

## optimisation en pratique scanographique

la confrontation des PDL aux valeurs du niveau de référence national permet à chaque utilisateur de situer sa pratique au plan dosimétrique. en cas de dépassement régulier, les paramètres et/ou la technique de réalisation des examen doivent être modifiés

### paramètres accessibles à l'utilisateur

les paramètres modifiables pour une optimisation des conditions de réalisation des examens sont :

-la **tension** en **kV**

-la **charge** ( produit de l'intensité du courant tube par le temps d'émission des rayons X = durée d'une rotation de 360° ) en **mAs**

-le **pas de l'hélice** (pitch)

## la tension aux bornes du tube ; le kilovoltage kV

en augmentant le kV on augmente la pénétration du faisceau de photons X , ce qui diminue le contraste ( c'est la densité électronique qui est le facteur déterminant des interactions Compton ; le rayonnement diffusé augmente ) et on augmente le niveau de bruit quantique

à l'inverse de ce qui se passe en radiographie par projection, il n'y a pas en CT de système de contrôle de l'exposition et **la tolérance des détecteurs aux excès d'exposition est très grande** .

toute modification de la tension retentit fortement sur la dose patient puisque **l'exposition varie comme le carré de la tension** :

passer de 120 à 140 kV augmente la dose d'environ 40% (et vice versa !!!)

les protocoles d'exploration CT sont généralement préréglés avec des tensions relativement élevées pour assurer une constance des résultats quel que soit le morphotype des patients ; c'est ainsi que l'on voit fréquemment explorer à 140 kV 300 mAs un adulte de 100 kg et une adolescente de 40 kg ....

la conservation d'un kilovoltage élevé dans le second cas n'est justifiée que si elle s'accompagne d'une **diminution nettement plus importante de la charge** (division par 2 à 4 des mAs )

la règle de la radiographie par projection : **on obtient la même variation de noircissement en doublant les mAs ou en augmentant de 20% les kV** reste valable en CT +++ , reste valable mais on l'a oubliée car elle n'a plus de traduction sur les images depuis les techniques "numérisées"

il est donc souhaitable , en particulier en radiopédiatrie de disposer de protocoles d'exploration CT à tension réduite ( pour la même charge par rotation!) pour les enfants et **les adultes de faible corpulence** (et en particulier quand on explore fréquemment des maladies chroniques intéressant le thorax: **mucoviscidose++++**; ou le pelvis et l'abdomen : **Crohn+++** )

il est plus simple de modifier le kilovoltage en gardant une charge fixe et cet ajustement a donc plus de chances d'être réalisé en pratique ; de plus les modifications des kV restent compatibles avec l'emploi des logiciels de réduction de dose (en fonction de l'épaisseur du segment corporel examiné ou du cycle cardiaque ..).

## la charge

la charge est le produit de l'intensité du courant tube par la durée d'application pour l'acquisition d'une coupe ; il exprime directement **la quantité de photons X émis pour réaliser la ou les images**

la réduction de la dose que l'on peut obtenir en diminuant la charge est limitée par **l'augmentation du bruit quantique** qui en résulte . Ce bruit est inversement proportionnel à la racine carrée de la charge ; il augmente de 40 % quand la charge est divisée par 2

tous les constructeurs proposent des protocoles automatisés dans lesquels la charge est liée au pas (pitch) utilisé . Le rapport S/B est ainsi maintenu à l' identique quel que soit le pas choisi.

dans ces conditions la modification du pitch n'a bien sur pas de conséquences directes sur le niveau d'irradiation ( mais un pitch  $> 1$  permet de réduire le temps d'acquisition pour un volume de longueur donnée, donc la longueur des apnées ) .

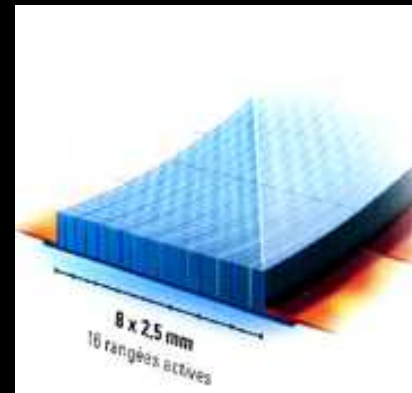
## l'épaisseur de coupe

en CT monocoupe , la diminution de l'épaisseur de coupe augmente la dose délivrée au volume exploré en raison de l'augmentation relative de la pénombre .

Avec les CT ~~multicoupes~~ (volumiques ,hélicoïdaux, spiralés ...), il faut bien distinguer :

-**l'épaisseur d'acquisition** qui dépend de la collimation ou largeur du faisceau de rayons X dans l'axe Z à l'entrée des détecteurs; ainsi que de la taille des détecteurs (elle même liée au nombre de "canaux" dans la largeur du détecteur ) et du nombre de rangées de détecteur utilisé pour l'acquisition .

