

La métrologie des niveaux de doses dans les pratiques radiodiagnostiques

Publié sur le site <http://www.bivi.metrologie.afnor.org/>

Dr Hervé LECLET

Médecin radiologue

Consultant et formateur en management, gestion des risques et évaluation des pratiques en santé et médico-social (société Santopta)

Président de la commission de normalisation AFNOR « Management de la qualité dans les établissements de santé »

1 Introduction

Les méthodes d'examen non invasives du corps humain pratiquées par le corps médical utilisent plusieurs moyens d'imageries basés sur l'application de rayonnements ionisants (rayons α , β et X, neutrons). Ce sont la radiologie et la scanographie.

L'objet de cet article est de préciser comment mesurer les doses de rayonnement appliquées aux patients pour répondre aux exigences relatives aux pratiques radiodiagnostiques.

2 Rappel sur les unités

Malheureusement, il n'y a pas d'unité universelle en radioprotection. Ce serait trop simple !

Le radioprotectionniste utilise trois notions différentes pour exprimer les doses reçues : la dose absorbée, la dose équivalente et la dose efficace. Chacune d'elles répond à une définition précise et traduit une notion différente.

2.1 La dose absorbée : D ou D_T

La dose absorbée (D ou D_T) par un tissu ou un organe est la quantité d'énergie déposée dans la matière par unité de masse de tissu ou d'organe traversé.

$$D \text{ (ou } D_T) = dE/dm$$

Avec : dE : énergie moyenne communiquée par le rayonnement ionisant à la matière dans un élément de volume

dm : masse de la matière contenue dans cet élément de volume

La dose absorbée est la dose moyenne reçue par un tissu ou un organe et quantifie les effets déterministes.

L'unité de dose absorbée est le Gray (Gy). Il correspond à un joule par kilogramme. Rappelons que le Joule est l'unité d'énergie, mais qu'elle est inadaptée à l'échelle

microscopique. On préfère utiliser l'électronvolt (eV) et ses multiples (kiloélectronvolt : KeV, et mégaélectronvolt : MeV).

$$1 \text{ eV} = 1,60 \cdot 10^{-19} \text{ J}$$

$$1 \text{ Kev} = 10^3 \text{ eV} = 1,60 \cdot 10^{-16} \text{ J}$$

$$1 \text{ Mev} = 10^6 \text{ eV} = 1,60 \cdot 10^{-13} \text{ J}$$

L'ancienne unité de dose absorbée était le Rad, 1 Gray correspondant à 100 Rad.

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

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ Rad}$$

2.2 La dose équivalente : H_T

Pour la même dose absorbée, les rayonnements ionisants produisent des effets biologiques différents selon leur nature. Par exemple le rayonnement α est beaucoup moins pénétrant que les rayons X ou γ .

Pour tenir compte de ces variations, il faut moduler la dose absorbée par un facteur de pondération W_R , variable selon les types de rayonnements.

La dose équivalente s'exprime en Sievert (Sv). Elle reflète l'intensité des effets biologiques subis par un organe plus justement que la dose absorbée.

La dose équivalente n'est pas une quantité physique mesurable directement.

Le facteur de pondération (W_R) est égal à 1 pour les rayonnements X et γ . Ainsi, pour les rayons X, la dose absorbée est égale à la dose équivalente.

Il est de 20 pour les rayons α . Il varie de 5 à 20 pour les neutrons (selon leur énergie).

L'ancienne unité était le Rem (1 Sv équivaut à 100 Rem).

$$H_T = D \times W_R$$

Avec : H_T : dose équivalente (Sv)

D : dose absorbée (Gy)

W_R : facteur de pondération radiologique qui tient compte de la nature du rayonnement

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$$

La dose équivalente prend en compte la probabilité d'effet stochastique.

2.3 La dose efficace : E

La notion de dose efficace a été proposée par la CIPR en 1977 pour prendre en compte le risque total résultant de l'exposition de plusieurs organes ou tissus présentant des radiosensibilités différentes.

Elle permet donc d'évaluer le risque des effets stochastiques chez l'homme. Elle tient également compte de la radiosensibilité particulière de chaque tissu à la cancérisation.

