

radioprotection en milieu médical

la radioprotection concerne **d'abord les médecins utilisateurs** de radiations ionisantes et plus encore leurs **collaborateurs techniciens**

les aspects physiques théoriques sont importants mais n'ont pour objet que d'aider à adopter des stratégies intelligentes dans l'emploi des radiations ionisantes c'est à dire :

☞ gérer les inévitables compromis entre dose délivrée et **qualité** et **quantité** de renseignements obtenus

☞ adapter les **conditions de réalisation de l'examen**

- . "constantes" = paramètres d'exposition
- . nombre d'images (radiographie par projection , sériographies angiographiques durée de scopie téléviséeetc. ...)

à chaque cas , en fonction de l'âge , du poids , du nombre et de la qualité des informations souhaitées

☞ **contrôler la qualité des appareils** et de leurs réglages

la radioprotection est un "état d'esprit" en plus d'une obligation légale (formation initiale et continue en radioprotection obligatoires)



fondements et historique de la radioprotection

les rayonnements ionisants font partie de la vie et la radioactivité a contribué à l'évolution des espèces ...

la découverte des rayons X et de leurs applications médicales date de 1895 ; la reconnaissance de leurs effets néfastes a rapidement suivi

le premier comité international de radioprotection date de 1928 (CIPR = Commission internationale de protection radiologique) . la protection visait initialement les travailleurs exposés puis les malades puis la population dans son ensemble .

le concept de radioprotection : "assurer un niveau de protection adéquat pour l'homme , sans pénaliser indument les pratiques bénéfiques qui exposent aux rayonnements ionisants "

parmi les conséquences potentiellement nocives d'un "terrorisme" radio phobique on retiendra le risque de ne pas recourir à des techniques utiles ou de rendre prohibitif les coûts de certaines techniques



les risques liés à l'irradiation sont de 2 ordres

- risque aléatoire ou stochastique
- risque direct, déterministe



on considère que le risque aléatoire peut survenir après toute irradiation , même s'il n'est démontré que pour les fortes doses .

Une fois apparu, sa gravité est indépendante de l'irradiation initiale (tout ou rien). C'est la **probabilité d'apparition** de cet effet néfaste , pour l'individu (cancer) ou pour sa descendance (détriment) qui **est fonction de l'intensité de l'irradiation** , selon une relation linéaire

le risque direct ou déterministe est du à l'effet physique de l'irradiation ; il apparaît toujours au delà d'une certaine dose (notion de seuil) et **sa gravité augmente avec la dose**

en radiodiagnostic, le risque à prendre en compte pour les **patients (faibles doses)** et pour **le personnel (très faibles doses)** est donc essentiellement le **risque aléatoire**

seule la radiologie interventionnelle, surtout si elle est pratiquée par des opérateurs non ou insuffisamment formés (coronarographies +++) expose le patient à des doses suffisantes pour créer un risque déterministe

la DMA ; aspects historiques



la DMA (dose maximale admissible) est ,à l'origine," la dose de rayonnement qui ne doit causer aucune lésion corporelle appréciable chez une personne exposée à **aucun moment de sa vie**"

on utilise **l'équivalent de dose annuelle** pour le contrôle de l'exposition des professions exposées

cette DMA est très largement calculée et n'a cessé d'être revue à la baisse depuis 80 ans

initialement c'est la dose érythème (effet cutané observable après une exposition unique ,de type "coup de soleil", dose actuellement évaluée à 5 à 6 Sv)qui a été utilisée pour réguler les applications thérapeutiques

avec la même dose délivrée en un an chez les professionnels on n'observait aucun effet visible cutané (dose "ineffective")

dès 1927 on a choisi une limite de l'exposition professionnelle à **1/10^{ème} de cette dose** ; **c'est la première DMA (soit 500 à 600 mSv)** soit une exposition journalière maximale de 2.5 mSv ramenée à 2 mSv/jour qui a perduré jusqu'en 1949.

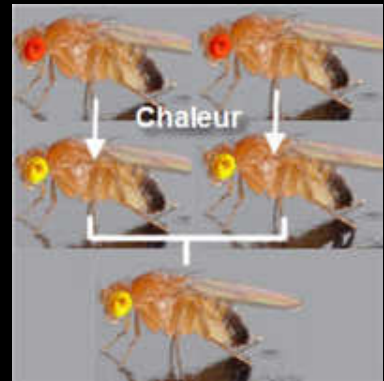
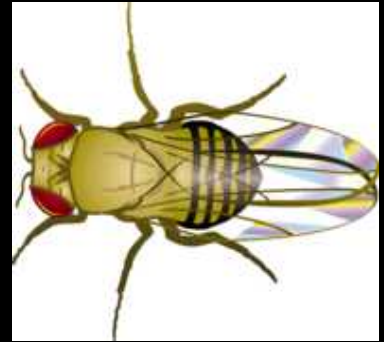
en 1979 la dose hebdomadaire maximale est abaissée à 3mSv soit **150 mSv /an** .

l'excès d'incidence des cancers et hémopathies malignes chez les professionnels exposés a cessé d'être observé après 1940, ce qui suggère **un seuil de risque cancérigène des expositions chroniques entre 3 et 10 mSv /semaine**

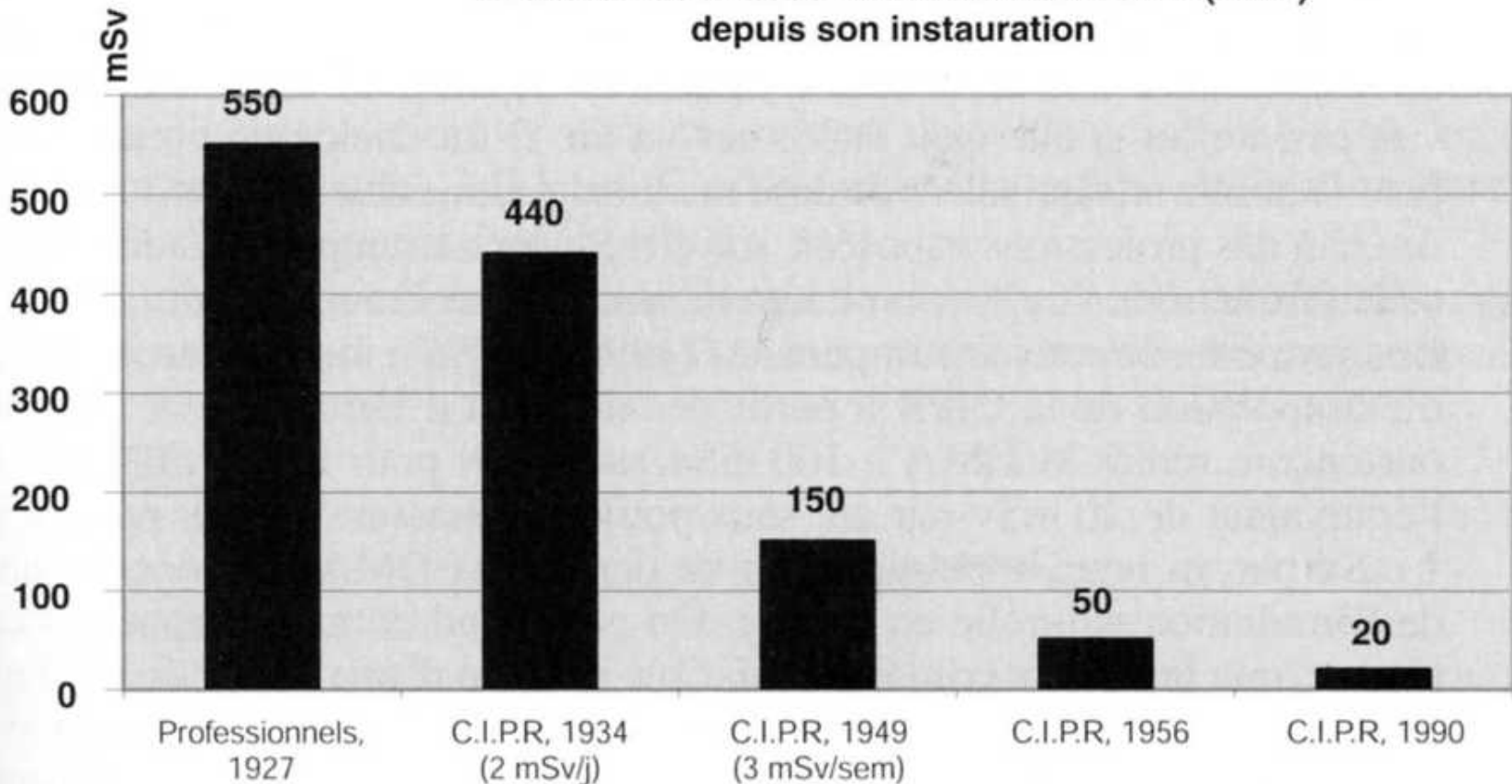
les observations de **mutations génétiques chez la drosophile** avec des doses d'irradiation moyennes et fortes ont incité à abaisser la **DMA à 50 mSv /an** (mais la drosophile est très sensible à tous les agents susceptibles d'induire des mutations géniques et présente un très fort taux de mutations spontanées) cette dose était déjà le 1/100^{ème} de la DMA initiale ! elle a constitué la limite légale pour les travailleurs jusqu'en 2003 et pour la population générale 5 mSv (soit 2 fois l'irradiation naturelle en France)

les dernières directives européennes ,établies à la suite d'extrapolations de la CIPR à partir des données de Hiroshima et Nagasaki ont réduit la DMA à **100 mSv sur 5 ans** pour les travailleurs soit l'équivalent de 20 mSv /an sans pouvoir dépasser 50 mSv /an et **1 mSv /an pour le grand public** (soit une DMA = 1/2 de l'irradiation naturelle en France).

la DMA est donc une application du principe de précaution avant la lettre !!!



