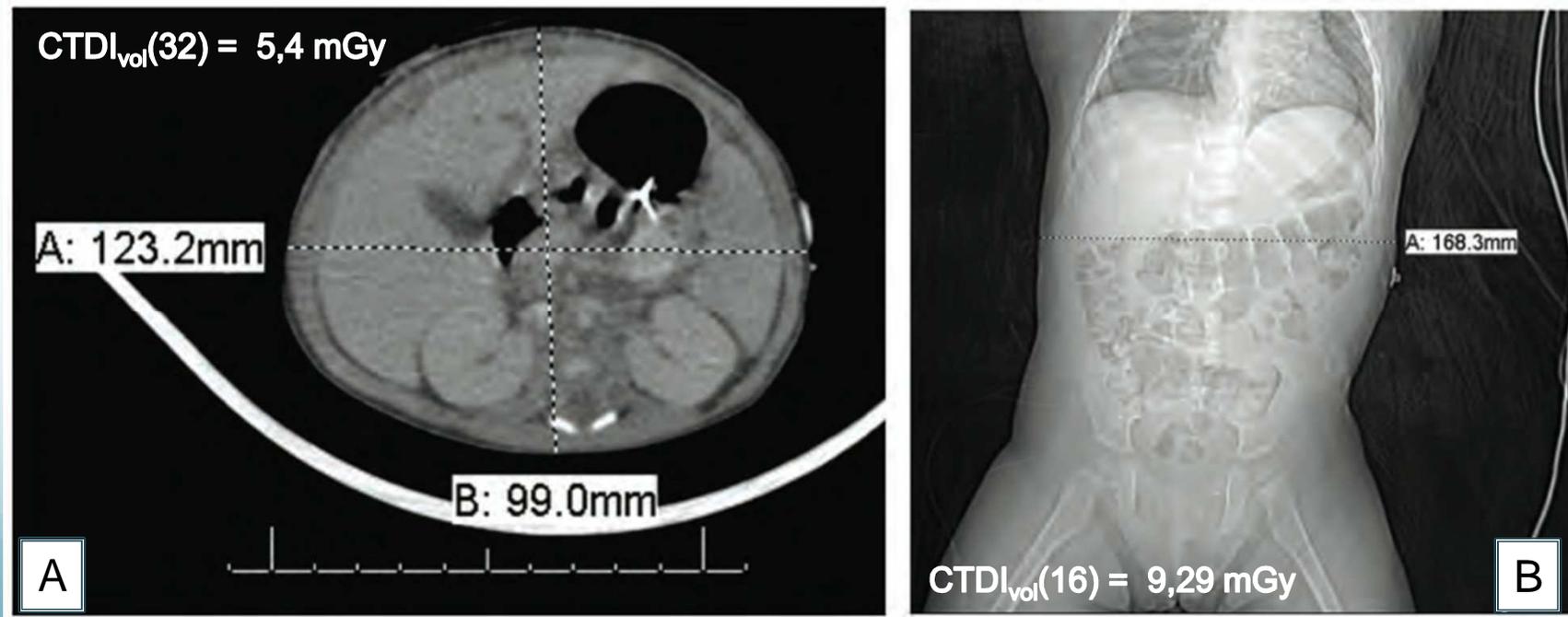
Effective Dia (cm)	Conversion Factor
6	1.49
7	1.43
8	1.38
9	1.32
10	1.27
11	1.22
12	1.18
13	1.13
14	1.09
15	1.05
16	1.01
17	0.97
18	0.93
19	0.90
20	0.86
21	0.83
22	0.80
23	0.77
24	0.74
25	0.71
26	0.69
27	0.66
28	0.63
29	0.61
30	0.59
31	0.56
32	0.54
33	0.52
34	0.50
35	0.48
36	0.47
37	0.45
38	0.43
39	0.41
40	0.40
41	0.38
42	0.37
43	0.35
44	0.34
45	0.33
46	0.32
47	0.30
48	0.29
49	0.28
50	0.27
51	0.26
52	0.25
53	0.24
54	0.23
55	0.22