La dose efficace ne peut pas être mesurée. Elle ne peut être que calculée en multipliant l'équivalent de dose reçue (ou dose équivalente H_T) par un facteur de pondération tissulaire (W_T) relatif à l'organe considéré.

Le facteur de pondération tissulaire W_T dépend de la radiosensibilité de l'organe ou tissu.

La dose efficace corps entier est donc la somme des doses équivalentes pondérées dans les tissus et les organes par les différents facteurs de pondération W_T . Elle est exprimée en Sievert.

Elle correspond à la dose équivalente, qui si elle était reçue de façon uniforme au niveau de l'organisme entier, entraînerait le même risque tardif sur la santé que des doses équivalentes reçues au niveau de chaque organe.

Organe	W_T
Gonades	0,20
Seins	0,05
Moelle osseuse	0,12
Colon	0,12
Poumons	0,12
Estomac	0,12
Vessie	0,05
Foie	0,05
Œsophage	0,05
Thyroïde	0,05
Os	0,01
Peau	0,01
Reste de l'organisme	0,05
Total	1

Tableau 1: valeurs des facteurs de pondération tissulaire selon les organes et tissus

$$E = H_T \times W_T$$

Avec : E : dose efficace (Sv) dans un tissu ou organe

H_T : dose équivalente (Sv)

W_T : facteur de pondération organe

$$E = \sum (H_T \times W_T)$$

E : dose efficace (Sv) plusieurs organes ou corps entier

La dose efficace est la seule qui permette d'estimer la dose totale reçue par un patient en radiologie ... et donc le risque qui est lié à cette dose.

2.4 La dose dans l'air : D_{AIR}

La dose dans l'air est la dose mesurée à la sortie du tube. Elle est donc indépendante de l'objet radiographié.

Elle est mesurée par un dosimètre. Elle est exprimée en Gy.

2.5 La dose d'entrée (ou dose à la surface d'entrée) : D_E

La dose d'entrée est la dose reçue à la surface de la peau du patient. Elle est mesurée par un dosimètre. Elle est exprimée en Gy.

Elle intègre la dose dans l'air et le rayonnement diffusé par la matière traversée.

Le diffusé peut représenter 20 à 40 % du rayonnement incident, selon l'énergie de celui-ci. Il ne faut donc pas négliger ce rayonnement diffusé et l'ajouter à la dose due au rayonnement primaire.

$$D_E = \text{Dose rayonnement primaire} + \text{Dose rayonnement diffusé}$$

ou encore

$$D_E = D_{AIR} \times FRD$$

ou FRD est le facteur de rétrodiffusion. Il dépend des constantes, en particulier du kilovoltage. Il est compris entre 1,2 et 1,5. On retient habituellement la valeur de 1,35 entre 60 et 80 kV (la majorité des cas en radiologie conventionnelle) et de 1,5 à haut kilovoltage (120-140 kV, c'est-à-dire pour les clichés thoraciques).

2.6 La dose en profondeur et la dose à l'organe

En pratique, la dose en profondeur et la dose à l'organe ne peuvent pas être mesurées dans les conditions habituelles d'exercice de la radiologie médicale. Elles peuvent être calculées à partir de la dose d'entrée (D_E), de l'atténuation, du volume de l'organe irradié.

De plus, pour calculer ces doses, il faut tenir compte :

- de la nature du rayonnement car tous les rayonnements ionisants n'ont pas la même efficacité,
- de la nature histologique du tissu car tous les tissus n'ont pas la même radiosensibilité.

2.7 La notion de débit de dose

Le débit de dose correspond à la dose par unité de temps.

$$\text{Dose} = \text{débit} \times \text{temps}$$

Lors d'une irradiation, il faut donc estimer la dose reçue (dose absorbée, dose équivalente, dose efficace), mais aussi la durée de l'irradiation. Une dose délivrée sur une longue période, c'est-à-dire à débit lent (= avec faible débit de dose) a moins

d'effets qu'une même dose délivrée sur une courte période (= avec un fort débit de dose).

Si le débit de dose est élevé, le nombre de lésions moléculaires et cellulaires simultanées sera important et les capacités de réparation de l'organisme moindres. L'effet de l'irradiation sera donc plus grand.