Évolution de la dose maximale admissible (DMA) depuis son instauration



-DMA initiale à **10% de la dose érythème** (5.5 Sv) pour éviter l'apparition d'effets déterministes (cutanés) chez les travailleurs

-**150 mSv** représente la limite en dessous de laquelle disparaissent les effets leucémogènes et cancérogènes dans les études rétrospectives chez les travailleurs .

les abaissements ultérieurs résultent de calculs d'extrapolation de l'effet de fortes doses et de considérations sociétales.

les effets stochastiques . La relation linéaire sans seuil

les effets néfastes potentiels des rayonnements ionisants (RI) sont de 3 ordres:

- induction de cancers supplémentaires
- augmentation du risque de malformations chez les enfants dont la mère a été irradiée pendant la grossesse.
- augmentation des anomalies génétiques dans la descendance

le **risque cancérogène** et le **risque génétique** sont des **risques stochastiques** dont l'évaluation repose sur la relation linéaire sans seuil

la **risque malformatif** pour l'enfant à naître est **déterministe**

ECRR

Chernobyl: 20 Years On



Health Effects of the Chernobyl Accident

European Committee on Radiation Risk
Documents of the ECRR
2006 No 1
Eds: C.C. Busby and A.V. Yablokov

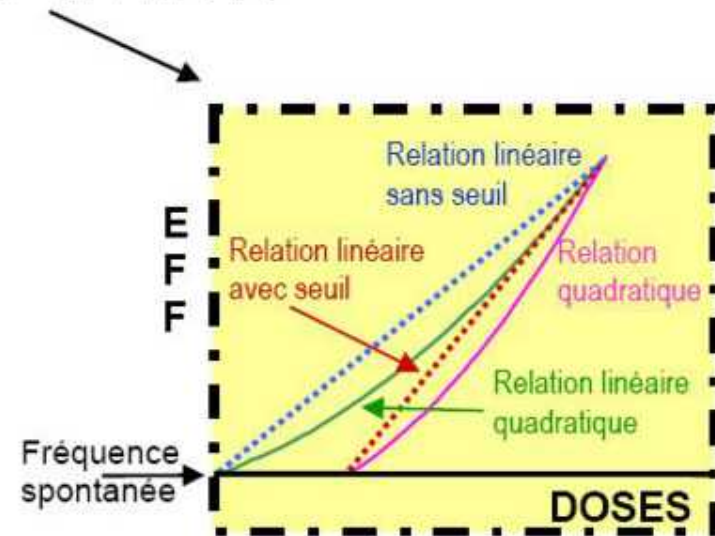
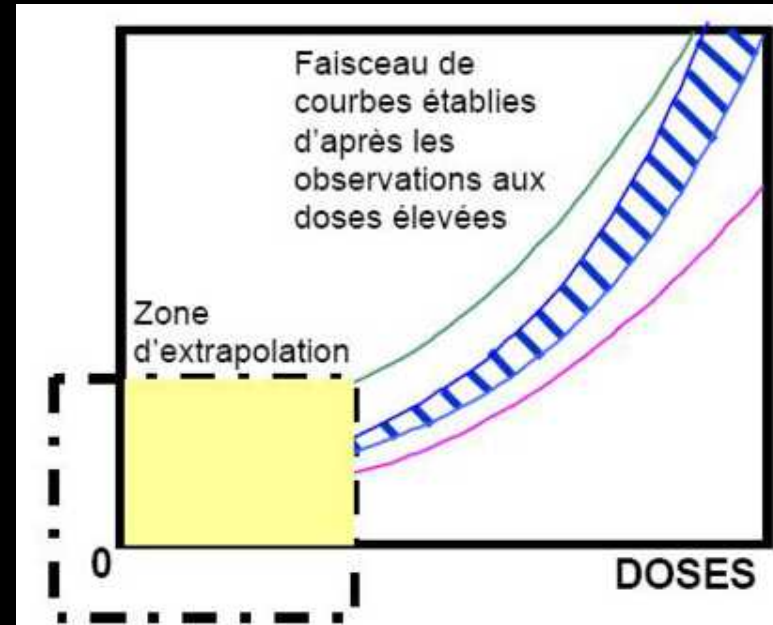
la relation linéaire sans seuil (RLSS) est le modèle de calcul de risque encouru par les personnes exposées . Il repose sur les faits observés au japon (relation entre la survenue de cancers et la dose reçue).

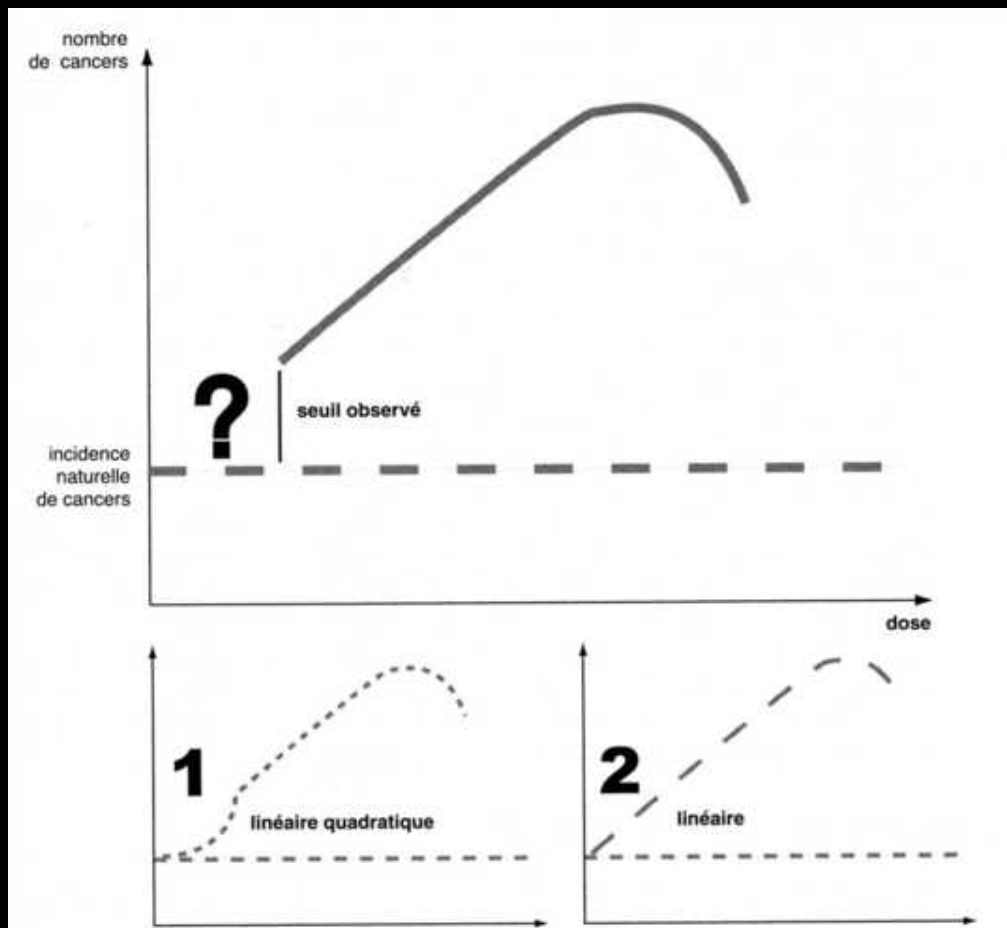
La **Life span study** a suivi 80 000 personnes irradiées survivantes et décelé 20700 cancers pour 20 000 attendus soit 700 cancers supplémentaires à la suite de cette irradiation unique , à fort débit de dose.. Aux doses reçues élevées , on observe une relation linéaire entre la dose et la probabilité d'apparition d'un cancer .

en dessous de 100 mSv il n'y a pas eu d'augmentation du taux de cancers

dans un souci de sécurité on a donc extrapolé la partie initiale de la courbe dans un modèle linéaire vers l'origine

on a de plus extrapolé à partir d'une irradiation unique à fort débit de dose les effets possibles d'irradiations fractionnées à faible débit de dose





au dessus d'un seuil de **100 mSv** ,on observe un **excès de cancers** par rapport à l'incidence naturelle .Cette augmentation est linéaire. en dessous on n'a pu mettre en évidence aucun effet

.La partie initiale de la courbe est **probablement de type linéaire quadratique** pour un grand nombre de cancers **dont les leucémies** .

Le modèle linéaire sans seuil n'indique pas une probabilité du risque mais une **limite supérieure de risque**, le risque réel étant compris entre 0 et la courbe ...

il ya donc une **surestimation délibérément pessimiste** du risque qui méconnaît volontairement les capacités de réparation des lésions radio induites

.cela a 2 avantages :

-pas de risque de sous évaluation du risque

-possibilité de répartir de façon équitable le risque chez les professionnels par une **modélisation objective** , base des compensations financières et d'indemnisation .