-**l'épaisseur de reconstruction** utilisée pour une visualisation dans le plan d'acquisition ou dans tout autre plan de reconstruction



8 x 2.5 mm
16 x 1.25 mm
32 x 1.25 mm
64 x 0.625 mm

24 mm

40 mm



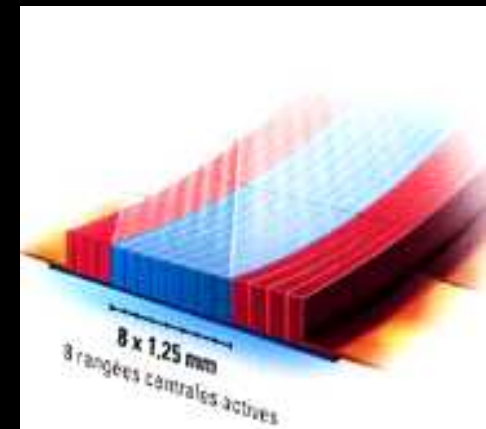
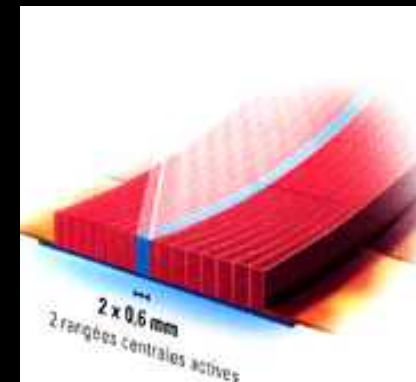
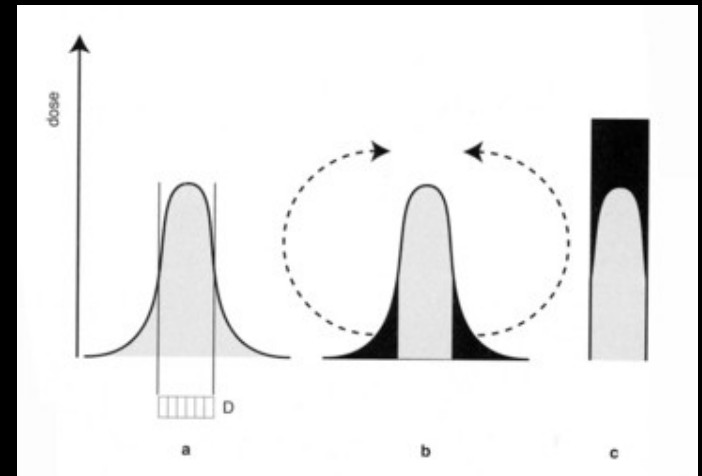
détecteur largeur 40 mm  
64 x 0.625 mm  
voxels isotropiques

## la collimation

la collimation détermine la largeur du faisceau dans l'axe Z ,donc la largeur du profil de coupe à mi hauteur.