Ainsi, pour se protéger, il faut diminuer le débit en diminuant l'intensité de l'irradiation et/ou le temps d'exposition.

Le débit de dose absorbée correspond à la dose absorbée par unité de temps. Elle est appelée \dot{D} .

$$\dot{D} = D_T/t \text{ (exprimé en Gy/h)}$$

Le débit de dose équivalente correspond à la dose équivalente par unité de temps. Elle est appelée \dot{H} .

$$\dot{H} = H_T/t \text{ (exprimé en Sv/h)}$$

Enfin, outre la dose, le débit de dose et l'organe ou le tissu irradié, un dernier paramètre doit être pris en compte pour évaluer le risque d'une irradiation : c'est l'âge de la personne puisque les effets peuvent apparaître des années ou des dizaines d'années après l'irradiation causale.

3 Qu'appelle-t-on niveaux de référence diagnostiques ?

3.1 Le contexte réglementaire des niveaux de référence diagnostiques

La notion de niveaux de référence diagnostiques (NRD) est introduite dans la directive 97/43¹ Euratom qui indique qu'il faut mesurer les « niveaux de dose dans les pratiques radiodiagnostiques ... pour des 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 bonnes et normales en matière de diagnostic et de performance technique sont appliquées ».

Le décret n° 2003/270² relatif à la radioprotection des patients impose de prendre « les mesures nécessaires pour ne pas dépasser les niveaux de référence diagnostiques ».

¹ Directive 97/43/Euratom du Conseil du 30 juin 1997 relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions à des fins médicales, remplaçant la directive 84/466/Euratom. JOCE n° L 180 du 09 juillet 1997

² Décret n° 2003-270 du 24 mars 2003 relatif à la protection des personnes exposées à des rayonnements ionisants à des fins médicales et médico-légales et modifiant le code de la santé publique (deuxième partie : Décrets en Conseil d'Etat). JORF du 26 mars 2003

L'arrêté du 24 octobre 2011³ relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire remplace l'arrêté du 12 février 2004⁴. Il définit les obligations en matière de mesure des NRD et les valeurs maximales des NRD par catégorie d'examens (en radiologie conventionnelle chez l'adulte, en radiopédiatrie et en scanographie).

Ces obligations sont reprises dans l'article R.1333-68 du Code de la santé publique : « Pour les examens exposant aux rayonnements ionisants les plus courants et pour les examens les plus irradiants, des niveaux de référence diagnostiques de dose sont fixés par arrêté du ministre chargé de la santé, pour des examens types sur des groupes de patients types ou sur des matériaux simulant le corps humain. Ces niveaux de référence sont constitués par des niveaux de dose pour des examens types de radiologie et par des niveaux de radioactivité de produits radiopharmaceutiques en médecine nucléaire diagnostique ».

3.2 Définition des NRD

Un NRD est une valeur de dose, c'est-à-dire la dose absorbée à la peau à la surface d'entrée du patient (De) pour une exposition unique. Elle est exprimée en mGy.

Les niveaux de référence diagnostiques sont des indicateurs dosimétriques mis en œuvre en application du principe d'optimisation. Ils doivent en effet être mesurés dans l'objectif d'optimiser les actes irradiants.

Les NRD sont une information sur une dose indicative d'irradiation pour un examen donné.

Le respect des NRD est un critère (parmi d'autres) de bonne pratique.

Les NRD ne doivent pas être dépassés sans justification technique ou médicale, lors d'une procédure courante.

3.3 A quoi servent les NRD ?

Les NRD sont un outil pour appliquer le principe d'optimisation.

³ Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. JORF du 14 janvier 2012

⁴ Arrêté du 12 février 2004 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. JORF du 16 mars 2004

Les objectifs de la mesure des NRD sont de :

- supprimer les doses inutiles,
- limiter la dispersion des doses,
- homogénéiser les pratiques.

Le constat d'un dépassement non justifié d'un NRD doit faire réagir en remettant en cause la qualité des équipements et des pratiques et en entraînant impérativement des actions de contrôle et de correction.