-tous les calculs réalisés à partir de ce modèle donnent une **estimation de la limite supérieure du risque** ! le risque réel étant entre 0 et ce risque maximal estimé

-la notion de "**dose collective**" exprimée par l'unité "**homme x sievert**" (produit du nombre total de personnes exposées par la valeur moyenne de l'exposition) donne une indication de l'ordre de grandeur du risque maximal mais n'autorise en aucun cas à un calcul de probabilité d'apparition de cancers ...



principes de la radioprotection dans la réglementation

la conséquence de la prise en compte de toute exposition quel que soit son niveau fondée sur une relation linéaire sans seuil est la nécessité d'encadrer l' **exposition professionnelle** selon des principes qui doivent assurer l'**acceptabilité du risque**

ces principes sont au nombre de trois:

- **la justification** : les avantages d'une exposition doivent être supérieurs à ses inconvénients . Elle vaut pour une technique et un individu .

- **l'optimisation** : recherche du rapport maximal entre les avantages (à amplifier) et les inconvénients (à diminuer)

- **la limitation** : imposition de limites de dose assurant une protection appropriée aux personnes les plus exposées

le concept **ALARA** (as low as reasonably achievable) s'applique aux 2 derniers principes

le principe de limitation ne s'applique pas aux irradiations médicales thérapeutiques (bénéfice attendu toujours très > risques en radiologie interventionnelle) ; pour les irradiations diagnostiques les limites sont les confrontations aux niveaux de référence .



genèse des réglementations nationales

la réglementation dans chaque état européen s'appuie sur des données scientifiques de la radiobiologie et de l'épidémiologie mais tient compte des facteurs éthiques ,sociaux et économiques .

les données scientifiques sont analysées par **l'UNSCEAR** (Comité des nations unies pour l'étude des Radiations atomiques) . A partir de ces données , la CIPR élabore les **recommandations** qui sont ensuite traduites en **directives** par les commissions spécialisées des communautés européennes . Ces directives sont enfin **transposées** par chacun des états membres dans leur législation nationale.

les dernières directives transposées concernaient

- la radioprotection des **travailleurs** et du **public** avec les nouvelles normes de base (96/29 Euratom)

- la radioprotection des **patients** : **97/43 Euratom**

la transposition en droit français qui devait être réalisée pour l'an 2000 est effective depuis 2003

au total

le champ de la radioprotection qui ne concernait à l'origine que les travailleurs s'est progressivement étendu au public puis aux personnes exposées pour des raisons médicales

le risque de l'exposition aux faibles doses est essentiellement spéculatif ; son estimation nécessite l'utilisation d'un modèle reposant sur l'extrapolation de l'effet des fortes doses à celui des faibles doses

ce modèle indique une limite supérieure de risque , utilisée comme coefficient de probabilité maximale de risque , qui permet de gérer la radioprotection des travailleurs

une approche prudente consiste à fixer des limites d'exposition toujours plus restrictives , en application anticipée du principe de précaution . Cette attitude garantit aux professionnels un niveau de risque inférieur à celui de la plupart des activités de la vie moderne



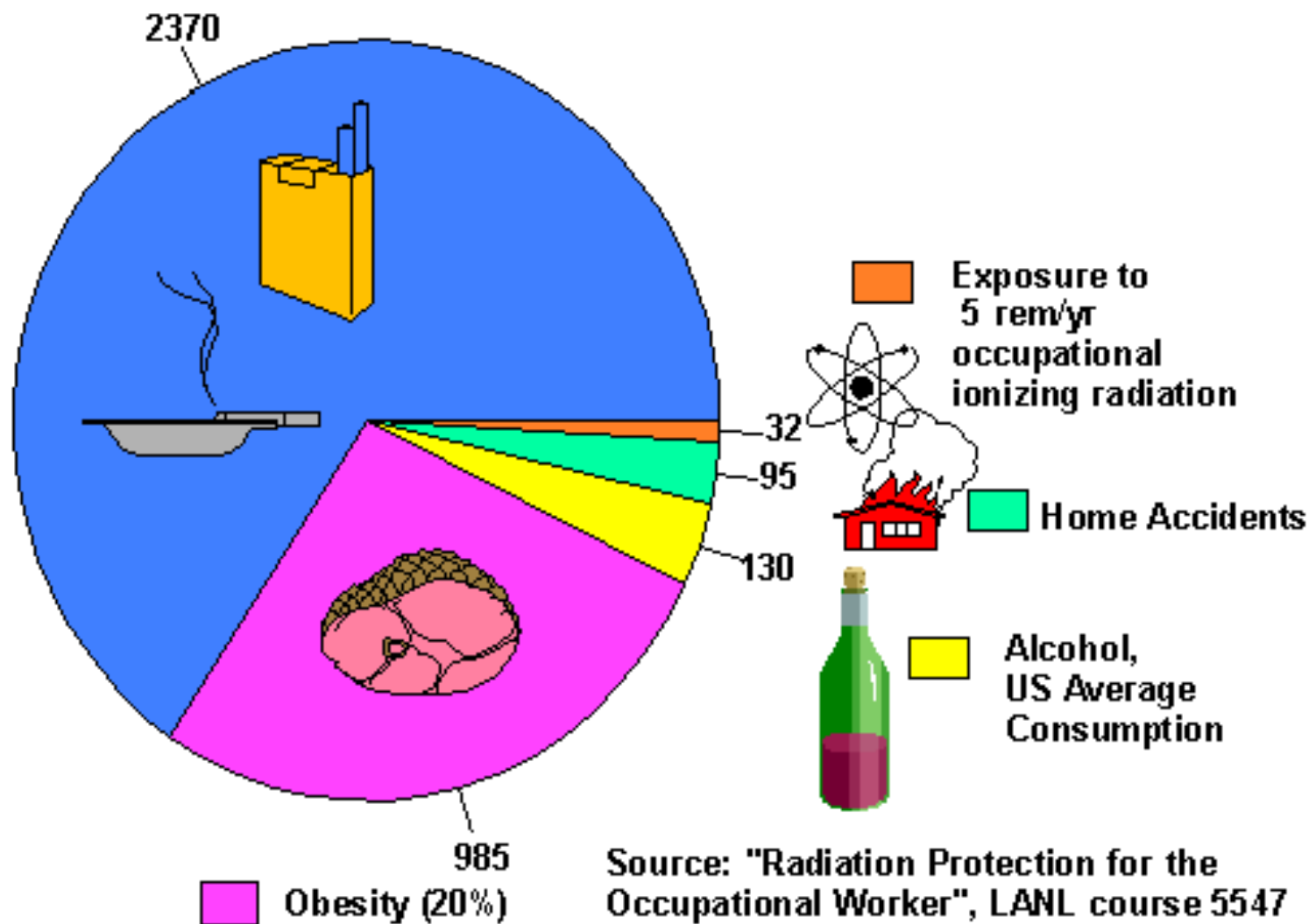
Wi-fi internet cancer concerns

THE
Daily Telegraph

COMPARISON OF RISKS

Days of Life Lost (estimated)

20 Cigarettes per Day



Source: "Radiation Protection for the Occupational Worker", LANL course 5547

grandeurs et unités en radioprotection

il n'y a pas d'unité universelle en radioprotection et il faut dans chaque situation savoir utiliser l'unité pertinente ; le Gy en radiothérapie , le Sv en radioprotection

1.dose absorbée D

c'est le quotient de l'énergie moyenne délivrée par le rayonnement (d) à la masse de matière (m) :

$$D = d / m$$

l'unité de dose absorbée est le Gray (Gy)

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule / kg}$$

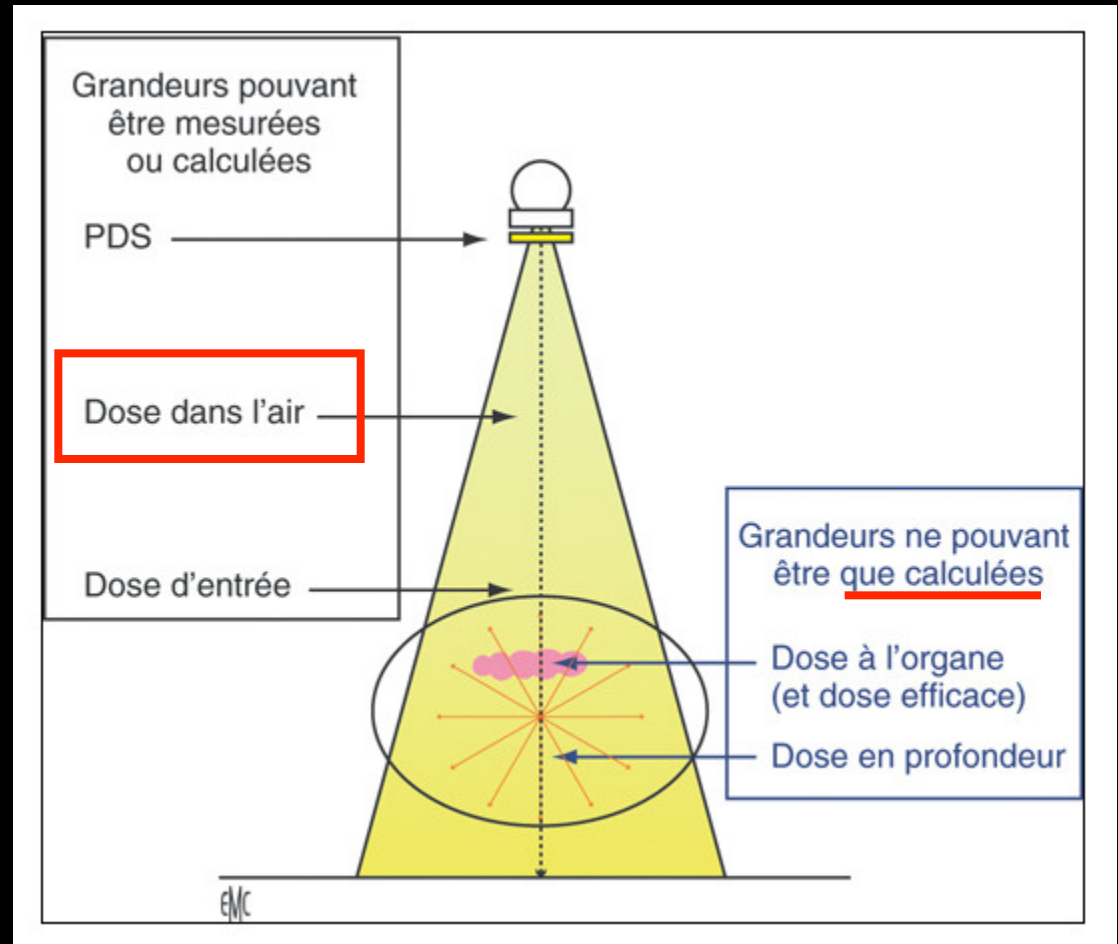
c'est une grandeur physique utilisable quels que soient le rayonnement et le milieu considérés