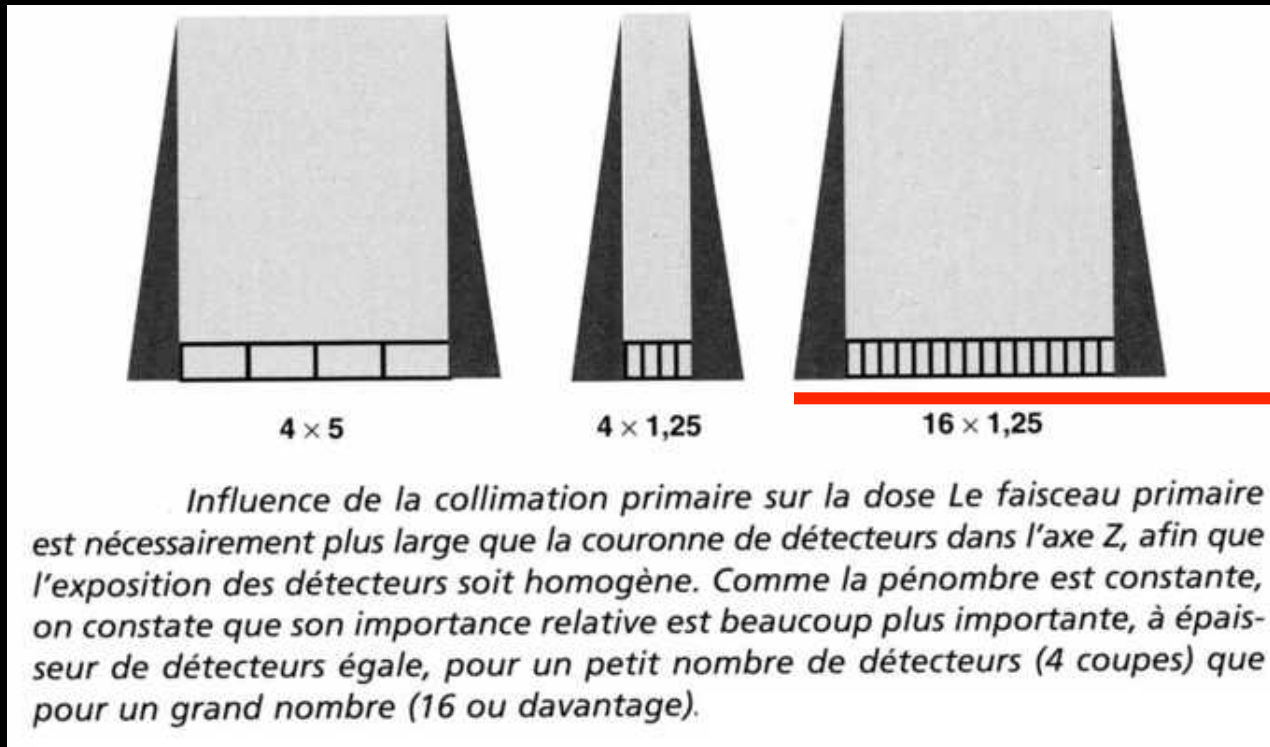
Elle s'exprime en multiples de l'épaisseur de détection choisie , selon le nombre de détecteurs sélectionnés pour l'information nécessaire à la reconstruction d'une coupe  
-p ex un détecteur de 20 mm autorise la réalisation de 16 x 1.25 mm ou 8 x 2.5mm ou 4 x 5 mm;

la différence réside alors dans l'épaisseur minimale des coupes reconstruites qui conditionne la qualité des images de reconstruction multiplanaires ( effets de volume partiel et artefacts "en marches d'escalier" "stair step artefacts" )



la **collimation primaire** détermine **l'importance relative de la pénombre (overbeaming)**. En effet, afin que les éléments de détection situés en bordure du détecteur dans l'axe Z soient exposés à la même quantité de rayonnement que les détecteurs centraux, la collimation primaire ne doit pas être strictement limitée à la couverture du détecteur (20 à 40 mm p ex) mais un peu plus large afin que les bords du faisceau dans l'axe Z constitués de pénombre ne soient pas inclus dans la mesure.

Cette pénombre est indépendante de l'épaisseur de la collimation donc plus la collimation est étroite, plus l'importance relative de la pénombre (donc de l'exposition inutile) est grande +++



40 mm  
64 canaux

L' "efficacité de dose " affichée par certains constructeurs avec les informations de dose est le rapport entre la dose utile (participant à la formation de l'image ) et la dose totale . Elle exprime bien l'amélioration du rendement lorsqu'on utilise des détecteurs larges ( 40 mm) par rapport à des détecteurs plus étroits (24 mm Siemens precision bi tube )

## **l'épaisseur de reconstruction**

elle détermine le bruit visible sur les images reconstruites .Ce bruit visible est inversement proportionnel à l'épaisseur de coupe choisie pour la reconstruction . Certains systèmes adaptent automatiquement la charge à l'épaisseur de coupe choisie pour la reconstruction ; ils diminuent la charge , donc l'exposition du patient , si l'on choisit d'emblée une épaisseur de reconstruction plus importante mais on obère définitivement la qualité des reformations multiplanaires .

l'épaisseur minimale de reconstruction est la taille des éléments de détection

dans les anciens scanners où l'on pouvait choisir de n'utiliser que les "barrettes" centrales du détecteur pour des images HR,l'efficacité de dose était très diminuée , de l'ordre de 60% puisque seulement 40 % du rayonnement participait à la formation de l'image (et 60 à la pénombre )

le haut contraste naturel des structures osseuses et pulmonaires peut s'accommoder d'un niveau de bruit visible élevé sous réserve d'une reconstruction avec un filtre dur et d'une visualisation en fenêtre large ; le contraste des petits objets variant en sens inverse de l'épaisseur de coupe en raison de la diminution de l'effet de volume partiel

## le pas (pitch)

le pas est la distance parcourue par une hélice en une rotation .Il s'exprime en unité de longueur sans se référer à l'épaisseur de l'hélice .

dans le cas du scanner ,le pas ou pitch exprime la distance parcourue en une rotation en se référant à l'épaisseur de cette hélice , cad à l'épaisseur de la coupe .