16 cm

SSDE en pratique

A. Post-scan : AP+LAT = 22,2 cm $\rightarrow f_{32} = 2,5 \rightarrow \text{SSDE} = 13 \text{ mGy}$

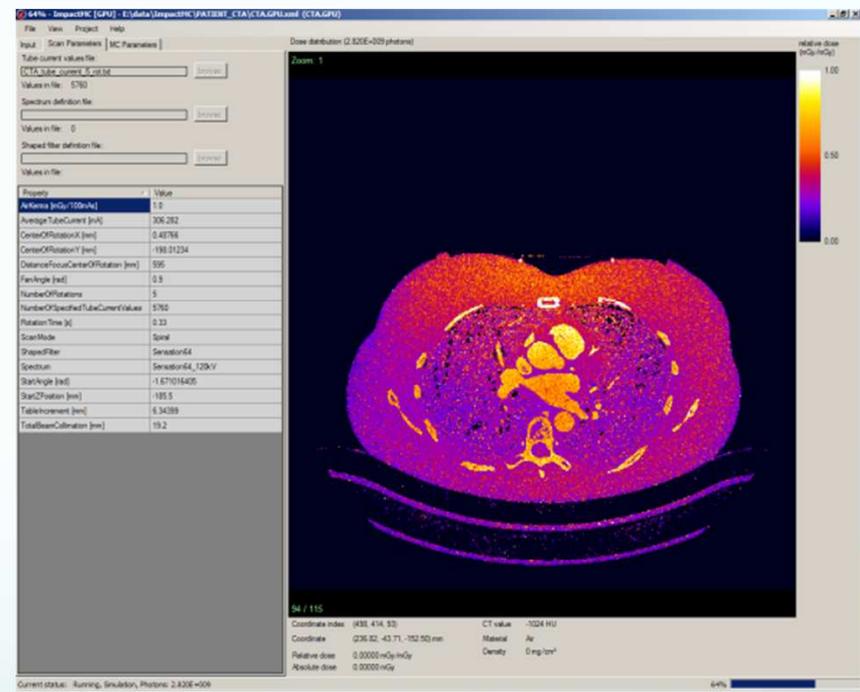
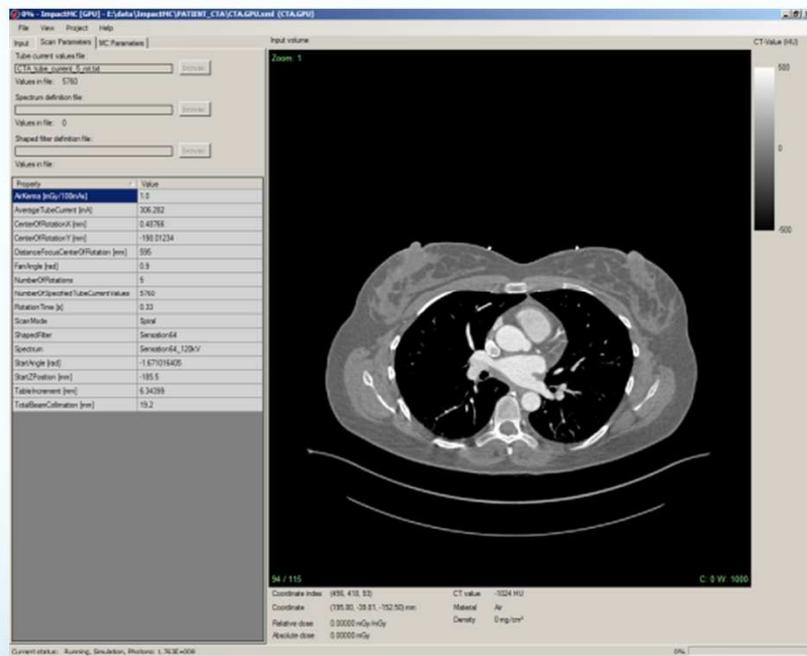
B. Pré-scan : LAT = 16,8 cm $\rightarrow f_{16} = 1,08 \rightarrow \text{SSDE} = 10 \text{ mGy}$



SSDE : Bilan

- Validé sur abdomen et pelvis mais utilisable pour le thorax d'après les auteurs
 - Conçu pour la pédiatrie mais applicable chez l'adulte (obésité, maigreur, grossesse...)
 - Incertitude estimée à 10 – 20 %
 - Ne permet pas l'estimation des doses aux organes
→ **Ne pas utiliser SSDE pour calculer une dose efficace !**
- **Méthode simple et utilisable très facilement en clinique pour estimation de dose *a priori* ou *a posteriori***