2.dose dans l'air (D_{AIR})

-cette dose est facilement mesurable à l'aide d'une chambre d'ionisation

-elle est indépendante de l'objet radiographié et permet de **caractériser une installation radiologique** dans des conditions données de distance foyer-film, de tension et de filtration

-elle s'exprime en Gy et permet de calculer la dose dans un autre milieu que l'air en la multipliant par le rapport des coefficients d'atténuation du milieu considéré et de l'air



► Figure 2

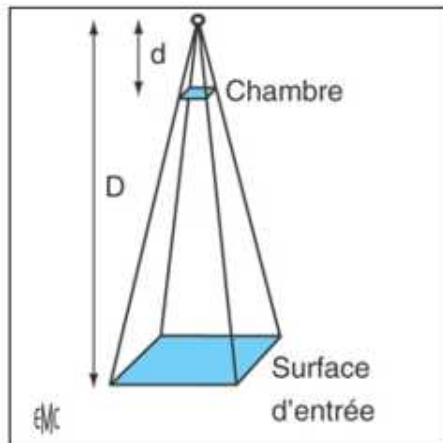


Figure 2 :

Produit dose.surface. L'intensité du rayonnement diminue en fonction du carré de la distance. Selon la règle d'homothétie, le côté du quadrilatère représentant la chambre et le côté correspondant du quadrilatère représentant la surface d'entrée sont dans un rapport d/D . Entre la chambre et la surface d'entrée, la dose diminue donc de d^2/D^2 alors que la surface augmente comme D^2/d^2 . Le produit dose.surface est donc indépendant de la distance à la source de rayonnements.

► Figure 5



Figure 5 :

Chambre d'ionisation pour mesure du produit dose.surface en sortie de tube (PTW-Diamentor®).

3. dose d'entrée ou dose à la surface d'entrée (D_E)

-cette dose est **mesurée sur la peau des patients** ,pendant un examen radiologique ; elle **intègre le rayonnement rétro diffusé** par le patient

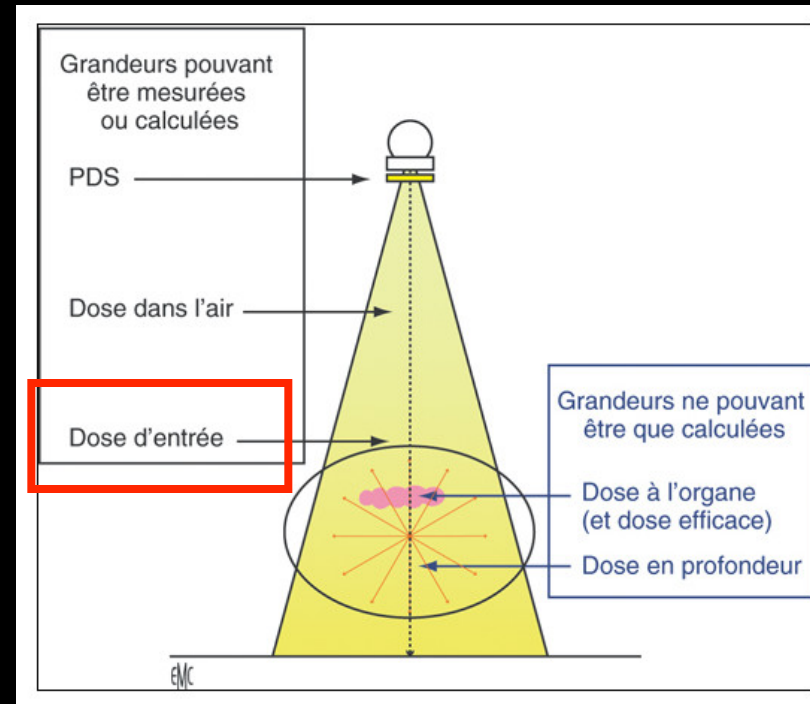
le rayonnement rétro diffusé représente **20 à 40 % de la dose dans l'air** , à laquelle il s'ajoute .Il faut donc en tenir compte dans les calculs , ce qui nécessite l'emploi du facteur de rétro diffusion (FRD) dont les valeurs sont de 1.2 à 1.4

$D_E = D_{AIR} \times FRD$ elle s'exprime en Gy

une formule simplifiée permet d'estimer la dose d'entrée à partir des paramètres d'exposition

$$D_E = 0.15 \times (U/100)^2 \times Q \times (1/ DFP)^2$$

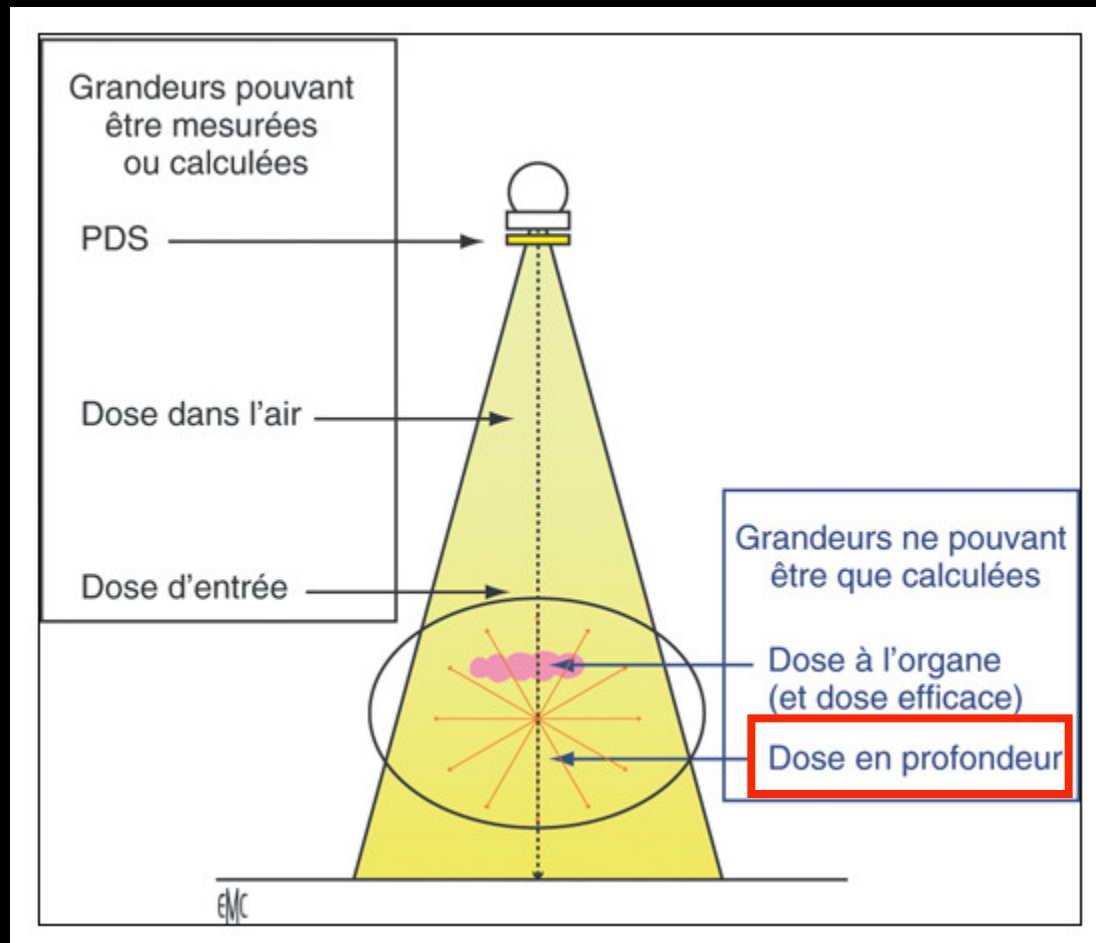
U est la tension en kV , Q la charge en mAs ,
DFP la distance foyer-peau en mètres



4.dose en profondeur

-difficilement mesurable chez un patient, cette dose peut être **calculée** à partir de la dose d'entrée , en tenant compte de l'atténuation