Le pas est donc le déplacement pendant une rotation avec comme unité de distance l'épaisseur de coupe

le pas est donc de 1 si le lit se déplace d'une épaisseur de coupe pendant une rotation du tube p ex 5 mm pour une coupe de 5 mm

on peut utiliser des **pas > 1 (1.25 à 3 en pratique )** et reconstruire néanmoins des images jointives voire chevauchées : **gain de temps** et possibilité d'explorer de grands segments ou de réaliser des acquisitions multiphasiques ; **diminution de la dose** puisque la quantité de rayonnement X absorbée dans le volume exploré est inversement proportionnelle au pas . Un pas de 1.5 par rapport à un pas de 1 en acquisition hélicoïdale divise bien le flux photonique par 1.5 puisque le même flux est distribué dans un volume 1.5 fois plus grand !

pour les scanners multicoupes, l'autorité d'homologation du marquage CE impose une définition du pas comme le rapport du déplacement du lit au produit de l'épaisseur de coupe par le nombre de coupes acquises simultanément

**$p = d / ( t \times n )$**  d est l'avance de table ; t est l'épaisseur de coupe et n le nombre de coupes par rotation ( de canaux )

## **couplage de la charge globale et du pas**

on peut , en CT , travailler à "mAs constant" cad à **rapport S/B constant** . L'opérateur ne modifie plus l'intensité seule mais choisit une charge par image correspondant à la **résolution en densité souhaitée** pour l'usage clinique choisi ( résolution en densité plus élevée pour les tissus mous et en particulier abdomen-pelvis; plus faible pour os et poumons )

l'intensité du courant tube exprimée en mA sera donnée par la relation

$$I \text{ ( en mA )} = Q \text{ ( en mAS )} / \text{ temps de rotation X } p$$

$p$  étant le pas réel ( nombre de canaux x taille d'un élément de détection ) et  $Q$  la charge par image choisie

en fonction du temps de rotation choisi et du pas , le tube va moduler les mA pour que les mAs délivrés au volume restent constants , cad pour que l'irradiation soit identique .

L'irradiation dépend donc uniquement de la charge choisie (mAs) mais est indépendante du pas

ex acquisition multicoupe on choisit une charge de 100 mAs (qui détermine le rapport S/B donc la résolution en densité )

si on utilise une vitesse de rotation de un tour par seconde on aura une intensité de 100 mA par rotation pour un pas de 1 ;si on choisit un pas de 2 on aura une intensité de 200 mA et si on opte pour un pas de 0.5 le courant tube sera de 50 mA

Si on utilise ce dispositif , l'étirement des hélices ( pas > 1) ne diminue pas la dose et les modulations du pas ne servent qu'à optimiser la qualité des reformations multiplanaires (améliorées avec un pas réduit ,sans augmentation de la dose ) ou à diminuer les temps d'acquisition ( augmentation de la résolution temporelle pour les acquisitions multiphasiques , la aussi sans augmentation de la dose )

Cette modulation automatisée de l'intensité du courant tube n'est pas toujours possible , en particulier quand on utilise un asservissement (gating) à l'ECG

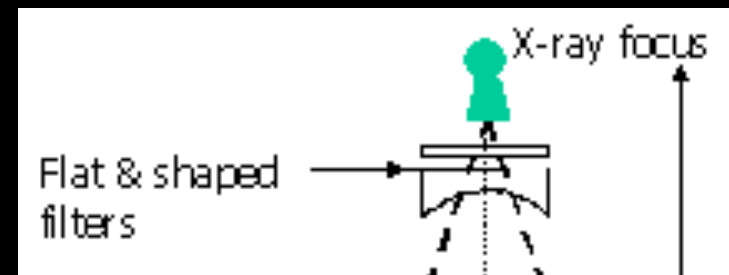
## dispositifs de réduction de dose

ils reposent sur des **matériels** (hardware) ou des **logiciels** (software) **modulant la charge** en fonction de **l'épaisseur** ou de **l'absorption** du patient selon le niveau de réalisation de la coupe

## dispositifs matériels de réduction de dose

### a. filtre papillon

disposé en sortie de tube et plus mince au centre il permet d'adapter l'intensité du rayonnement à la réalité anatomique