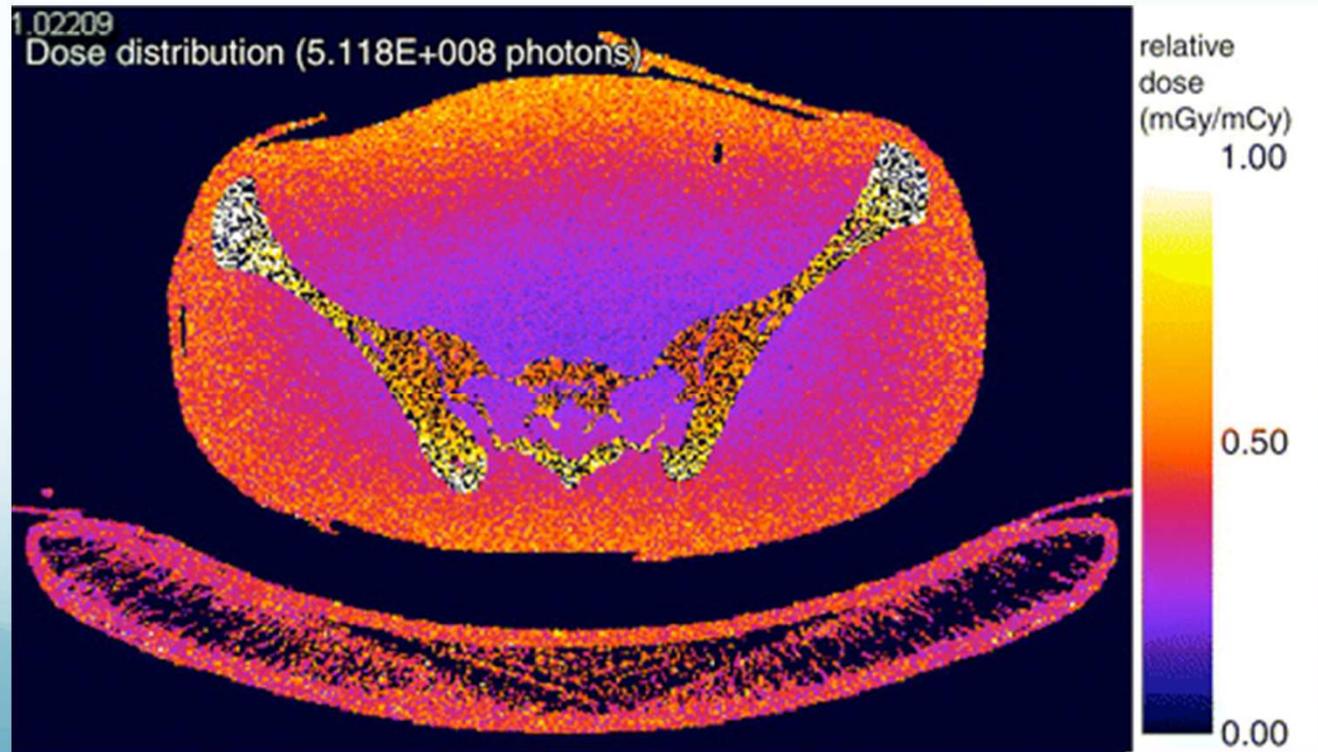
Simulation Monte Carlo



Objectifs

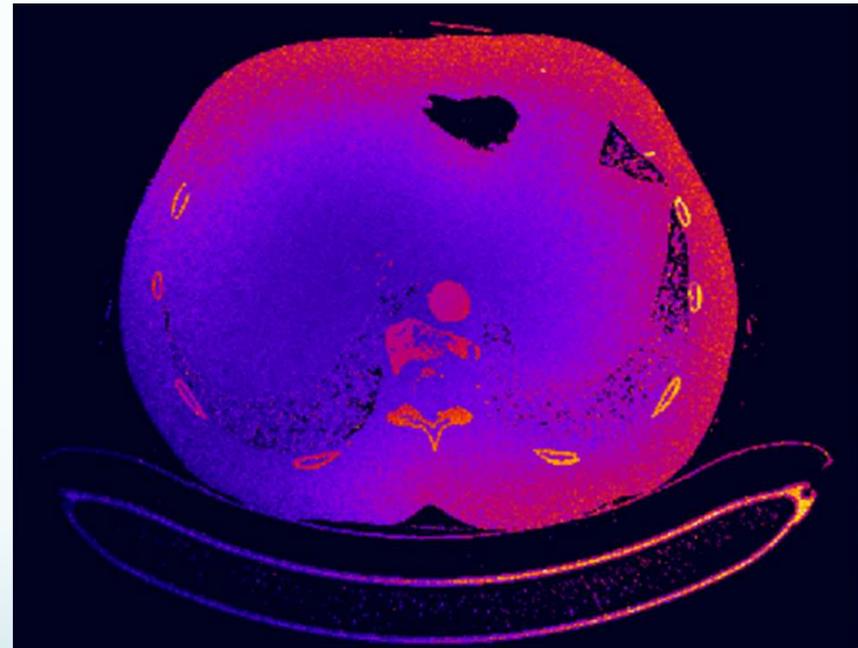
- Adaptation à la morphologie du patient
- Adaptation aux conditions d'examens
 - Paramètres d'exposition
 - Position et centrage du patient
- Résultats en dose à l'organe ou au tissu
- Estimation prévisionnelle

- Nombreuses études récentes basées sur codes Monte Carlo « généralistes » (Penelope, MNCPX, EGS4, Geant4, GATE...)
 - Damilakis et al, Radiology et Med Phys 2010
 - Li et al, Med Phys 2011
 - Jia et al, Phys Med Biol 2012
 - Fearon et al, J of App Clin Med Phys 2011
 - Jan et al, Phys Med Biol 2011
 - Ding et al, Phys Med Biol 2012
 - Chen et al, Med Phys 2012
 - ...
- Un logiciel commercial disponible
 - ImpactMC (www.ct-imaging.de/en/)



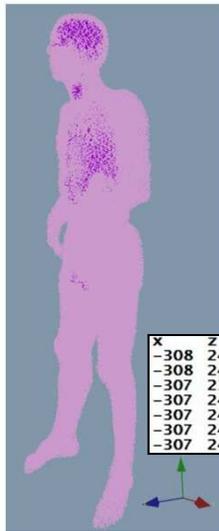
ImpactMC

- Commercialisé par CT Imaging GmbH, Erlangen
- Code MC avec accélération GPU
- Travaille directement sur les images DICOM