Le respect des limites de doses (c'est-à-dire des mesures de NRD conformes à la réglementation) ne signifie pas forcément que la dose est optimale et qu'il n'existe pas encore des possibilités de diminution de dose. C'est la philosophie du principe d'optimisation.

3.4 Ce que les NRD ne sont pas

Les NRD ne sont pas :

- des valeurs de dose optimale,
- des doses limites,
- des valeurs minimales,
- des limites réglementaires.

3.5 Les préalables à la mesure des NRD

La mesure des NRD est une des actions à mettre en œuvre pour optimiser les doses d'irradiation et les limiter. La mesure des NRD est un maillon de la chaîne d'optimisation.

Les préalables à leur mesure sont la maintenance et le contrôle qualité des équipements qui assurent leur bon fonctionnement et la protocolisation des actes d'imagerie qui est un des éléments de leur maîtrise.

4 Qu'impose la réglementation en matière de mesure des niveaux de référence diagnostiques ?

L'arrêté du 24 octobre 2011⁵ relatif aux niveaux de référence diagnostiques (NRD) en radiologie et en médecine nucléaire définit les obligations des « personnes en

⁵ Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. JORF du 14 janvier 2012

charge de l'utilisation d'un dispositif médical de radiologie autorisé ou déclaré» (c'est-à-dire les radiologues) en matière de mesure des niveaux de référence diagnostiques.

La liste ci-dessous résume de manière synthétique ces obligations.

- Procéder ou faire procéder à des évaluations dosimétriques.
- Au moins une fois par an.
- Sur des groupes de patients ou sur des fantômes.
- En scanographie chez l'adulte, si les mesures sont faites sur fantôme, il faut utiliser un cylindre de PMMA de 16 cm de diamètre pour les examens de l'encéphale et de 32 cm pour les autres examens.
- En scanographie chez l'enfant, si les mesures sont faites sur fantôme, il faut utiliser un cylindre de PMMA de 16 cm de diamètre pour les examens de l'encéphale, du massif facial et des rochers et de 32 cm de diamètre pour les examens du thorax et de l'abdomen-pelvis.
- Les mesures, chez l'adulte, sont faites sur des groupes d'au moins 30 patients par type d'examen, sans considération de poids ni de taille.
- Les mesures, chez l'enfant, sont faites sur des groupes d'au moins 30 patients de poids inférieur ou égal à 30 kilogrammes.
- Les caractéristiques morphologiques (poids et taille) des patients, les paramètres radiologiques et les caractéristiques de l'installation concernée doivent être enregistrées.
- Les évaluations doivent être faites pour au moins deux examens réalisés couramment dans le cabinet/service dont les NRD sont cités dans l'annexe 1 de l'arrêté.
- En pédiatrie, l'évaluation inclut au moins 30 patients de poids inférieur ou égal à 40 kilogrammes. Il n'y a donc pas d'obligation de procéder à 30 relevés dosimétriques pour chaque classe de poids : 0 à 10 kg, 10 à 20 kg, 20 à 30 kg, et grand enfant > 30 kg.
- Les deux examens choisis ne peuvent pas être les mêmes deux années consécutives afin d'évaluer, année après année, toutes les procédures de routine réalisées dans le cabinet/service.
- Les résultats doivent être communiqués sur des formulaires types à l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (IRSN).
- Les évaluations doivent être comparées aux valeurs de NRD données dans l'arrêté du 24 octobre 2011.

Les NRD en TDM sont exprimés par acquisition (= par hélice) afin de limiter le nombre d'acquisitions, chaque hélice supplémentaire augmentant d'autant la dose.

L'IRSN est chargé du suivi et de la mise à jour périodique des valeurs des niveaux de référence diagnostiques.

Les tableaux suivants précisent les valeurs de référence des NRD de l'arrêté du 24 octobre 2011.