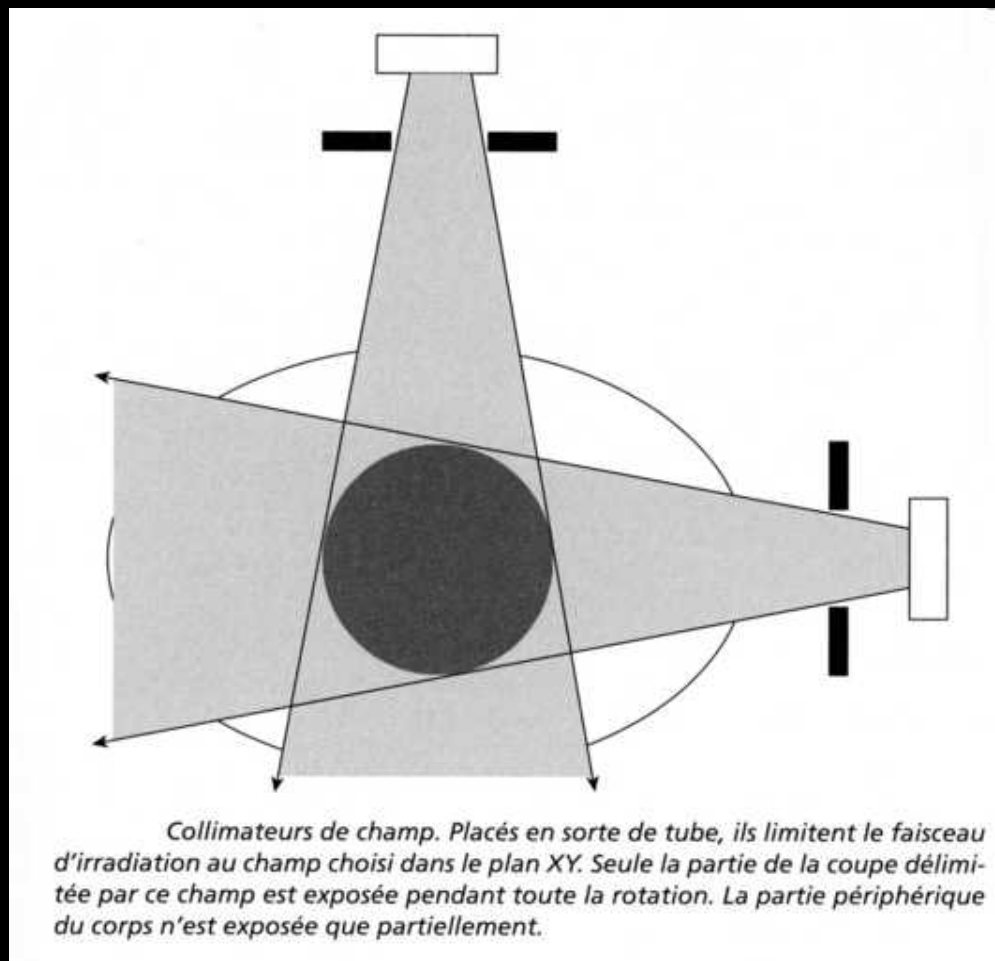


## b. collimateurs de champ

placés en sortie de tube, ils limitent le faisceau d'irradiation au champ choisi, dans le plan X Y.

On n'utilise que les données d'absorption du volume correspondant au champ choisi au lieu d'irradier tout le volume.

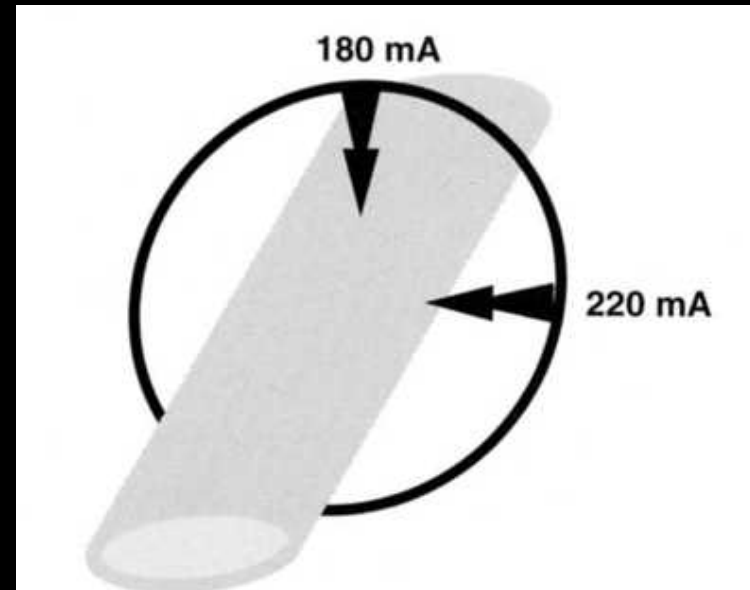
Ils permettent une substantielle économie de dose, et sont un bon exemple d'optimisation de l'exposition