- Gère TCM, VOI scanning,
- Publis
 - CPU : Schmidt et Kalender, Physica Medica 2001
 - GPU: Chen *et al*, Med Phys 2012



Limitations

- Temps de calcul
 - Méthodes GPU
- SEGMENTATION
 - Contourage manuel
 - Méthodes hybrides
 - Calcul sur images patient
 - Organes définis par « best fitting phantom » (Kalender, Phys Med Biol 2014)



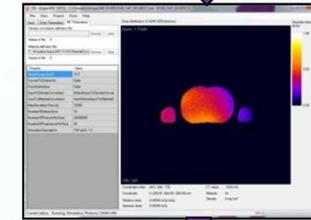
x	z	y	t
-308	244	-1376	500
-308	243	-1368	500
-307	239	-1379	500
-307	240	-1377	500
-307	241	-1377	500
-307	242	-1376	500
-307	243	-1376	500

Fantôme format
texte(x,y,z,label)

Série d'images DICOM



2) Calcul



ImpactMC

3) Export

Fichier binaire



4) Conversion

Fichier texte

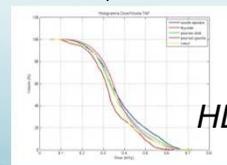
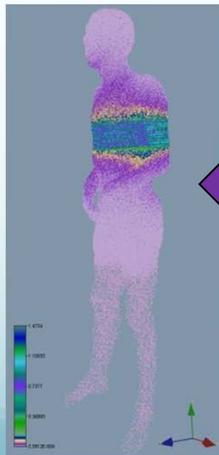
x	z	y	t	Dose
-308	244	-1376	500	1,312
-308	243	-1368	500	1,312
-307	239	-1379	500	1,462
-307	240	-1377	500	1,073
-307	241	-1377	500	1,112
-307	242	-1376	500	1,012
-307	243	-1376	500	1,012