-l'hétérogénéité du milieu rend le calcul encore plus incertain

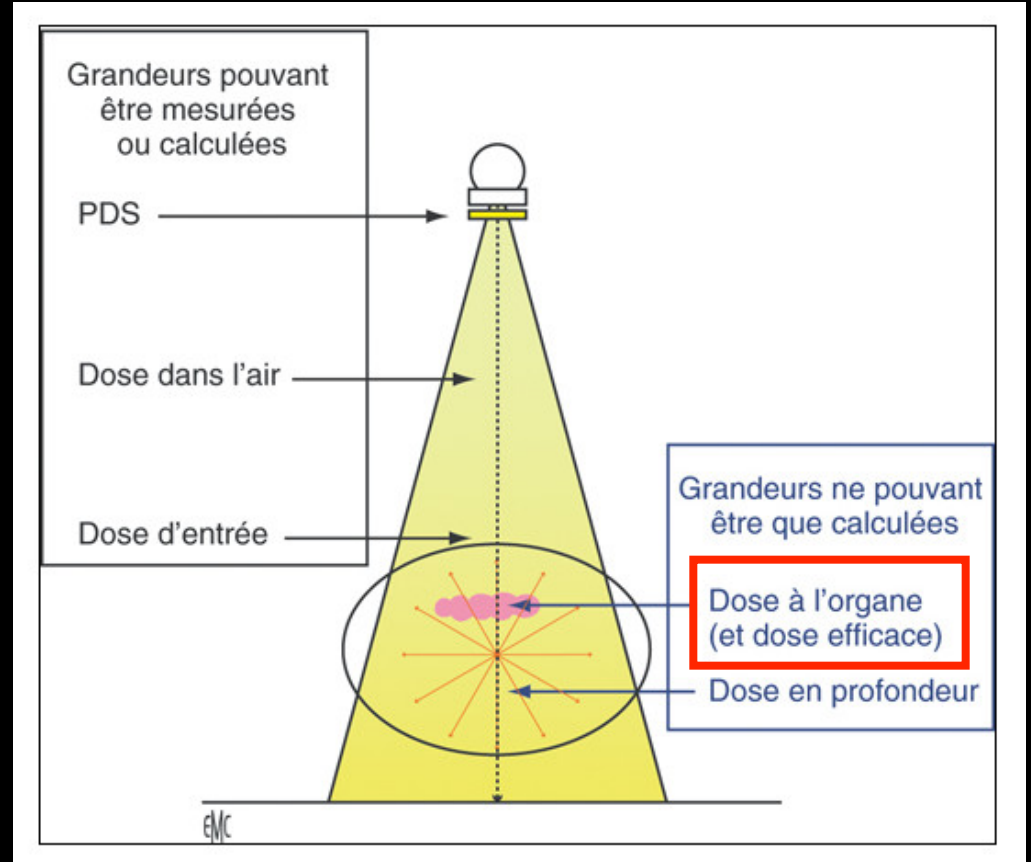


5.dose à l'organe

-la dose à l'organe est la **dose moyenne absorbée** rapportée à l'ensemble du volume de l'organe exploré .

-Elle **permet le calcul de la dose efficace**

-Il faut tenir compte pour son calcul de la **nature du rayonnement** et du **tissu considéré** (car tous les rayonnements n'ont pas la même efficacité pour produire un effet biologique et tous les tissus n'ont pas la même sensibilité à un rayonnement donné) .



facteur de pondération du rayonnement (W_r)

-il exprime la plus grande efficacité de certains rayonnements corpusculaires pour induire un effet nocif chez l'homme , par rapport aux rayonnements photoniques (X ou γ) , affectés du coefficient 1

- X ou 1	γ
- électrons et β	1
- protons	2
- neutrons (selon énergie)	5 à 20
- alpha, protons	20

6.dose équivalente (H)

-c'est la dose absorbée dans un organe multipliée par le coefficient W_r correspondant au rayonnement considéré

$$H = D \times W_r$$

elle s'exprimait jusqu'en 2005 en milli sievert (mSv) ou en sievert (Sv) mais l'emploi de cette unité pour une dose n'intéressant qu'une partie de l'organisme entretenait une confusion regrettable avec la dose efficace qui concerne l'ensemble de l'organisme .La CIPR a donc aboli cet usage et il faut maintenant exprimer cette dose en gray ou en "gray pondéré "

Pour le radiodiagnostic , le coefficient étant de 1 il faut exprimer la dose délivrée au volume **en gray** et non en sievert .

facteurs de pondération tissulaire (W_t)

-les tissus du corps humain sont s'autant plus sensibles qu'ils sont moins différenciés et que leur activité mitotique est plus grande .

Pour tenir compte de cette disparité et à partir des extrapolations aux faibles doses des données sur la cancérogenèse induite aux fortes doses ,on a établi un **barème de radiosensibilité** où chaque organe se voit affecté d'un **coefficient ou facteur de pondération W_t**

organes

W_t

-colon,estomac,moelle osseuse, poumons, sein	0.12
-foie,gonades,œsophage,thyroïde ,vessie	0.05
-cerveau, glandes salivaires ,peau,reins, surface osseuse	0.01
-autres tissus ou organes	0.10

-l'utilisation de ce facteur de pondération est censée donner son importance réelle à chaque organe dans la genèse des effets néfastes (détriment) provoqués par une irradiation (essentiellement cancérogénèse et effets génétiques)

la somme de ces facteurs de pondération est de 1 , ce qui correspond au détriment global d'une irradiation de l'ensemble du corps

<i>Tissu ou organe</i>	<i>Wt</i>
Côlon, estomac, moelle osseuse, poumon, sein*	0,12
Foie, gonades*, œsophage, thyroïde, vessie	0,05
Cerveau, glandes salivaires, peau, reins, surface osseuse	0,01
Autres tissus ou organes (ensemble)	0,10

* On remarquera, par rapport aux précédentes recommandations de la CIPR, que le facteur de pondération du sein a été augmenté (0,12 au lieu de 0,05) et que celui des gonades a été diminué (0,05 au lieu de 0,20).

7.dose efficace (E)

-C'est un **indicateur des risques des effets aléatoires** , non directement mesurable. Il permet de traduire une irradiation locale en terme d'exposition globale du corps entier , en faisant intervenir les facteurs de pondération liés à la radiosensibilité tissulaire (W_t)

la dose efficace est obtenue en multipliant la dose équivalente délivrée à chaque organe , simultanément ou successivement , par le facteur de pondération correspondant puis en faisant la somme de l'ensemble

$$E = \sum H \times W_t$$

la dose efficace s'exprime **en sievert (Sv) ou millisievert (mSv)** et réalise donc une **véritable intégration de la dose pour l'ensemble de l'organisme** , pour chaque exposition , même partielle.

Bien que ne résultant pas d'une mesure physique objective, elle est la seule qui permette **une estimation cohérente** de la dose totale reçue par un patient en radiologie ou les expositions portent sur des régions différentes, à des moments différents.

c'est la seule dose qui doit être exprimée en sievert pour éviter les confusions entre **dose équivalente** (délivrée à **une partie du corps** pondérée d'un facteur de qualité du rayonnement) et **dose efficace** (représentative d'un **risque global** pour l'individu, obtenue en multipliant une ou plusieurs doses équivalentes par les facteurs de pondération tissulaires correspondants

une dose équivalente de ~~100 mSv~~ (**mGy**) au poumon correspond à une dose efficace de 12 mSv.

Dose absorbée (D)	Energie absorbée par l'unité de masse de matière irradiée	gray (Gy)
Dose équivalente (H_T)	$H_T = D \cdot W_R$ où W_R = facteur de pondération pour les rayonnements	sievert (Sv) gray (Gy)
Dose efficace (E)	$E = \sum H_T \cdot W_T$ Où W_T = facteur de pondération pour les tissus	sievert (Sv)

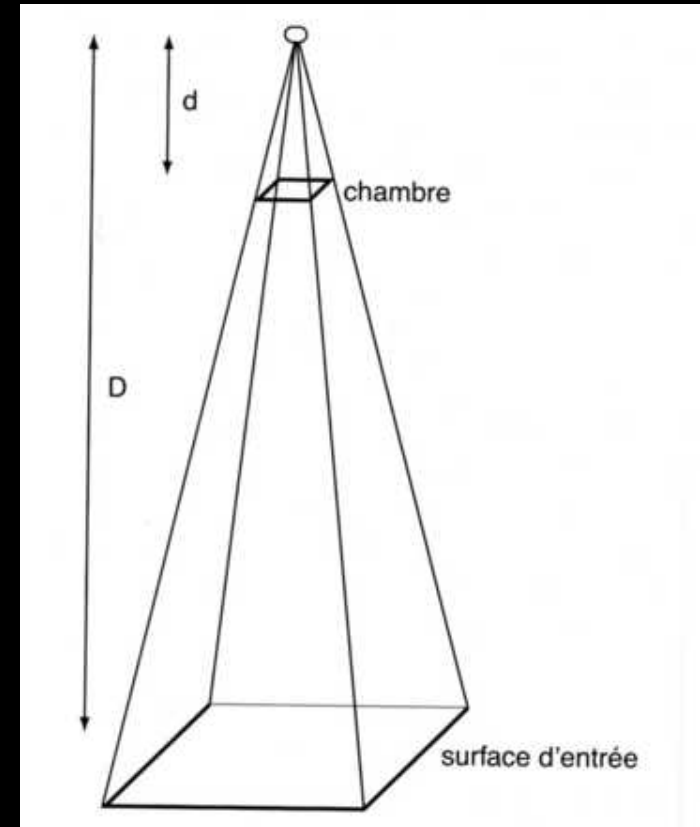
grandeurs dosimétriques spécifiques du radiodiagnostic

le produit dose X surface

l'effet d'une exposition est différent selon qu'elle est délivrée sur une petite partie du corps ou sur une vaste surface. Le produit dose X surface est une grandeur constituée de la **dose délivrée par la surface sur laquelle elle est délivrée** .(la surface est représentative du volume dans lequel la dose est délivrée)

le PDS s'exprime en **Gy.cm²**

il est indépendant de la distance entre la source et la surface d'entrée car ,à collimation égale, la **surface** exposée augmente comme le carré de la distance mais le **flux** diminue selon le carré de cette distance



On peut , en utilisant un coefficient de conversion E_{PDS} , dépendant de la zone explorée et de la tension , estimer avec une bonne approximation **la dose efficace à partir du PDS en** appliquant la relation

$$H \approx \text{PDS (en Gy.cm}^2\text{)} \times E_{PDS}$$

par ex pour un cliché d'ASP (PDS =1.3 Gy.cm²) \approx 0.2 à 0.3 mSv selon la tension utilisée;
pour un cliché de rachis lombaire de face (PDS =0.7 Gy.cm²) \approx 0.15 mSv.