## options logicielles de réduction de dose

### a. modulation de l'intensité en fonction de l'incidence au cours de chaque rotation

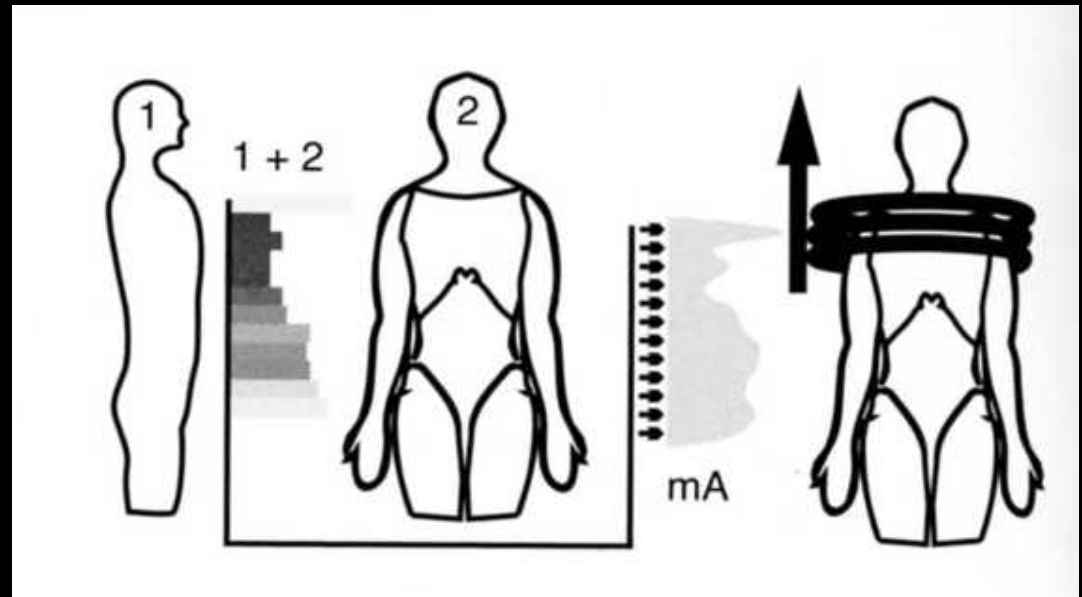
modalité la plus simple ; la plupart des corps humains étant plus épais en incidence latérale qu'en incidence frontale (et non cylindriques !), l'émission des rayons X est modulée en fonction de l'épaisseur à traverser (maximale à 90 et 270°, minimale à 0 et 180°)



a) Modulation de l'intensité au cours de la rotation : le corps humain est assimilé à un cylindre aplati, la quantité de rayonnement émise par le tube est plus importante à 90° et 270° qu'à 0° et 180°.

## b.modulation de l'intensité en fonction de la position sur l'axe Z

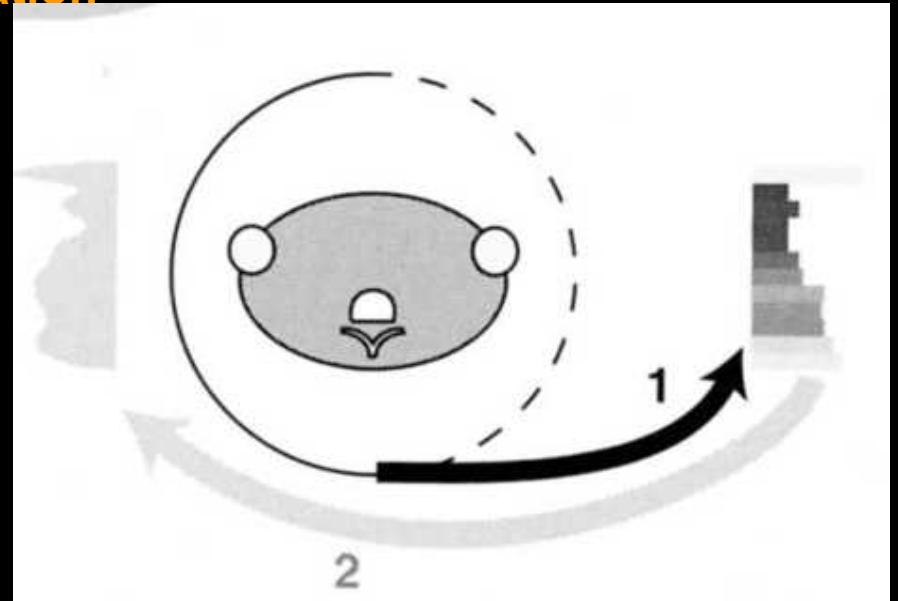
les topogrammes préalables de face et de profil permettent de mesurer les variations d'épaisseur et de densité aux rayons X selon l'axe Z . Durant l'acquisition hélicoïdale le faisceau sera modulé en fonction de ces variations d'absorption



b), la variation d'atténuation des rayons X selon l'axe Z est mesurée d'après les données des topogrammes de face et de profil. En cours de défilement devant la fenêtre d'irradiation, chaque tranche recevra une dose proportionnelle à l'absorption précédemment mesurée pour cette tranche.