Coordonnées du voxel

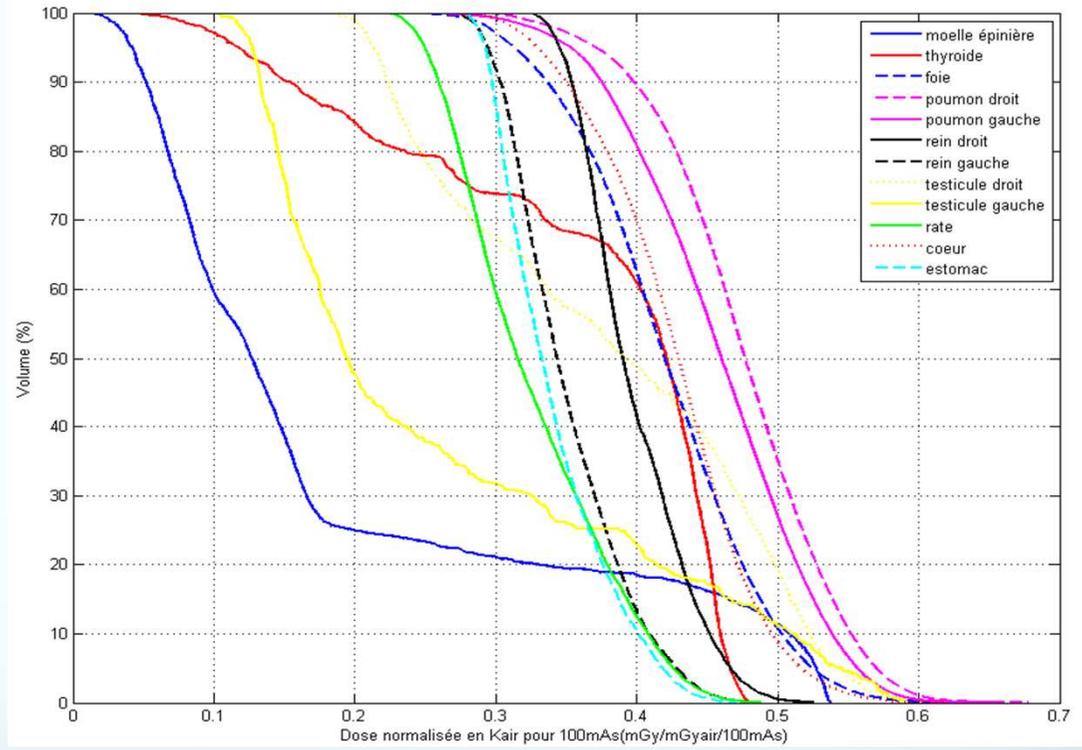
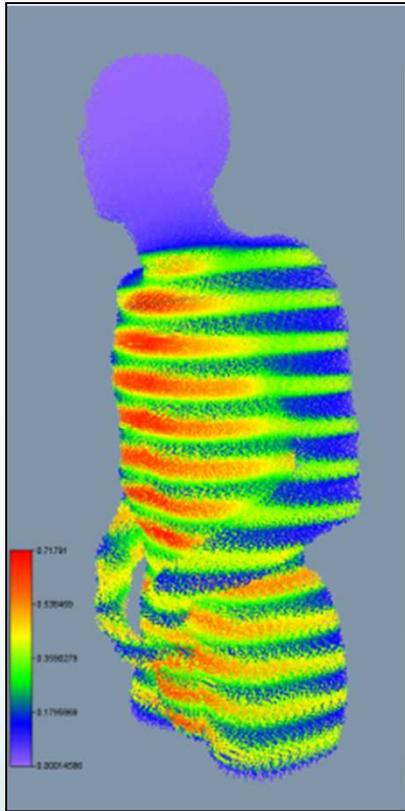
Dose du voxel

Label associé à l'organe

5) Exploitation



HDV



Conclusion

- CTDI et dose au patient ne sont pas synonymes
- L'estimation courante des doses reste qualitative: repose sur des indices dosimétriques reliés à la dose aux organes et à la dose efficace de façon approchée
- Le calcul fiable des doses aux tissus et aux organes s'avère indispensable pour lever le doute sur le risque aux « faibles doses »
- Les méthodes Monte Carlo se heurtent au problème de la segmentation des organes
- L'individualisation des estimations de dose est une tendance qui va vraisemblablement se développer dans les quelques années à venir
- Méthodes hybrides: la solution ?
- Organes étendus (peau, muqueuses, moelle osseuse) ?