

Bases physiques

Radiologie conventionnelle et scanner

Dr Yassine Ben Hdech, PhD
Expert en Physique Médicale-FHL
Tél. : 42 41 42-55 GSM : 661 98 30 22
Email : yassine.benhdech@fhilux.lu

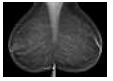
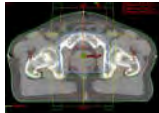
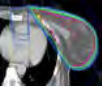
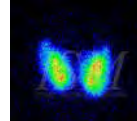
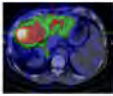


Sommaire

- La chaîne d'imagerie
 - Rappels
 - Production des RX
 - Interaction des RX avec la matière
 - Formation de l'image
- Grandeurs dosimétriques
 - Pour le patient
 - Pour le personnel
- Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

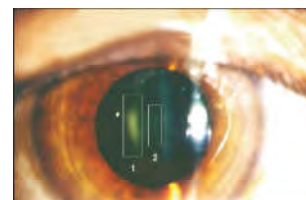
Introduction

Les électrons et les photons utilisés dans plusieurs domaines...

	Le diagnostic	La thérapie
Source externe	   	 
Source interne	 	 

Introduction

Les électrons et les photons mal utilisés...



Cataracte radio-induite chez un radiologue spécialiste de la radiologie interventionnelle (1: sous capsulaire postérieure, 2: punctiforme péri-nucléaire)
Vaño E et al, Lens Injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. Br J Radiol. 1998;71(847):728-33.



Nécrose des doigts d'un radiologue du début du XXe siècle, causée par l'exposition répétée aux rayons X.



Radiodermite chronique du pouce chez un radiologue de 56 ans ayant effectué beaucoup de scopies durant sa carrière, avec atrophie de la peau périunguëale squameuse et onychorrhexique
<http://www.atlasdermatologieprofessionnelle.com>



Cardiologie : radionécrose, cutanée avec dose à la peau estimée variant entre 35Gy et 60Gy (2011), IRSN

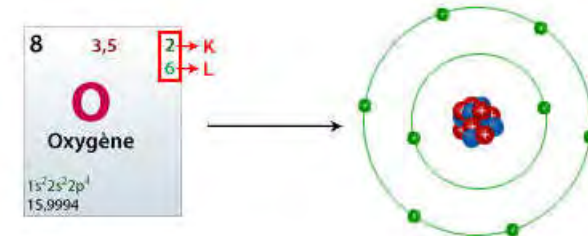


Sommaire

- La chaîne d'imagerie
 - Rappels
 - Production des RX
 - Interaction des RX avec la matière
 - Formation de l'image
- Grandeurs dosimétriques
 - Pour le patient
 - Pour le personnel
- Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Rappels

Modèle de Bohr simplifié décrit la structure de l'atome



- Les électrons gravitent autour du noyau
- À l'état de stabilité l'atome est neutre

Rappels

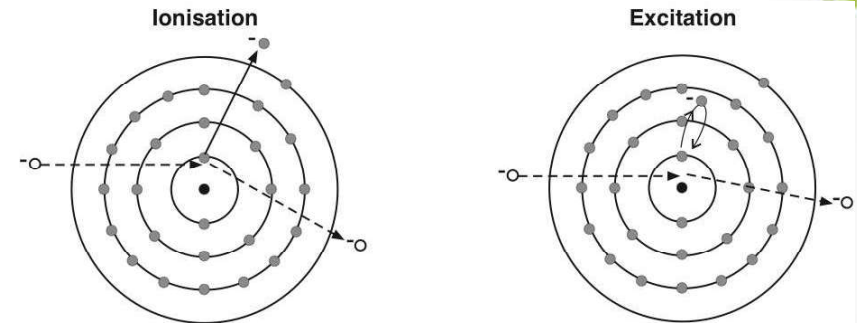
Les rayonnements ionisants

Peuvent être classés en deux catégories :

1. Directement ionisant
 - Sont des particules *chargées* (électrons...)
 - Interagissent par :
 - ionisation
 - Excitation
 - freinage
2. Indirectement ionisant
 - Sont des photons *électromagnétiques* (X, gamma)
 - Interagissent principalement par
 - Effet Photo-électrique
 - Effet Compton

Rappels

Les rayonnements directement ionisants



Apport d'énergie au niveau d'un électron de l'atome

- si $E > E_{\text{liaison}}$ de l'électron → éjection et l'atome se trouve alors dans un état ionisé
- si $E < E_{\text{liaison}}$ de l'électron → l'électron change d'orbite. Un autre électron comble le trou en émettant des X de fluorescence

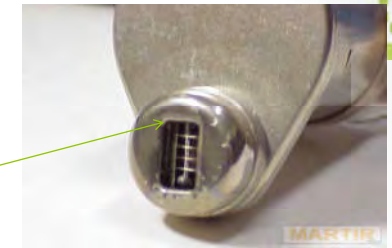
Sommaire

- La chaîne d'imagerie
 - Rappels
 - Production des RX
 - Interaction des RX avec la matière
 - Formation de l'image
- Grandeurs dosimétriques
 - Pour le patient
 - Pour le personnel
- Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

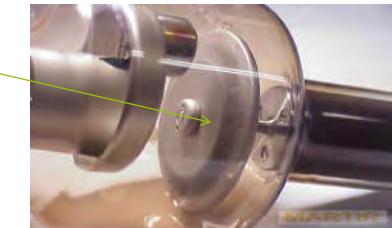
Production des RX



Tube RX



Cathode (-)

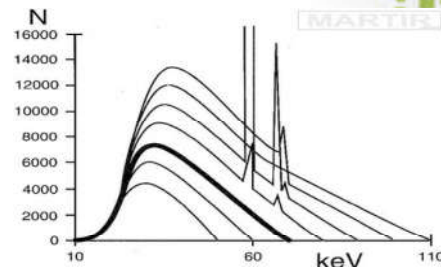


Anode (+) tournante permet de répartir la chaleur sur une plus grande surface → augmentation du débit

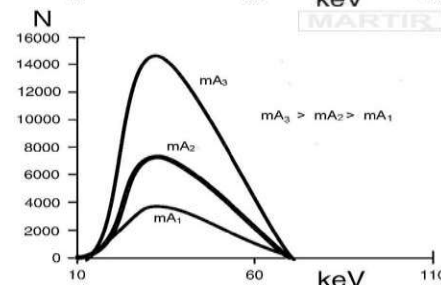
Rendement du tube $\approx 1\%$

Production des RX

- La tension (kV) permet d'abord de contrôler l'énergie des rayons x produits puis la quantité des RX.

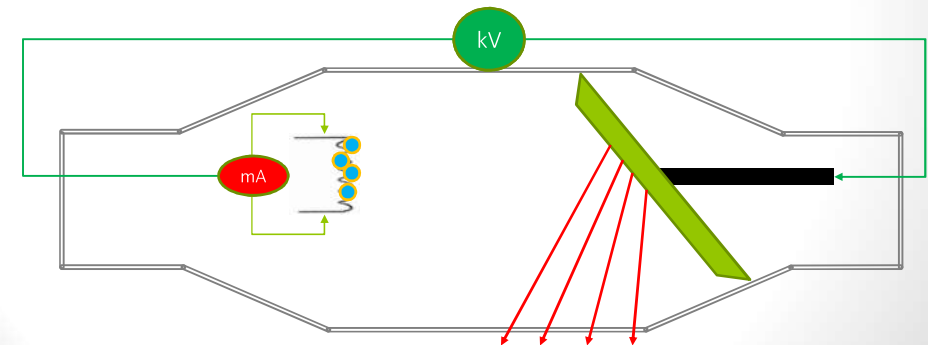


- L'intensité (mA) permet de contrôler uniquement la quantité de rayons x.