*Coefficients de conversion permettant de passer
du produit dose. surface, exprimé en Gy.cm², à la dose efficace.*

<i>Région explorée</i>	<i>kV</i>	<i>Coefficient de conversion E_{PDS}</i>
Thorax Face	130	0,33
Thorax Profil	130	0,15
Abdomen	70	0,17
Abdomen	90	0,22
Bassin	70	0,20
Tête F	80	0,04
Rachis cervical F	70	0,21
Rachis cervical P	70	0,03
Rachis thoracique F	70	0,27
Rachis thoracique P	80	0,10
Rachis lombaire F	80	0,21
Rachis lombaire P	90	0,13

La différence entre les coefficients de conversion du rachis cervical de face et le rachis cervical de profil s'explique par le fait que dans le premier cas la thyroïde est comprise dans le faisceau primaire alors que dans le second , si le cliché est correctement diaphragmé, la thyroïde n'est pas directement exposée.

l'index de dose scanographique (CTDI)

le CTDI (Computed Tomographic Dose Index) est une grandeur introduite pour tenir compte du profil de coupe. **Il exprime la dose intégrale reçue par le patient pour chaque coupe**

le CTDI peut être mesuré dans l'air, sur l'axe de rotation du scanner ou dans un **fantôme de plexiglas**. On utilise un fantôme de 16 cm de diamètre pour le crâne, de 32 cm pour le corps. Le CTDI doit être mesuré au centre du fantôme (CTDI_c) et en périphérie à 1 cm de la surface (CTDI_p). On définit alors le CTDI pondéré : CTDI_w qui rend mieux compte de la dose moyenne absorbée par le patient

$$\text{CTDI}_w = (1/3 \text{CTDI}_c + 2/3 \text{CTDI}_p)$$

le CTDI s'exprime en **milligrays**





Fantôme PMMA de tête : diamètre 16 cm

Chambre d'ionisation DCT 10 RS « crayon » de 10cm pour la mesure du CTDI

Electromètre DMI type barracuda

Sonde MPD pour mesure K_v , Ma et mAS



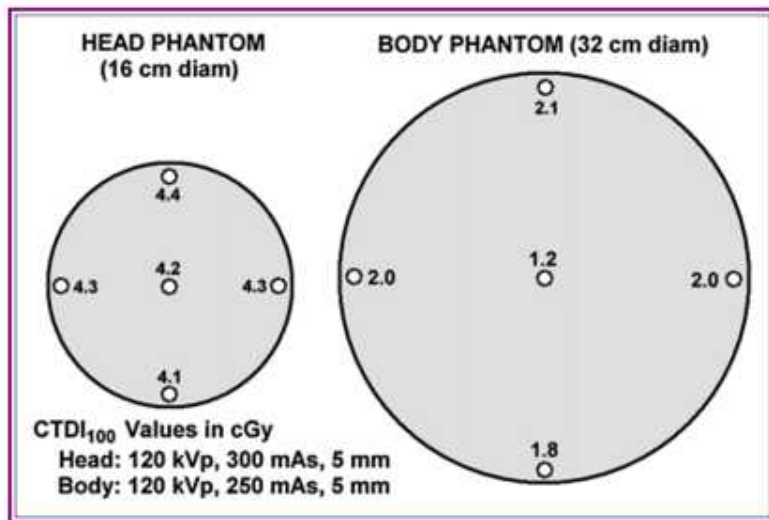
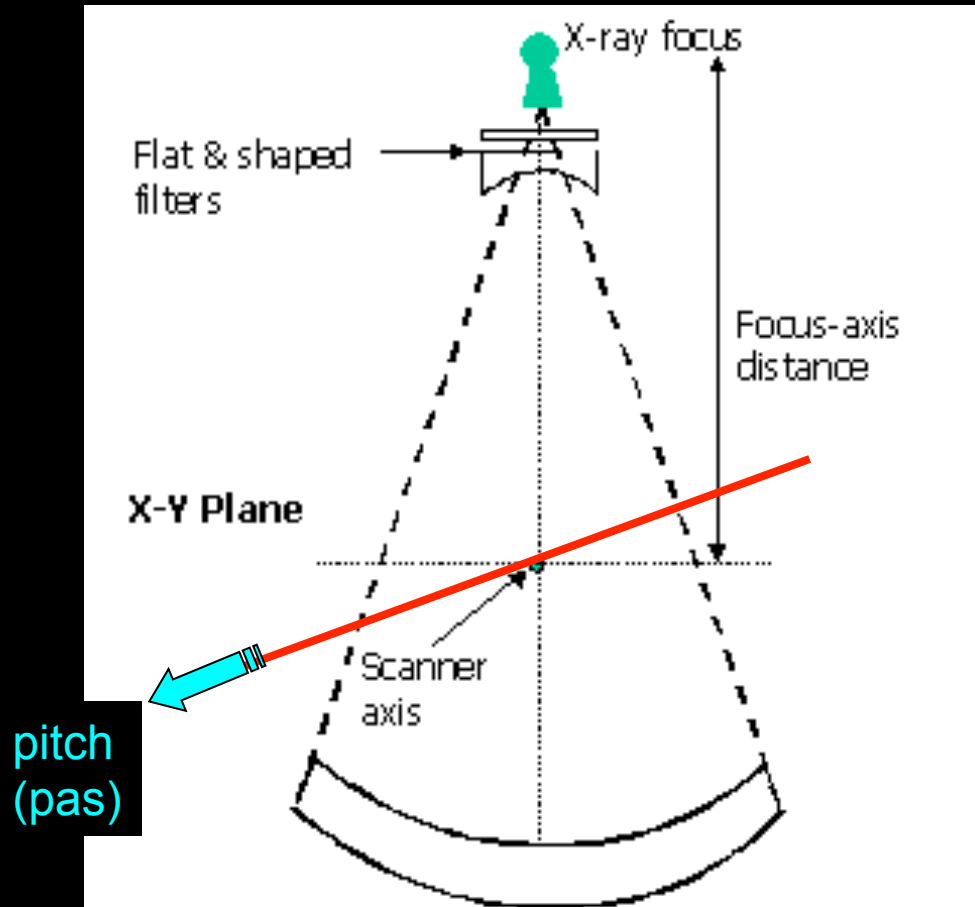
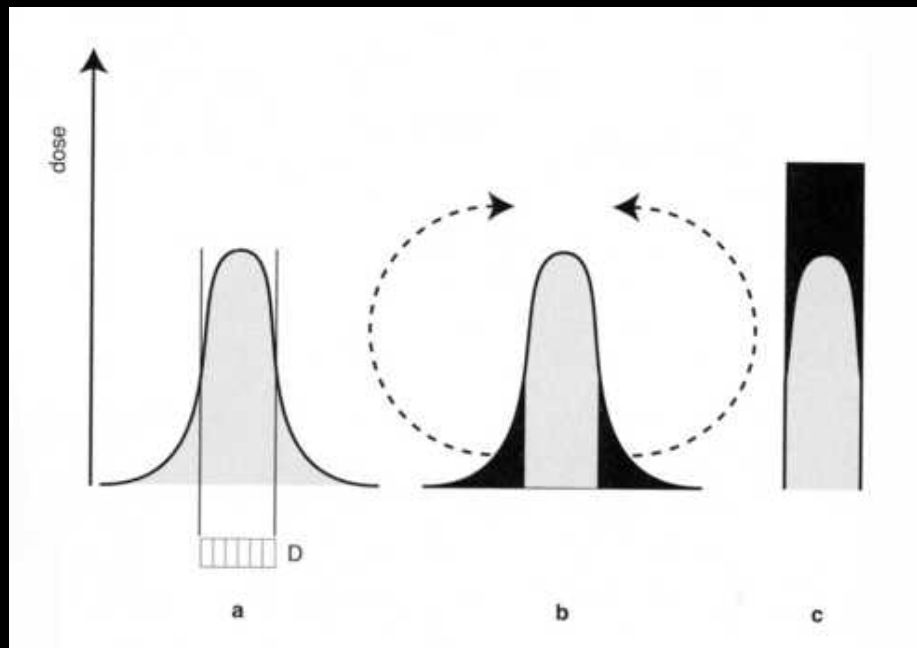


FIGURE 7. Typical central and peripheral doses (CTDI) in head and body phantoms. Central dose is about equal to peripheral dose in head phantom and is more than half the peripheral dose in body phantom. Weighted sum of central and peripheral doses, known as CTDI_w, is single-number estimate of patient radiation dose to scanned volume.



facteurs pouvant affecter la dose en scanographie hélicoïdale



l'index de dose scanographique (IDS ou CTDI) exprime la **dose intégrale reçue par le patient pour chaque coupe** .