## c.modulation de l'intensité en fonction de l'absorption mesurée en cours de rotation

méthode la plus élaborée; elle consiste à déterminer le niveau d'absorption sur la première moitié des acquisitions d'une coupe et à s'en servir pour réguler la dose ( la charge , les mAs ) lors de la seconde moitié des acquisition de cette coupe

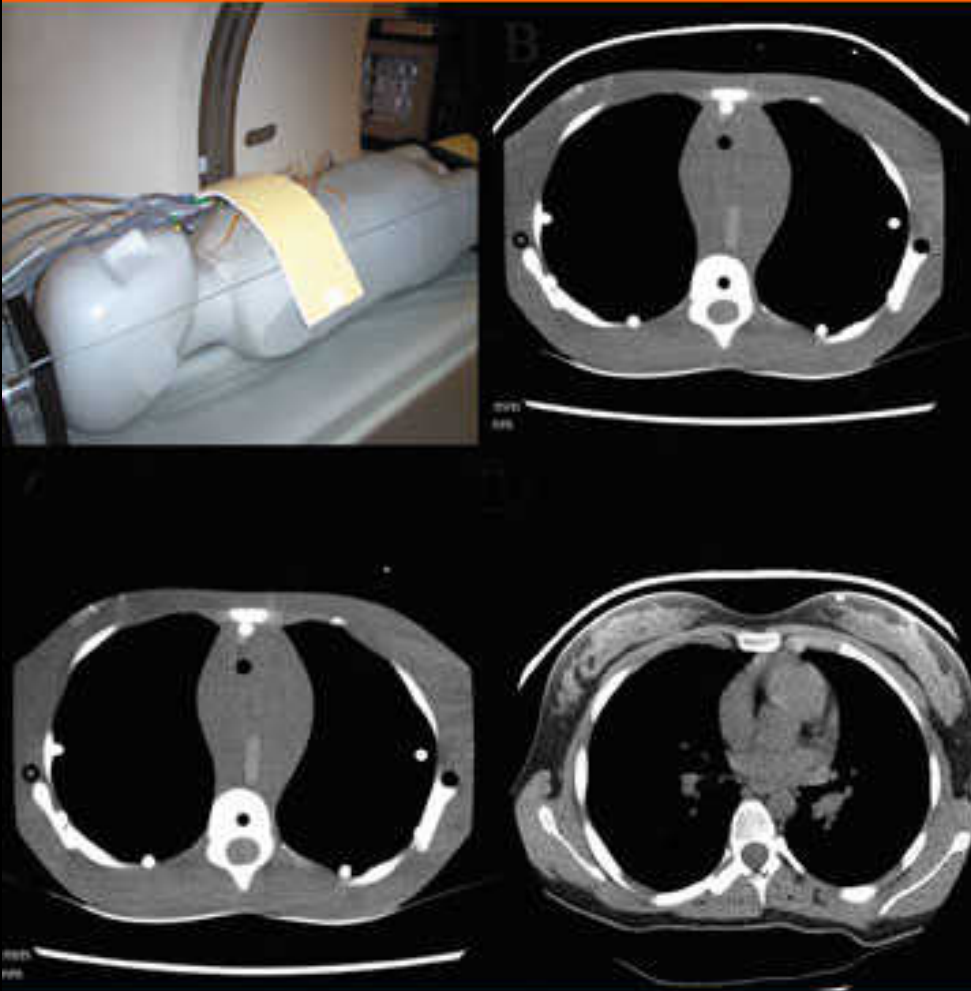


*c) les mesures d'absorption sont effectuées pendant la première moitié de la rotation et enregistrées (1). L'émission des X est ensuite modulée, pour la demi rotation suivante (2), en fonction de l'absorption mesurée dans la position angulaire symétrique.*

## d.critères de choix

la réduction de dose avec les différentes solutions logicielles est de l'ordre de **20 à 30 % quelle que soit la technique choisie** .

le recours à ces méthodes logicielles ne permet plus de réduire la charge ( les mAs ) a priori puisque celle-ci est déterminée par le logiciel . Par contre **l'abaissement du kilovoltage est toujours utile chez les enfants , les adolescents et les jeunes femmes** .



le **bouclier de protection** des glandes mammaires en bismuth permet de réduire la dose aux seins de 26.9 à 52.4%( et aux orbites de 34% en CT cranio encéphalique ))

Source: Appl Radiol © 2008 Anderson Publishing, Ltd.