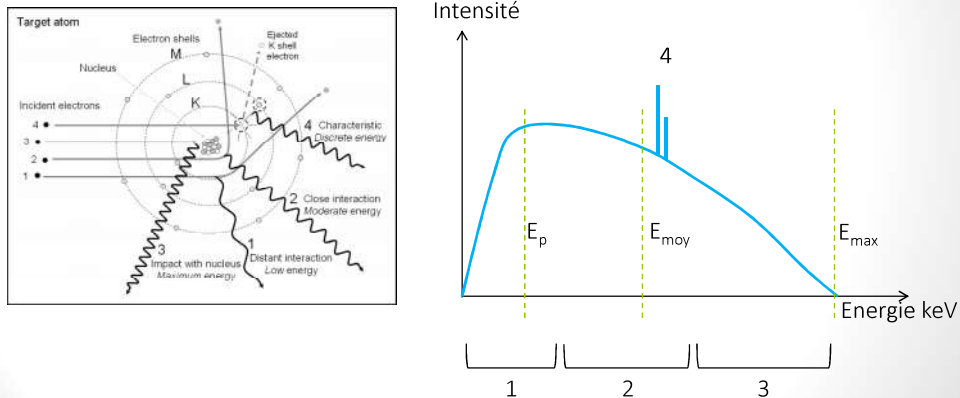
Production des RX

- Accélération des électrons par une différence de potentiel
 - ❑ Quantité de rayonnement $\propto$ courant I en mA
 - ❑ Energie des rayons est contrôlée par les kV
- On bombarde l'anode par un faisceau d'électrons accélérés



Production des RX

Production de RX : freinage (Bremsstrahlung)

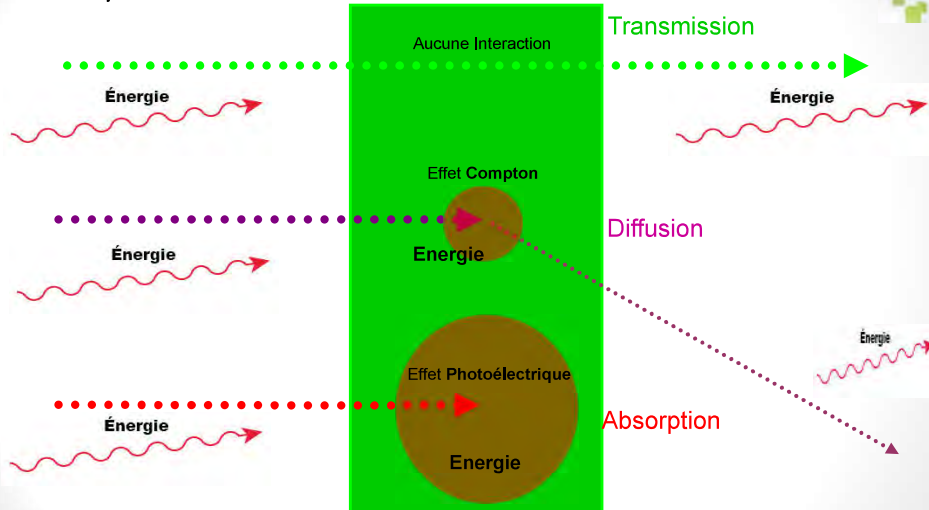


Sommaire

- La chaîne d'imagerie
 - Rappels
 - Production des RX
 - Interaction des RX avec la matière
 - Formation de l'image
- Grandeurs dosimétriques
 - Pour le patient
 - Pour le personnel
- Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Interaction des RX avec la matière

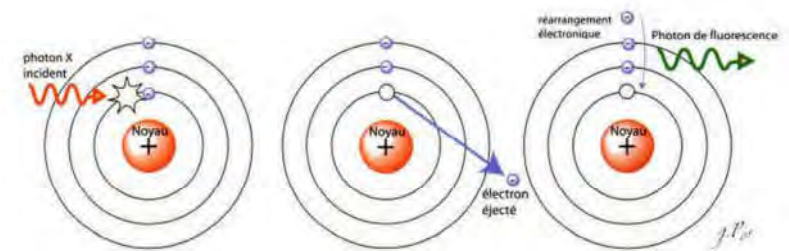
Les rayonnements indirectement ionisants



Les probabilités d'interactions varient en fonction de l'énergie des photons, de l'épaisseur et du type de matériaux

Interaction des RX avec la matière

Effet photo-électrique



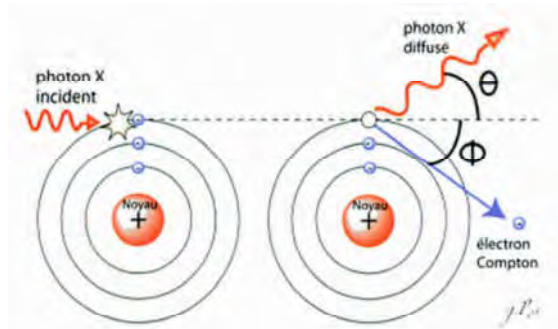
Le rayonnement incident interagit avec un électron de l'atome

- Le rayonnement abandonne toute son énergie et disparaît
- Un électron absorbe l'énergie et est projeté (ionisation)
- Effet prépondérant à basse énergie

Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, ed, MASSON, Issy les Moulineaux, 2009

Interaction des RX avec la matière

Effet Compton

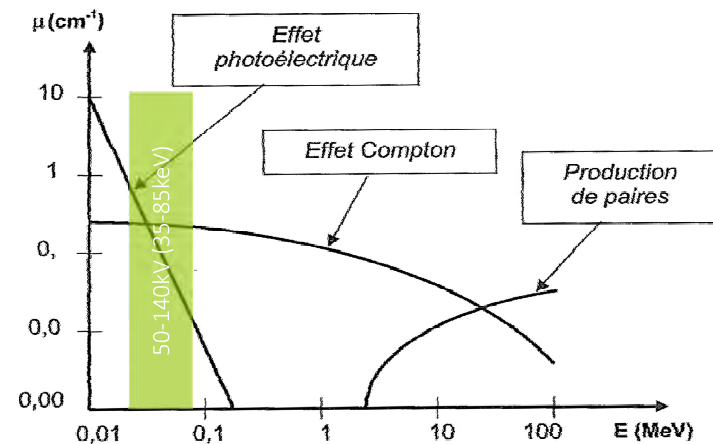


Le rayonnement incident interagit avec un électron externe de l'atome

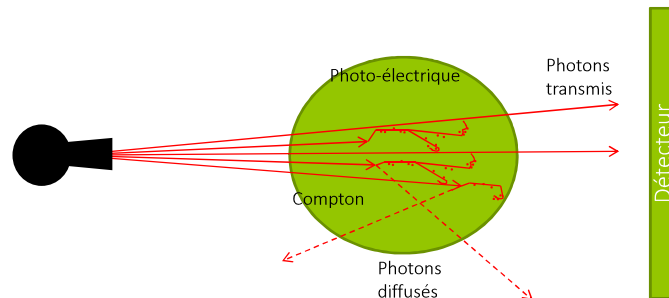
- Un électron est diffusé, d'énergie inférieure à celle du photon incident
- Un photon est diffusé, d'énergie inférieure à celle du photon incident
- Effet prépondérant à haute énergie

Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, ed. MASSON, Issy les Moulineaux, 2009