Le CTDI est dépendant de la qualité de l'appareil par la **qualité du profil de coupe**

l'épaisseur nominale de coupe correspond à la largeur du profil de coupe à mi-hauteur; idéalement elle correspond à la largeur du détecteur et seule la partie du rayonnement comprise entre les 2 demi droites participe à la formation de l'image ; c'est la partie utile du rayonnement

la pénombre de part et d'autres de la partie utile ne participe pas à la formation de l'image mais elle est partie intégrante de la dose reçue par le patient pour chaque coupe , la dose reçue par le patient est la somme des 2 composants .

La part relative de la pénombre est d'autant plus importante que l'épaisseur nominale est petite .

Le CTDI exprime cette sommation de la dose .

► Figure 3

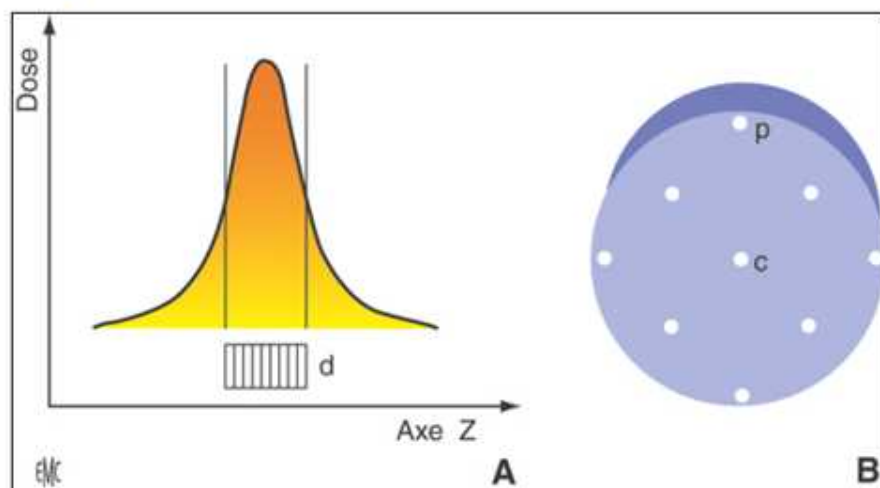


Figure 3 :

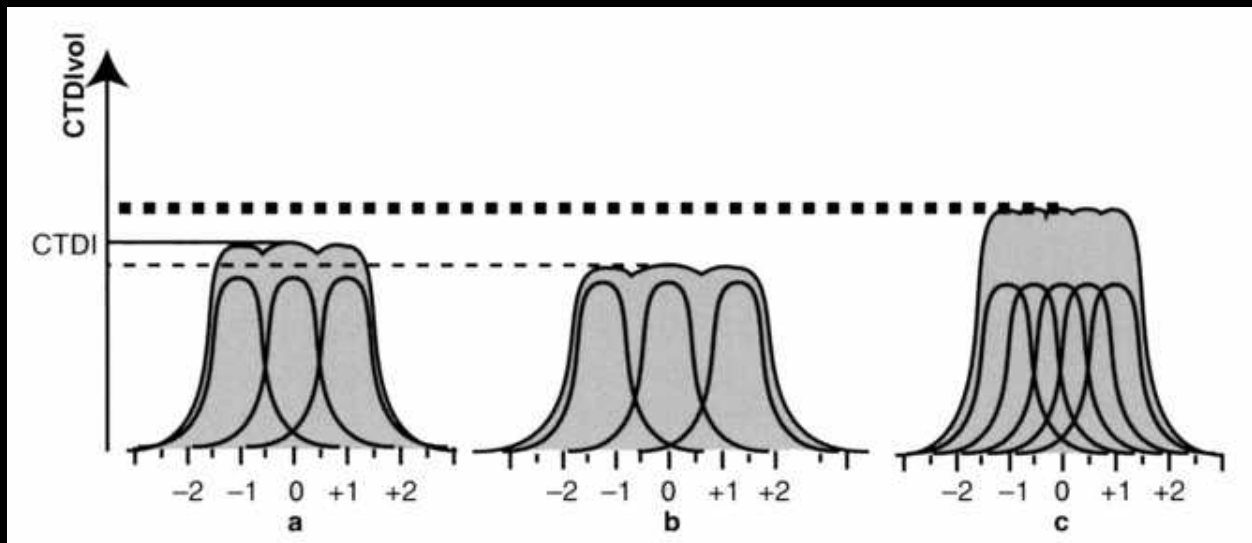
A. Profil de coupe scanographique et index de dose scanographique (CTDI). La quantité de rayonnement utile à la formation de l'image est comprise entre les lignes verticales passant à mi-hauteur du profil de coupe (épaisseur nominale de la coupe). La partie située en dehors de ces lignes ne participe pas à la formation de l'image mais contribue à l'exposition du patient.

B. Fantôme de mesure de l'index de dose scanographique pondéré (CTDI_w). Un dosimètre électronique mesure la dose au centre D_c et la dose en périphérie D_p du fantôme pour une rotation. $CTDI_w = 1/3D_c + 2/3D_p$. Le fantôme « corps » mesure 32 cm de diamètre, le fantôme « tête » 16 cm.

les normes européennes et internationales imposent aux constructeurs de faire apparaître **sur la console opérateur** le CTDI **pour toute série programmée** . Il permet de connaître l'exposition résultant de l'examen et d'adapter éventuellement les paramètres et les protocoles

pour tenir compte d'un élément essentiel en acquisition hélicoïdale qui est **le pas (pitch)** les constructeurs affichent en règle **le CTDI volumique (CTDI_{vol})** , qui est le **CTDI divisé par le pas** . Le pas ou pitch en scanner hélicoïdal est égal au rapport de la longueur de déplacement de la table au cours d'une rotation de 360° du tube et des détecteurs par la collimation du faisceau X (donc par la largeur du détecteur)

le CTDI_{vol} est donc inférieur au CTDI nominal quand le pas est supérieur à 1 ; il est égal à au CTDI nominal quand le pas est de 1 ; lorsque le pas diminue (> 1 , cad hélice chevauchée) , le CTDI_{vol} est supérieur au CTDI nominal .



le ou les CTDI

- **Le CTDI** défini par la FDA en 1984 était fondé sur un scanner axial monocoupe ; il représentait la dose liée au rayonnement primaire plus le rayonnement diffusé provenant des coupes avoisinantes

- **le CTDI₁₀₀** reflète la contribution à la dose d'une coupe index lors d'une acquisition hélicoïdale sur 100 mm de longueur

- **le CTDI_w** reflète la somme pondérée de 2/3 de la dose périphérique + 1/3 de la zone centrale pour une acquisition sur 100 mm de longueur sur des fantômes acryliques

- **le CTDI_{vol}** est défini comme le CTDI_w divisé par le pitch ; c'est le CTDI le plus important pour les scanners multicanaux

Le CTDI **volumique** correspond en fait à la dose moyenne multicoupe (MSAD multi slice average dose) initialement recommandée en dosimétrie scanographique .

le CTDI peut être rapporté à la charge , c'est le **CTDI pondéré normalisé** ou **nCTDI_w** qui s'exprime en **mGy/mAs**.

le CTDI est un **index d'exposition** quantifiant la dose délivrée **en fonction des paramètres de la coupe** mais il ne reflète pas la dose totale reçue par le patient

ex: si le CTDI pour une coupe est de 15 mGy, la dose reçue pour une coupe sera de 15 mGy , pour 10 coupes jointives , la dose reçue sera également de 15 mGy (et non de 150 mGy). La différence est que cette dose sera délivrée dans un volume plus grand et le patient aura bien absorbé 15 fois plus d'énergie mais l'énergie par unité de masse (définition de la dose) sera la même !!

pour tenir compte de ce point fondamental , par analogie avec le produit dose X surface , on a défini le **produit dose X longueur** qui est un meilleur indicateur de l'exposition du patient ,

le produit dose . longueur

Le PDL a été défini par analogie avec le PDS utilisé en imagerie par projection et pour rendre compte de la dose délivrée au cours d'un examen scanographique complet

le PDL est égal au CTDI_{vol} multiplié par la longueur explorée (longueur ou somme des longueurs de la /des l'hélice/s)

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

le PDL s'exprime en milligray.cm

On peut aussi le calculer à partir du CTDI normalisé si l'on connaît la charge totale de l'acquisition par la relation

$$\text{PDL} = n \text{CTDI}_w \times T \times A \times t$$

ou T est l'épaisseur de coupe , et A x t représente la charge totale (en mAs) de l'acquisition

l'intérêt principal du PDL est **qu'il représente exactement l'exposition en affectant la dose au volume exploré.**

Il permet donc en prenant en compte les organes figurant dans ce volume de **calculer** ou **d'estimer** la **dose efficace**

comme pour le calcul du PDS il suffit d'utiliser les coefficients dépendants de la région explorée . Ces facteurs permettent d'estimer rapidement et simplement l'ordre de grandeur de la dose efficace pour chaque examen , en multipliant le PDL relevé en TDM par un **coefficient E_{PDL}** dépendant de la zone explorée

Coefficients permettant de convertir le produit dose•longueur, exprimé en mGy.cm, en dose efficace, en mSv, en fonction de la région explorée (en utilisant les nouveaux coefficients de pondération tissulaire, CIPR 2006).