utilisation d'un bouclier de protection des glandes mammaires en bismuth

A -fantôme anthropomorphique d'un enfant de 5 ans

B -image CT avec le bouclier en place

C - image CT du fantôme sans le bouclier avec les mêmes paramètres

D –emploi du bouclier chez une patiente de 16 ans

# règles d'utilisation en fonction du patient et du type d'exploration

## réduire l'intensité ( charge)

la réduction de la charge diminue linéairement la dose , **au prix d'une diminution du rapport S/B** d'un facteur égal à la racine carrée du facteur de réduction de la charge

une diminution par 2 de la charge entraîne une division par  $\sqrt{2}=1.4$  ,soit une diminution de 30 % du rapport S/B

on peut ( doit ) donc y avoir recours lorsqu'on réalise des **examens ou la résolution spatiale prime** :

**sinus** aériens de la face +++ réalisables avec 100kV et 40 mAs

**parenchyme pulmonaire** 100 à 120 kV et 80 mAs

au contraire ,lorsqu'on explore des "tissus mous " (faible contraste propre ) , la résolution en contraste prime et il faut un bon rapport S/B . C'est en particulier le cas pour l'encéphale et l'abdomen

## réduire la tension

la réduction de la tension est un **moyen simple et rapide** de réduire la dose administrée par un protocole donné quand on a affaire à un **"petit gabarit"** : enfant et sujets de moins de 50 kg.

une diminution de la tension de 20 % diminue la dose de près de 50 % toutes choses restant égales par ailleurs

la réduction de tension reste possible quand on utilise des logiciels de modulation de la dose en fonction du morphotype

elle doit être utilisée par principe chez **les enfants , les adolescents et les adultes minces**

la réduction de la tension **améliore le contraste des images rehaussées** après injection parce que l'abaissement de l'énergie moyenne du faisceau favorise l'absorption des photons X par effet photo électrique (pic de fluorescence de l'iode)

## augmenter le pas

même en augmentant le pas au delà de 1 , il reste possible de recalculer des coupes jointives , voire chevauchées (incrément de reconstruction  $< 1$ ) . On peut ainsi faire des reformations multiplanaires de qualité sans irradiation supplémentaire

le choix du pas dépend donc uniquement du temps d'acquisition voulu , lui-même définit en fonction du risque de flou cinétique , de la capacité du sujet à tenir une apnée ...

le choix de l'incrément de reconstruction dépend de la volonté de faire des reformations multiplanaires de qualité

si on travaille à mAs constants d'acquisition ; l'irradiation est indépendante du pas choisi . On ne modifiera le pas que pour régler le temps d'acquisition

## limiter les acquisitions multiphasiques

le facteur principal d'augmentation des doses délivrées en CT hélicoïdal est directement lié à la rapidité et à la facilité de réaliser ces acquisitions

le mode hélicoïdal diminue la charge du tube et permet la répétition ou l'enchaînement des acquisitions . Cela a fait disparaître le frein naturel que représentaient la durée des acquisitions incrémentales classiques

il n'est pas rare de voir des explorations abdomino pelviennes comportant **4 ou 5 phases** ( avant injection, artériel différé , portal , retardé ...) sans réel apport diagnostique mais ayant délivré dans le volume une dose cumulée de 80 à 120 mGy ..

ces "protocoles " ne doivent pas être appliqués systématiquement et doivent pouvoir être justifiés par la recherche d'informations pertinentes : **caractérisation de contingents tissulaires** (fibrose) ou **informations "morpho fonctionnelles"** ( uro CT )

## adapter sa pratique aux nouveaux outils

de nombreuses circonstances pratiques permettent de réduire les doses délivrées en CT multi coupes :

-emploi de **collimations étroites** sans augmentation de la charge pour les structures à fort contraste propre (sinus, rachis, parenchyme pulmonaire ..) surtout si l'on programme une épaisseur de reconstruction des coupes plus importante qui diminue le niveau de bruit visible (augmentation d'échantillonnage)

-les programmations ajustent automatiquement la baisse des mAs lorsque **l'épaisseur de reconstruction demandée est plus importante que l'épaisseur nominale des détecteurs**

on doit à l'heure des explorations volumiques **bannir les acquisitions dans 2 plans** ( sinus ) de même que les **acquisitions avec obliquité du statif** ( disques lombaires bas ) qui sont limitées à l'exploration du rachis cervical haut (pour éviter les artefacts d'origine dentaire) et à la radiologie interventionnelle scano-guidée ( trajets d'aiguilles obliques )

## au total

la radioprotection est fondamentale au CT qui est devenu **l'imagerie radiologique de base**. c'est un **état d'esprit**, à inculquer aux manipulateurs, aux radiologues et aux cliniciens l'autocontrôle par **l'affichage des index de dose** et la connaissance des **doses de référence** constitue le fondement concret de cette radioprotection