Interaction des RX avec la matière



Interaction des RX avec la matière

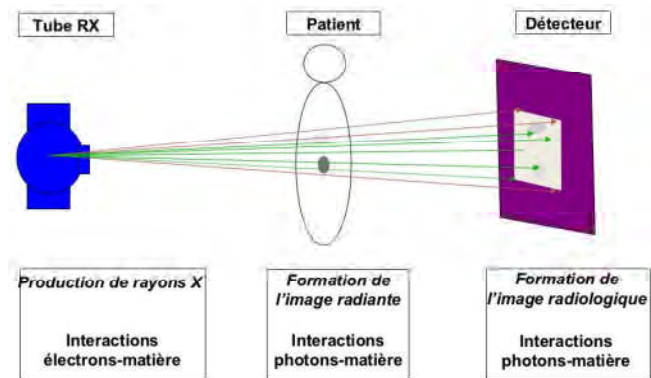


Les électrons secondaires génèrent des grappes d'ionisations

Sommaire

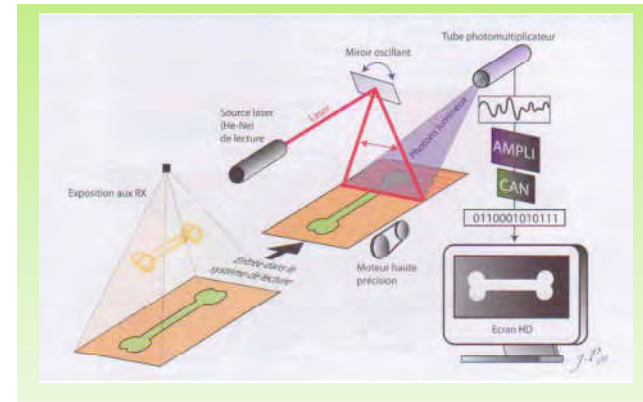
- La chaîne d'imagerie
 - Rappels
 - Production des RX
 - Interaction des RX avec la matière
 - Formation de l'image
- Grandeurs dosimétriques
 - Pour le patient
 - Pour le personnel
- Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Formation de l'image : radiologie conv



Formation de l'image : radiologie conv

Computed Radiography

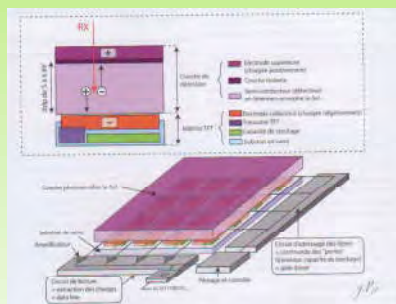


Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, ed. MASSON, Issy les Moulineaux, 2009

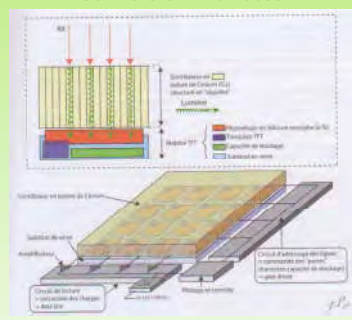
Formation de l'image : radiologie conv

Digital Radiography (DR)

Conversion directe



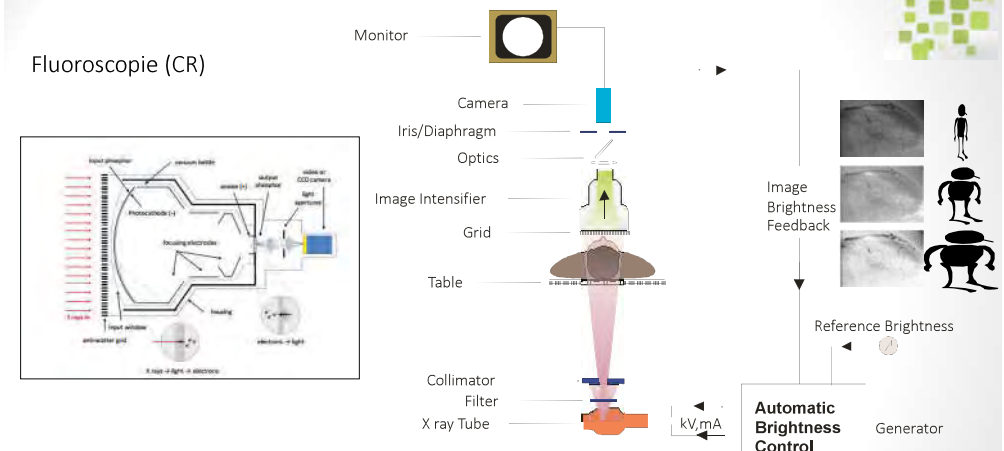
Conversion indirecte



Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, ed. MASSON, Issy les Moulineaux, 2009

Formation de l'image : radiologie conv

Fluoroscopie (CR)



- kV et mA vont être ajustées par l'ABC → assurer la bonne luminosité de l'image sur l'écran (niveau de gris).
- ↑ de l'épaisseur du patient → ↑ de l'absorption des RX → ↑ kV

Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students, IAEA Vienna, 2014

Lorsqu'on «zoom» :

-


```

graph LR
    Gen[Generator] --- SW[Switch]
    SW --- Amp[Amplifier]
    SW --- Comp[Comparator]
    Amp --- Comp
    Comp --- Backup[Backup]
    Backup --- Gen
    Comp --- AEC[AEC Controller]
    AEC --- kVp[kVp]
    kVp --- RefV[Reference Voltage]
    RefV --- Amp
    RefV --- Comp
    
```

-

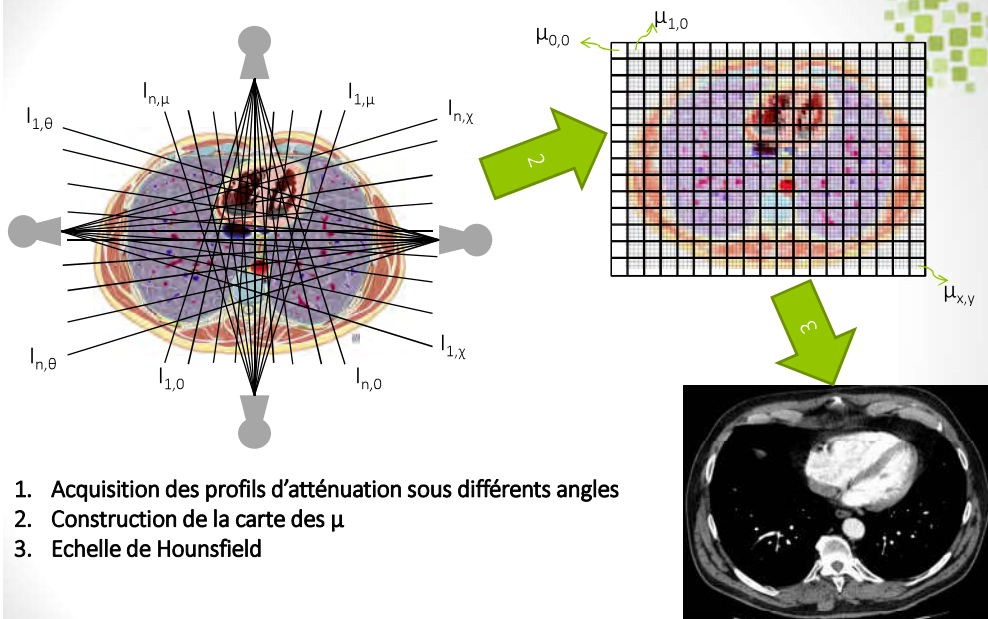


à Cl



- 

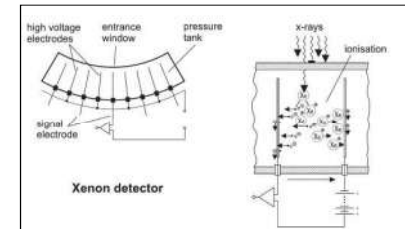
Formation de l'image : CT



Formation de l'image : CT

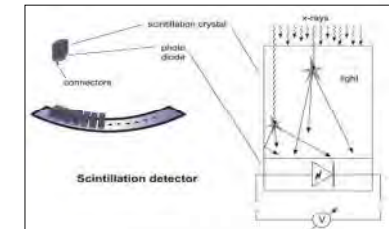
Détecteurs : gazeux (CD)