<i>Région explorée</i>	<i>Coefficient de conversion E_{PDS}</i>
Tête	0,002
Abdomen et pelvis	0,015
Thorax, homme	0,017
Thorax, femme	0,020

On peut aussi retenir que la dose efficace est approximativement (avec les nouveaux coefficients de pondération tissulaire) :

Le PDL, en mGy.cm, divisé par 500 pour la tête.

Le PDL, en mGy.cm, divisé par 65 pour l'abdomen et le pelvis.

Le PDL, en mGy.cm, divisé par 60 pour le thorax chez l'homme, par 50 chez la femme.

l'usage de la dose efficace (exprimée en millisievert) doit permettre d'harmoniser l'expression de la dose en radioprotection (et en particulier en CT)

on évitera ainsi les incohérences pouvant résulter de la sommation d'expositions hétérogènes dans le temps et dans l'espace (p ex cliché de bassin , scanner TAP et orthopantomogramme)

on voit avec la comparaison **dose au volume** et **dose efficace** quels sont parmi les examens scanographiques ceux sur lesquels doivent porter les efforts en vue de réduire l'exposition des patients :

thorax +++ en raison de la présence de tissus radiosensibles : poumons, seins, moelle osseuse. <

► Figure 4

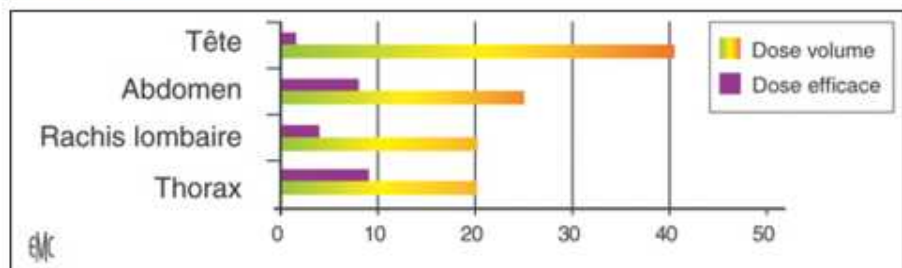
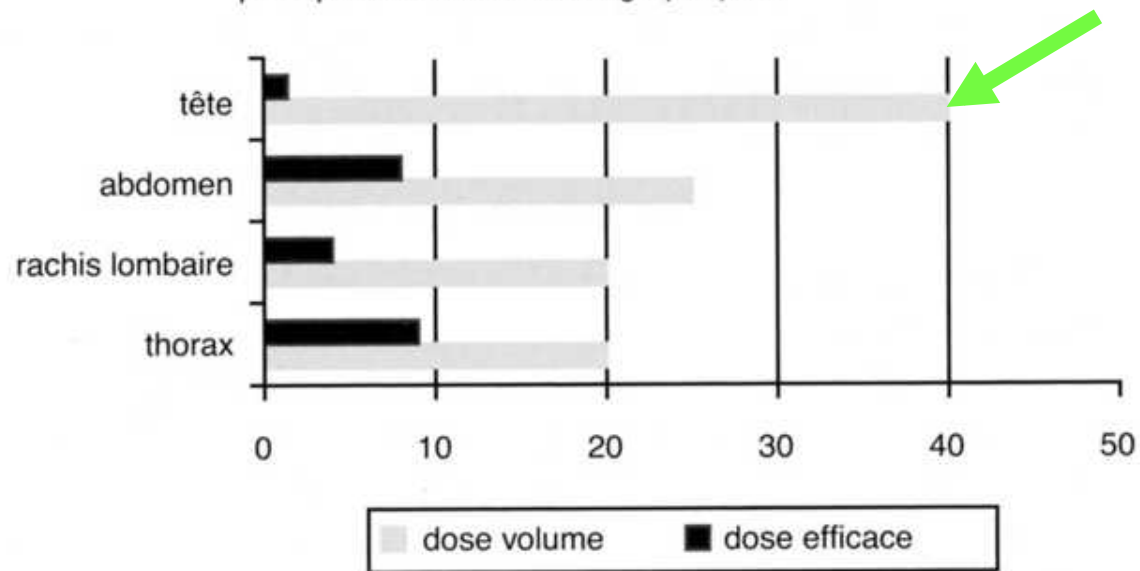


Figure 4 :

Comparaison de la dose au volume en scanographie et de la dose efficace, en fonction de la région explorée. On constate que la dose efficace est très dépendante de la région explorée. Malgré la dose relativement élevée délivrée au volume pour une exploration de la tête (40 mGy), la dose efficace reste modeste (1,3 mSv, soit l'équivalent d'environ 6 mois d'irradiation naturelle), alors que pour une dose moindre au thorax (20 mGy), la dose efficace est sept fois plus élevée (9 mSv). Ceci est dû à la sensibilité importante des tissus inclus dans le volume thoracique (poumon, sein, moelle osseuse).

Dose au volume et dose efficace des principaux examens scanographiques



doses délivrées au patient en scanographie quantification et optimisation

la connaissance des doses délivrées en scanner est une **obligation légale** et un impératif absolu de bonne pratique , préalable obligatoire de la démarche de justification et d'optimisation

chaque radiologue doit connaître pour les principaux types d'examens qu'il pratique **le niveau de référence de la pratique nationale** et vérifier que sa pratique ne dépasse pas régulièrement ce niveau

le compte rendu doit comporter tous les éléments nécessaires à l'estimation de la dose .

radiologues et manipulateurs doivent chercher dans la pratique scanographique les moyens **d'optimiser les explorations** ,c'est à dire d'obtenir toute l'information utile avec la dose la plus faible possible , en particulier chez les jeunes enfants , les adolescents et les jeunes adultes .

aux obligations légales s'ajoutent les inquiétudes grandissantes du grand public "manipulé" par une désinformation organisée , à commencer par la dénomination de pratique "spécialement irradiante " que lui a attribué la directive Euratom 97-43

estimation et expression des doses délivrées

en scanographie ,les deux grandeurs utiles pour l'évaluation de la dose sont :

le CTDI ou index de dose scanographique

le produit dose .longueur (PDL)

le CTDI est un index d'exposition quantifiant la dose délivrée en fonction des paramètres pour une coupe .

il montre immédiatement l'influence des paramètres choisis (kV et mAs) sur la dose.

pour tenir compte d'un élément essentiel en acquisition hélicoïdale qui est le pas ou pitch, les constructeurs affichent également ou exclusivement **le CTDI volumique** qui est le CTDI divisé par le pas

le PDL est la véritable expression de la **dose totale reçue par le patient** ; il est exprimé en mGy.cm et c'est lui qui **doit figurer sur le CR** d'examen.

il permet d'avoir une **indication de la dose efficace** correspondante par l'utilisation de coefficient dépendant de la zone explorée .

Si plusieurs acquisitions ont eu lieu sur une même région, on multiplie le PDL cumulé par le coefficient correspondant à la région .

Si l'exploration a concerné plusieurs régions (scanner TAP) on multipliera le PDL de chaque région par le coefficient correspondant. et **il faut spécifier chaque valeur de PDL par région dans le compte rendu** .

En prenant en compte les nouveaux coefficients de la CIPR on peut faire une **estimation rapide** de la dose efficace en divisant le PDL (en mGy.cm) :

- par **500** pour la **tête** ,
- par 65 pour l'abdomen et le pelvis ,
- par 60 pour le thorax chez l'homme ,
- par **50** pour le **thorax** chez la **femme**

la dose à mentionner sur le CR est le PDL ou le PDL cumulé par région (tête ,cou, thorax, abdomen ou pelvis) . Cette grandeur est obligatoirement affichée sur la console de l'appareil

on peut alors la confronter aux "niveaux de référence" disponibles sur les sites de la SFR ou du CERF .

Exam Description: CT BRAIN

Series	Type	Scan Range (mm)	Dose Report		Phantom cm
			CTDIvol (mGy)	DLP* (mGy-cm)	
1	Scout	-	-	-	-
2	Axial	131.000-S106.525	13.57	193.46	Head 16
Total Exam DLP:				193.46	

Dose Information

Images	CTDIvol mGy	DLP mGy · cm	Dose Eff. %	Phantom cm
1-8	36.41	224.13	90.78	Head 16
9-16	36.41	224.13	90.78	Head 16
17-24	5.42	33.34	90.78	Body 32
25-32	2.86	17.61	90.78	Body 32
Projected series DLP:		499.21	mGy·cm	
Accumulated exam DLP:		0.00	mGy·cm	

EMC

A

Centre Medico Chirurgical Parly II
Sensation 16

M

10/12/1942

17/10/2006

15:27:00

501 IMA 0

Médecin praticien:

Opérateur:

mAs total 8291 PDL total 1336

	Scan	kV	mAs / réf.	CTDIvol	PDL	TI	cSL
position du patient H-SP							
Topogramme	1	80				5.3	1.0
SANS IV	2	120	204 / 200	14.32	444	0.5	1.5
AVEC IV	3	120	205 / 200	14.35	446	0.5	1.5
TPS PORTE	4	120	205 / 200	14.35	446	0.5	1.5

B