- Une **chambre à ionisation** (xénon sous pression $2,5 \cdot 10^5$ Pa)
- L'efficacité de détection quantique de l'ordre de **50 à 60 %** (pression du gaz)



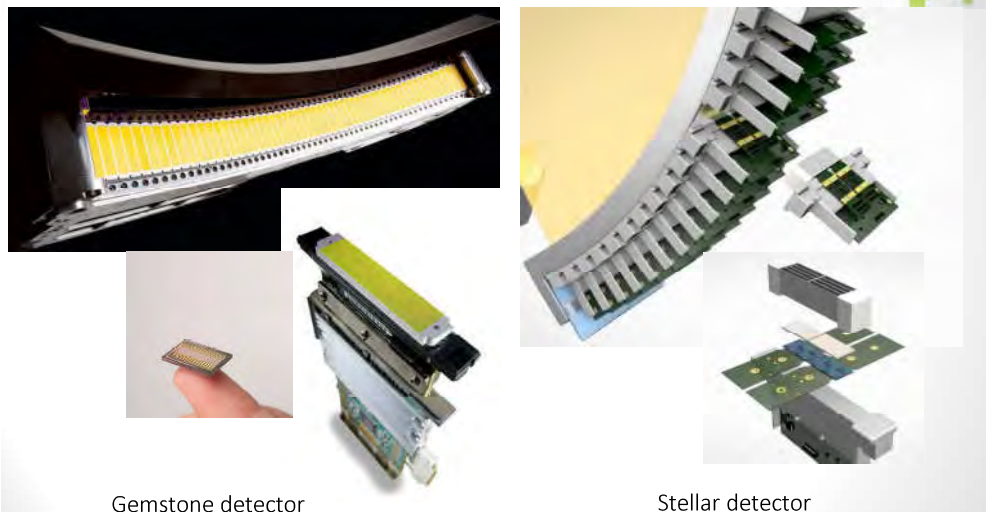
Détecteurs : solides (CI)

- **Cristal scintillateur et photodiode**
- dérive thermique très faible mais **nécessite une re-calibration** fréquente
- L'efficacité de détection quantique est pratiquement de **100 %**



Formation de l'image : CT

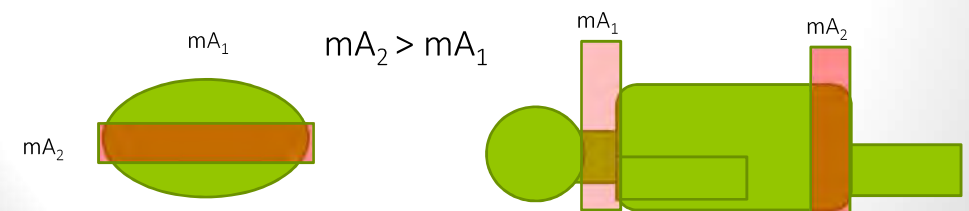
Détecteurs : quelques exemples



Formation de l'image : CT

AEC

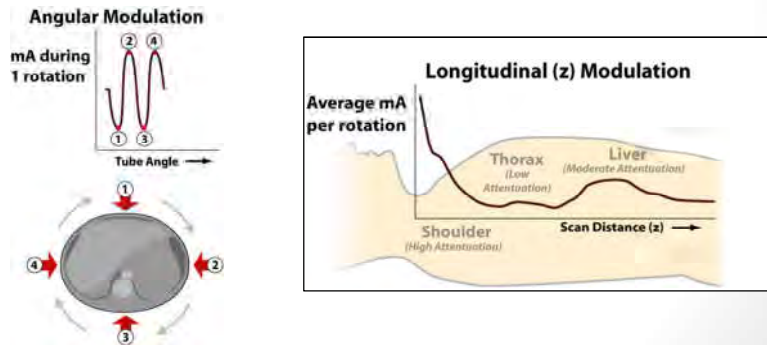
- La modulation des mA dans le plan axial XY et le long de l'axe Z.
- L'information nécessaire est obtenue :
 - d'images de projection (habituellement 2 : AP et latérale) → topogramme
 - ou des données des précédentes rotation (séquentiel ou hélicoïdal)



Formation de l'image : CT

AEC

- Ajustement du courant délivrer une **dose constante** au détecteur à chaque angulation
- Modulation selon l'axe longitudinale et dans le plan de coupe



Formation de l'image : CT

AEC

- Siemens: CareDose4D
- GE: Auto mA, Smart mA
- Philips: DOM, Z-DOM
- Toshiba: SureExposure, SureExposure3D



TOSHIBA
Medical Systems

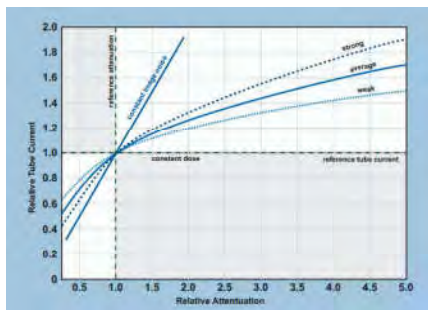
PHILIPS
Healthcare

Formation de l'image : CT

CareDose4D

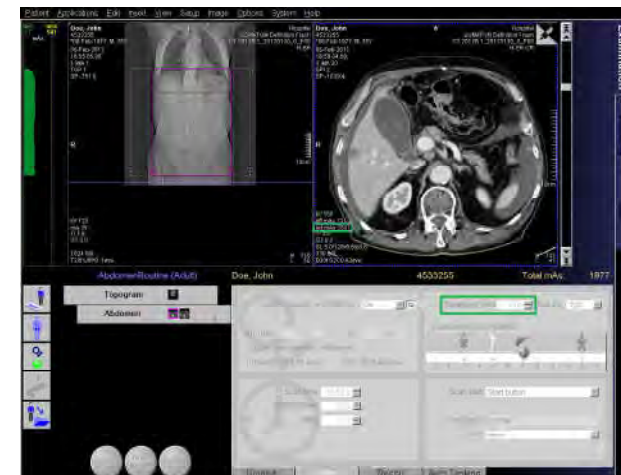
- "Quality Reference mAs"
- Online modulation
- Le système module les mAs de façon à avoir une qualité image constante par rapport à un patient de taille standard....

SIEMENS
Healthcare



Formation de l'image : CT

CareDose4D



Formation de l'image : CT

Auto & SmartmA

- “Modulation selon topogramme
- Max mA, min mA and Noise Index (NI)
- Le système module les mAs de façon à avoir une qualité image équivalente en terme de bruit par rapport à un fantôme d'eau cylindrique....
 - $\uparrow \text{NI} \rightarrow \uparrow \text{bruit image} \rightarrow \downarrow \text{mA modulé dans } [\text{mA}_{\min}, \text{mA}_{\max}]$
 - $\downarrow \text{NI} \rightarrow \downarrow \text{bruit image} \rightarrow \uparrow \text{mA modulé dans } [\text{mA}_{\min}, \text{mA}_{\max}]$



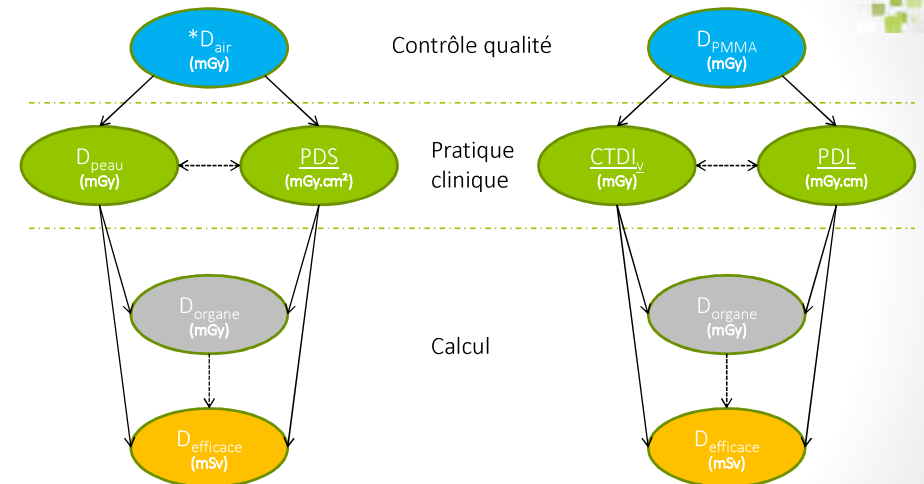
Sommaire

- La chaîne d'imagerie
 - Rappels
 - Production des RX
 - Interaction des RX avec la matière
 - Formation de l'image
- Grandeurs dosimétriques
 - Pour le patient
 - Pour le personnel
- Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Grandeurs dosimétrique

- Pour le patient :
 - PDS
 - CTDI_v & DLP
- Pour le personnel : Dose efficace

Grandeurs dosimétrique : patient

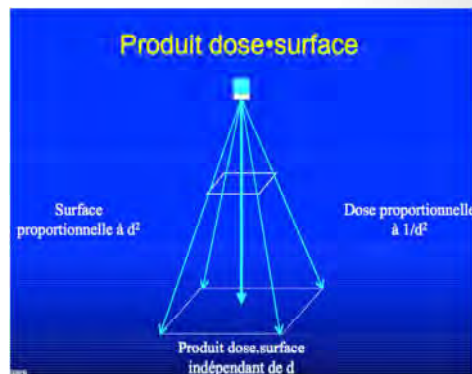


* Dans le domaine de la radiologie $K_{\text{air}} \approx D_{\text{air}}$

Grandeurs dosimétrique : Radiologie conv

Radiologie conv : PDS

- Le **Produit Dose Surface** = le produit de la dose incidente dans la section droite du faisceau utile (en l'absence de milieu diffusant) par la surface de cette section.
- Indépendant de la distance à la source**



Grandeurs dosimétrique : Radiologie conv

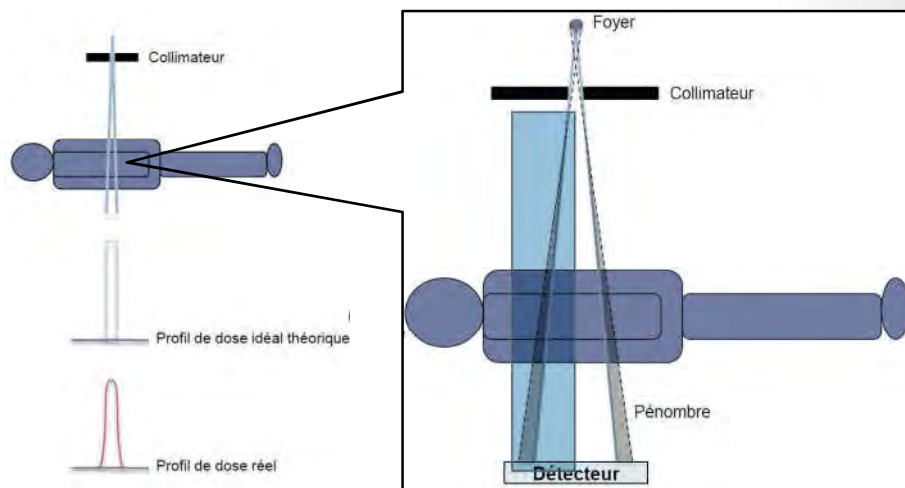
Radiologie conv : PDS

- Souvent mesuré à l'aide d'une chambre d'ionisation placée à la sortie du tube.
- Unité de mesure cGy cm^2 , $\mu\text{Gy m}^2$, etc.



Grandeurs dosimétrique : CT

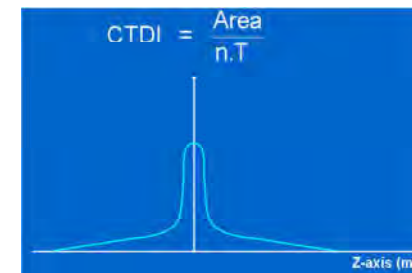
Indice de dose scanographique



Grandeurs dosimétrique : CT

Indice de dose scanographique

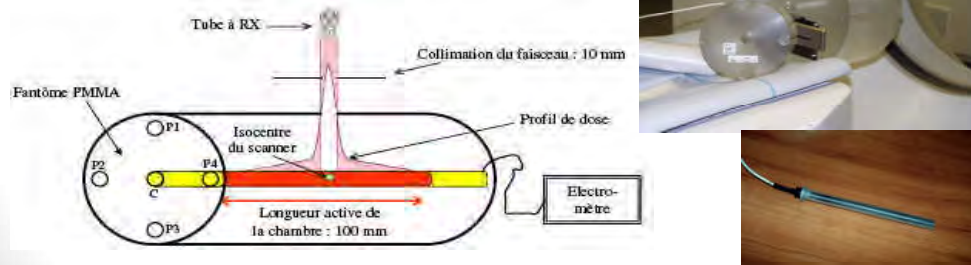
- CTDI = l'intégrale du profil de dose de la coupe divisée par l'épaisseur de coupe



Grandeurs dosimétrique : CT

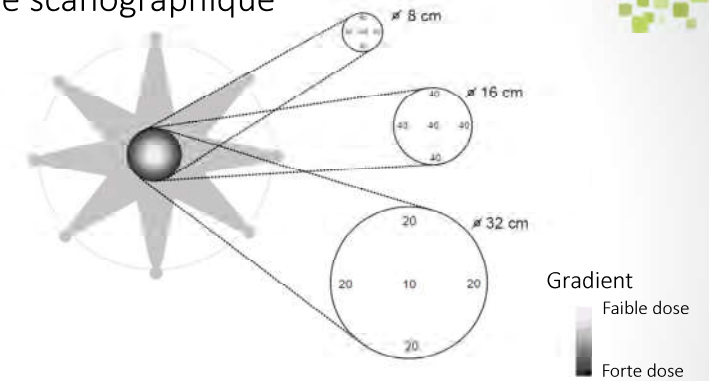
Indice de dose scanographique

- CTDI₁₀₀ correspond à une mesure faite avec une chambre crayon de 100 mm de long
 - CTDI₁₀₀ centre
 - CTDI₁₀₀ périphérie



Grandeurs dosimétrique : CT

Indice de dose scanographique



Afin de rendre mieux compte de l'atténuation du faisceaux RX en profondeur --> CTDI_w

$$\text{CTDI}_w = 1/3 \text{CTDI}_{\text{centre}} + 2/3 \text{CTDI}_{\text{périphérie}}$$

Grandeurs dosimétrique : CT

Indice de dose scanographique

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w / \text{pitch}$$

$$\text{Avec pitch} = \frac{\text{déplacement de la table}}{\text{largeur de la collimation}}$$

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = [1/3 \times (\text{CTDI}_{c, 100} + 2 \cdot \text{CTDI}_{p, 100})] / [\text{pitch} \times N \times T]$$

Grandeurs dosimétrique : CT

Par analogie au PDS

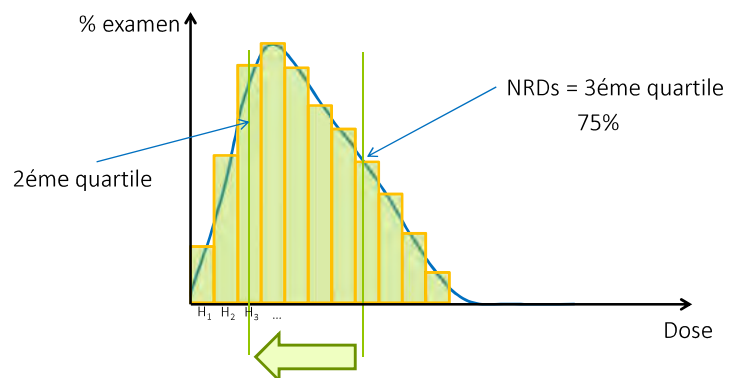
$$\text{PDL} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times L$$

L : est-ce la longueur explorée en cm



longueur irradiée > longueur explorée (overranging)

Niveaux de Référence Diagnostiques



NRDs = 75ème centile des doses mesurées, pour un examen donné, sur un grand nombre de patients (au moins 30).

Niveaux de Référence Diagnostiques

ANNEXE I

Niveaux de référence diagnostiques (NRDs)

Définition: des niveaux de dose dans les pratiques radiodiagnostiques ou, dans le cas de produits radiopharmaceutiques, des niveaux d'activité, pour les examens types sur des groupes de patients types ou sur des « fantômes » types, pour des catégories larges de types d'installations. Ces niveaux **ne devraient pas être dépassés** pour les procédures courantes si des pratiques **correctes et normales en** matière de diagnostic et de performance technique sont appliquées.

Les NRDs **ne sont pas des limites de dose**. Ils doivent être utilisés en **parallèle avec une évaluation de l'image** et ils doivent être flexibles (des tolérances doivent être établies selon les différentes tailles des patients, les différentes pathologies, etc.).

L'objectif principal des NRDs est leur utilisation dans un processus dynamique et continu d'optimisation. Ils ne sont applicables que pour les procédures radiologiques diagnostiques, en radiodiagnostic et en médecine nucléaire.

Le système de NRDs n'est pas applicable en radiothérapie.

Niveaux de Référence Diagnostiques

Examens standard	Incidence	Produit dose surface (DAP) cGycm ²
Rachis Lombaire ^a	Face (AP)	260
	Profil (LAT)	350
Bassin ^a	Face (AP)	310
Rachis Dorsale ^b	Face (AP)	130
	Profil (LAT)	170
Thorax ^a	Face (PA)	16
	Profil (LAT)	60
Abdomen ^b		300
Crâne	Face (PA)	65
	Profil (LAT)	60

Niveaux de Référence Diagnostiques

Doses de Référence pour des examens CT

Examen CT	CTDIvol par tranche (mGy)	DLP par série (mGy·cm)	DLP par examen complet (mGy·cm)
Cerveau (routine)	50 (fantôme 16cm)	800	1000
Sinus/Os faciaux (*1)	5,5 (fantôme 16cm)	75	75
Cervicale	30 (fantôme 32cm)	440	(*2)
Thorax	7,5 (fantôme 32cm)	270	(*2)
Abdomen	9 (fantôme 32cm)	400	800
Colonne lombaire	30 (fantôme 32cm)	500	(*2)

(*1) sauf recherche tumeurs

(*2) En principe, l'utilisation d'un produit de contraste (et d'un 2e passage aux RX) devrait être rare (moins de 5% des cas). En cas d'examen avec agent de contraste, le DLP pour l'examen complet ne devrait pas dépasser 1,5 fois le DLP pour l'examen sans produit de contraste.

Sommaire

- La chaîne d'imagerie
 - Rappels
 - Production des RX
 - Interaction des RX avec la matière
 - Formation de l'image
- Grandeurs dosimétriques
 - Pour le patient
 - Pour le personnel
- Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Grandeurs dosimétrique : personnel

Dose absorbée : D

- C'est l'énergie cédée (absorbée) à la matière
- Des rayonnements ionisants qui cèdent une énergie de 1 Joule dans 1 kilogramme de matière délivrent une dose de 1 Gray
- 1 Gy = 1 J/kg

Dose équivalente : H

- Traduit la nuisance biologique des rayonnements aux faibles doses

$$H = D \times W_R$$

W_R facteur de pondération des rayonnements

- $\beta, X, \gamma : w_R = 1$
- neutrons : en moyenne $w_R = 10$
- $\alpha : w_R = 20$

Unité : le Sievert

Grandeurs dosimétrique : personnel

Dose équivalente : H



Grandeurs dosimétrique : personnel

Dose Efficace : E

- La dose efficace quantifie le risque global
- Tient compte de la sensibilité des organes
- En Sievert ou milliSievert (mSv)

$$E = \sum [(D \times W_R) \times W_T]$$

W_T facteur de pondération des tissus



Tableau 1 : Facteurs de pondération tissulaire w_T selon les publications n°80 et n°103 de la CIPR (les valeurs en gras indiquent les principaux changements entre les 2 publications)

Organe ou tissu	Facteur de pondération tissulaire w_T CIPR n°80	CIPR n°103
Gonades	0,20	0,08
Muqueuse nasale	0,12	0,12
Colon	0,12	0,12
Pancreas	0,12	0,12
Estomac	0,12	0,12
Vessie	0,05	0,04
Seins	0,05	0,12
Foie	0,05	0,04
Œsophage	0,05	0,04
Thyroïde	0,05	0,04
Surface corporelle	0,01	0,01
Peau	0,01	0,01
Cerveau	dans les organes restants	0,01
Glandes salivaires	0	0,01
Organes restants**	0,05	0,12

** CIPR n°80 : glandes surrénales, cerveau, reins, muscles, pancréas, testicules, grêle, rate, thymus, vésicule
CIPR n°103 : glandes surrénales, région entérotoxicologique, vésicule biliaire, cœur, reins, ganglion lymphatique, muscles, muqueuse buccale, oesophage, prostate, testicules, grêle, rate, thymus, vésicule

Effet produit sur le corps selon :

- le poids et la taille des pommes
- et la sensibilité des organes

Sommaire

- La chaîne d'imagerie
 - Rappels
 - Production des RX
 - Interaction des RX avec la matière
 - Formation de l'image
- Grandeurs dosimétriques
 - Pour le patient
 - Pour le personnel
- Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

RX conventionnelle

- kV
- mAs
- Collimation
- Filtration
- Cadence de la scopie
- Zoom en scopie

Voir la présentation de Kathlene Platini

Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

- Compromis dose-qualité image
- Le dose doit être aussi faible que possible permettant de faire le diagnostic



Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Scanner

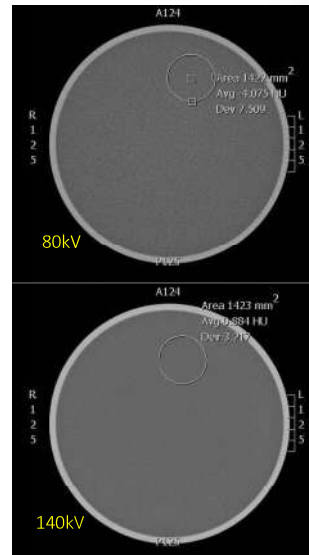
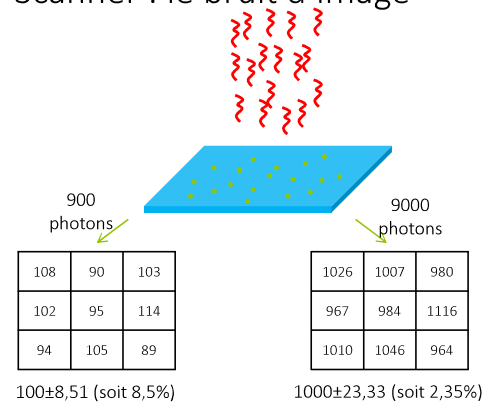
Formule de Brooks & DiChiro

$$D \propto \exp(-\mu d) / (\sigma^2 \cdot a^2 \cdot b \cdot h)$$

- D : la dose
- μ : coefficient lineique d'atténuation
- d : diamètre du patient
- σ : bruit
- a : taille du pixel dans le plan de coupe
- b : taille du pixel selon Z
- h : epaisseur de coupe

Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Scanner : le bruit d'image



Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Scanner

$$D \propto \exp(-\mu d) / (\sigma^2 \cdot a^2 \cdot b \cdot h)$$

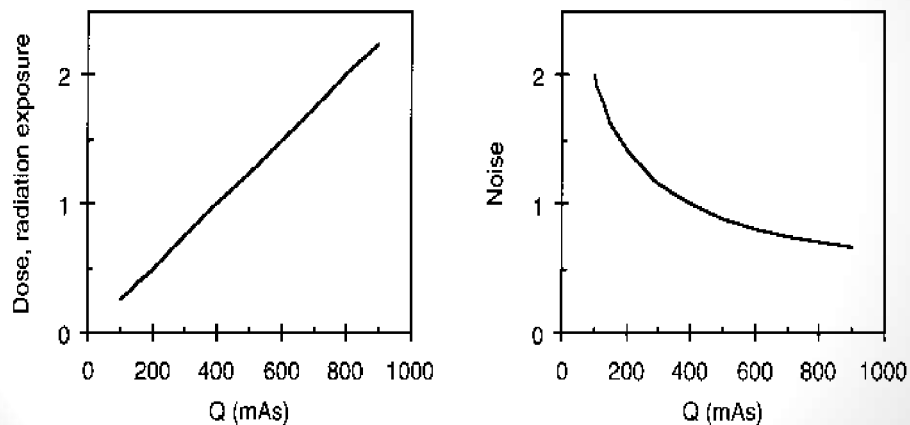
Afin de garder un niveau de bruit constant:

- La dose doit être **doublée** si l'épaisseur de coupe est divisé par 2
- La dose doit être **doublée** si diamètre est multiplié par 4
- La dose doit être **multipliée par 8** si on veut **doubler** la résolution spatiale

Attention cette formule est incomplète car elle tient compte uniquement du bruit et de la résolution spatiale.

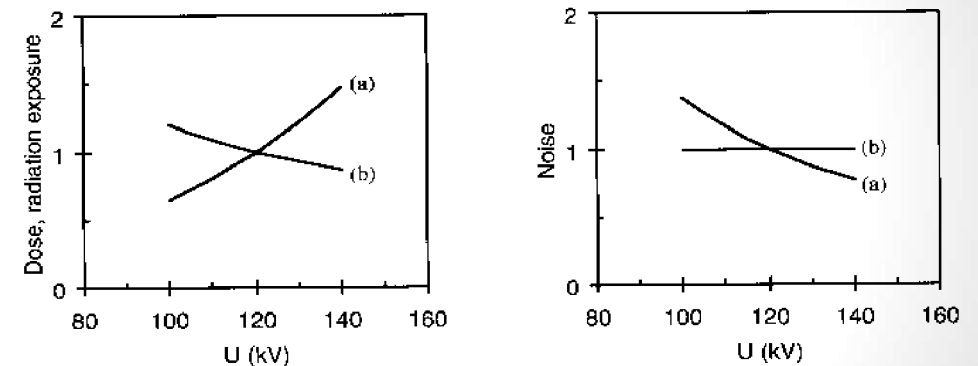
Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Dose - Bruit = f(mAs)



Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Dose - Bruit = f(kV)

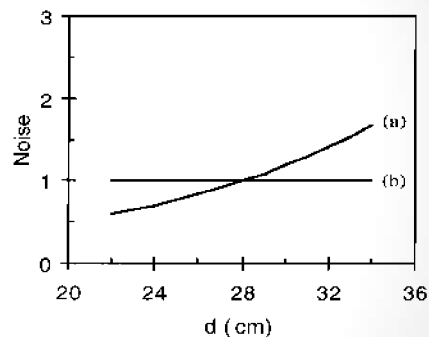
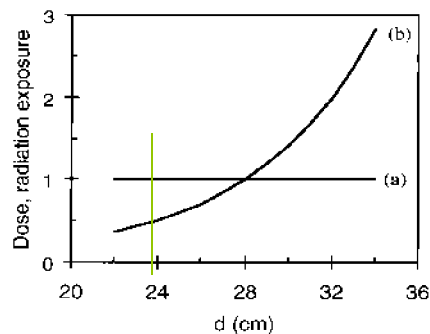


(a) : mAs constants

(b) : mAs adaptés

Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Dose - Bruit = $f(\text{corpulence})$



(a) : mAs constants

(b) : mAs adaptés

Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Overbeaming et overranging

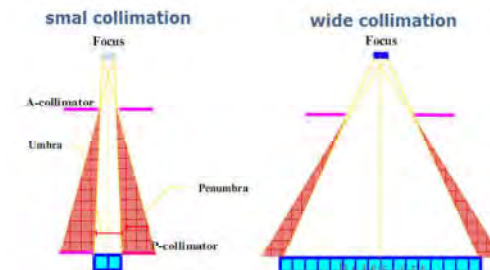
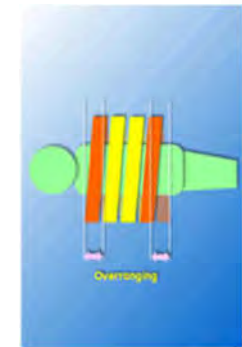
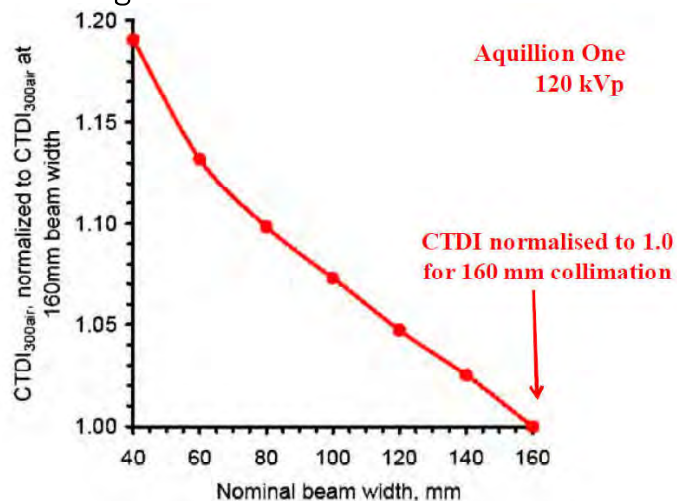


Figure 8. Overbeaming. The X-ray bundle consists of the umbra and penumbra, caused by the diverging bundle. In MDCT the penumbra is excluded from detection by the detector array in order to achieve a uniform illumination of the detectors.



Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Overbeaming



Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Patient corpulent, que dois-je faire?

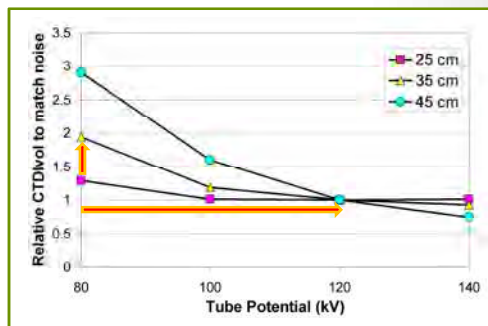
- CT Siemens :
 - ☐ Augmenter les kV
 - ☐ Augmenter les mAs effectives
 - ☐ Les 2
- CT GE :
 - ☐ Augmenter les kV
 - ☐ Augmenter le NI
 - ☐ Augmenter les mAmx
 - ☐ Les 3



Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Scenario : mon protocole utilise 80kV (25cm) et j'ai un patient plus fort (35cm), que faire?

1. Augmenter les mA
 - 60% de dose en plus
2. Passer à 120kV
 - dose proche de 25cm



Bruit 1/kV : 80 → 120 Bruit ↓44%

Bruit² 1/mAs : 300 → 450 Bruit ↓18%

Baisser le kV ou les mAs : quelle stratégie ?, Tack symposium scanner 2014

Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Patient corpulent, que dois-je faire?

- CT Siemens :
 - ☒ Augmenter les kV
 - ☐ Augmenter les mAs effectives
 - ☐ Les 2
- CT GE :
 - ☒ Augmenter les kV
 - ☒ Augmenter le NI
 - ☐ Augmenter les mAsmax
 - ☐ Les 3



Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

En règle générale, le choix des kV dépend :

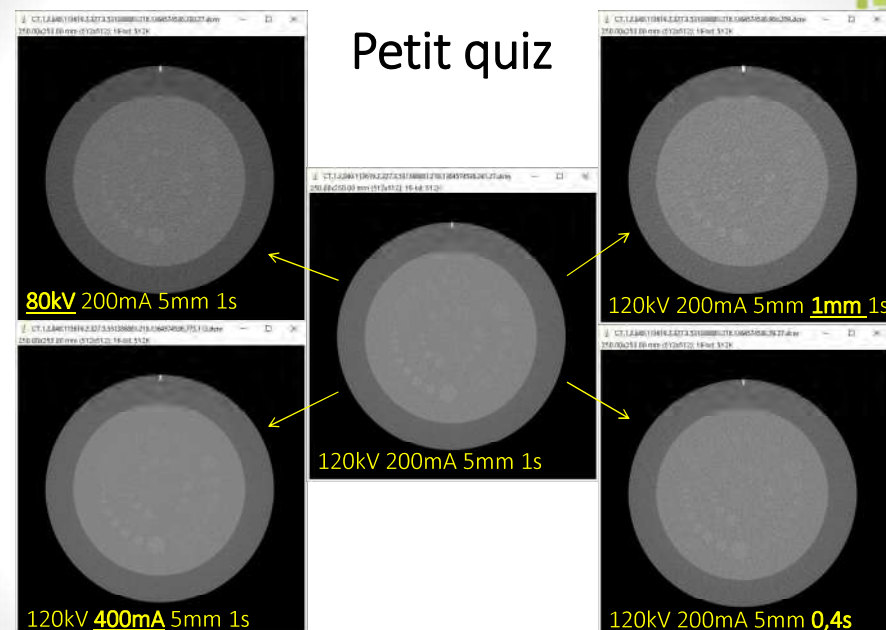
- Corpulence du patient (mince, normale, fort)
- Nature de la région anatomique explorée et indication clinique
 - Fort contraste (Thorax...), faible contraste (Abdomen...)
 - Exploration vasculaire (EP...)

Recommended exam types	25 cm	30 cm	35 cm	40 cm	45 cm	50 cm	55 cm
Routine non-contrast exams	120	120	120	120	120	120	140
Liver, pancreas exams	100	100	100	120	120	120	140
Routine contrast-enhanced exams	100	100	100	100	120	120	140
CTE, CTU, stone, or some CTA exams	80	80	100	100	100	120	140
CTA only involving large vessels	80	80	80	100	100	120	140

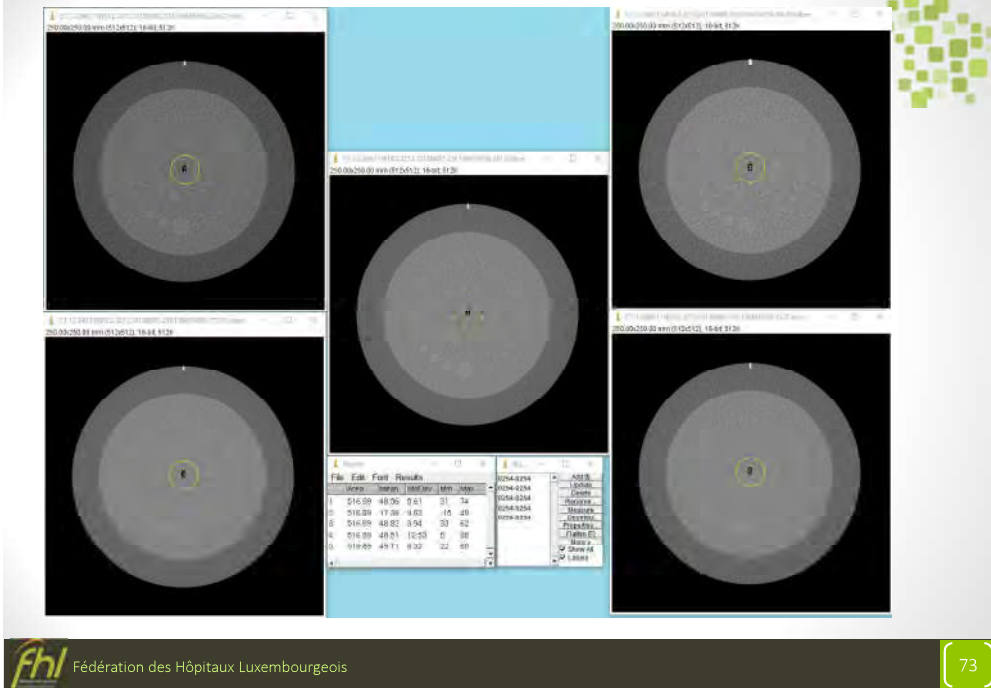
Baisser le kV ou les mAs : quelle stratégie ?, Tack symposium scanner 2014

Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image

Petit quiz

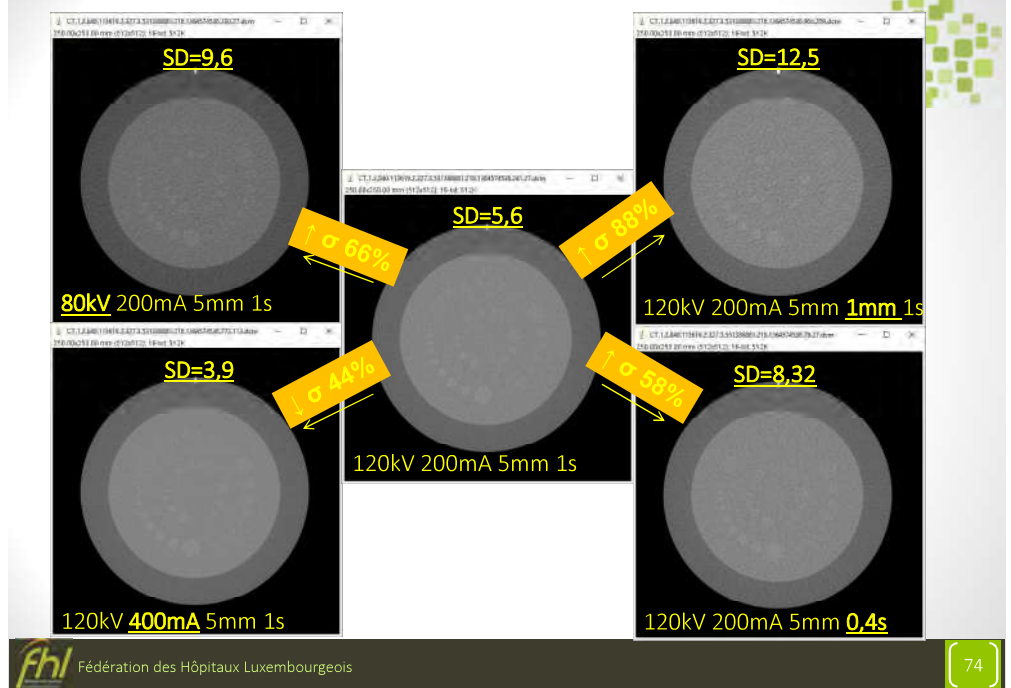


Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image



73

Paramètres utilisateur influençant dose-qualité image



74

Merci de votre attention

75