Examen	De en mGy pour une incidence unique	PDS en cGy.cm² pour une incidence unique
Thorax de face (postéro-antérieur)	0,3	25
Thorax de profil	1,2	100
Abdomen sans préparation	8	700
Bassin de face (antéro-postérieur)	9	700
Hanche (face ou profil)	9	300
Rachis cervical (face ou profil)	4	75
Rachis dorsal de face	5	175
Rachis dorsal de profil	7	275
Rachis lombaire de face	10	450
Rachis lombaire de profil	25	800
Orthopantomographie	Sans objet	20

Tableau 1 : Niveaux de référence de la dose à l'entrée du patient (De) et du Produit Dose Surface (PDS) en radiologie conventionnelle chez l'adulte selon l'arrêté du 24 octobre 2011 (attention aux unités !!)

Modalité	De en mGy	DMG en mGy
Mammographie analogique	8	Sans objet
Mammographie numérique	Sans objet	1,8

Tableau 2 : Niveaux de référence en mammographie selon l'arrêté du 24 octobre 2011

Examen	Poids (kg)	Âge (indicatif)	De en mGy	PDS en cGy.cm²
Thorax de face (antéro-postérieur)	3,5	Nouveau-né	0,08	1
Thorax de face (antéro-postérieur)	10	1 an	0,08	2
Thorax de face (postéro-antérieur)	20	5 ans	0,1	5
Thorax de face (postéro-antérieur)	30	10 ans	0,2	7
Thorax latéral	20	5 ans	0,2	6
Thorax latéral	30	10 ans	0,3	8
Pelvis (antéro-postérieur)	10	1 an	0,2	3
Pelvis (antéro-postérieur)	20	5 ans	0,9	20
Pelvis (antéro-postérieur)	30	10 ans	1,5	40

Abdomen sans préparation	20	5 ans	1	30
Abdomen sans préparation	30	10 ans	1,5	70

Tableau 3 : Niveaux de référence de la dose à l'entrée du patient (De) et du PDS en radiopédiatrie conventionnelle pour une incidence unique selon l'arrêté du 24 octobre 2011

Examen	IDSV en mGy	PDL en mGy
Encéphale	65	1 050
Thorax	15	475
Thorax-abdomen-pelvis	20	1 000
Abdomen-pelvis	17	800
Rachis lombaire	45	700

Tableau 4 : Niveaux de référence en scanographie chez l'adulte pour une acquisition selon l'arrêté du 24 octobre 2011

Examen	Poids 10 kg (1 an)		Poids 20 kg (5 ans)		Poids 30 kg (10 ans)	
	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)
Encéphale	30	420	40	600	50	900
Massif facial	25	200	25	275	25	300
Rochers	45	160	70	280	85	340
Thorax	3	30	4	65	5	140
Abdomen-pelvis	4	80	5	120	7	245

Tableau 5 : Niveaux de référence en scanographie pédiatrique pour une acquisition selon l'arrêté du 24 octobre 2011

Unité affichée	Facteur de conversion
1 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$	1 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$
1 $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$	100 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$
1 $\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$	10 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$
1 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$	0,1 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$

Tableau 6 : Correspondance entre les unités affichées sur les dispositifs permettant la détermination du PDS et celles utilisées pour exprimer les niveaux de référence selon l'arrêté du 24 octobre 2011

5 Comment mesurer les niveaux de référence diagnostiques en radiologie conventionnelle ?

La mesure des niveaux de référence diagnostiques en radiologie conventionnelle consiste à évaluer la « dose entrée » D_e (exprimée en mGy). Elle correspond à la dose absorbée à la peau du patient.

Cette dose D_e est calculée à partir du Produit Dose Surface (PDS) ou des paramètres d'exposition.

5.1 Qu'est-ce que le Produit Dose Surface (PDS) ?

Par définition, le Produit Dose Surface est le produit de la dose moyenne absorbée dans l'air dans la section droite du faisceau de rayons X en l'absence de milieu diffusant par la surface de cette section.

$$\text{PDS} = D_{\text{air}} \times S_e$$

Avec : PDS = Produit Dose Surface

D_{air} = Dose dans l'air

S_e = surface de la section exposée

Le PDS s'exprime en grays par centimètres carrés (Gy.cm^2) mais certains dispositifs le donnent en Gy.mm^2 voire en mGy.cm^2 . Attention aux unités !

Cette grandeur reste constante avec la distance. Elle est la même à la sortie du tube et à la peau du patient.

5.2 Comment évaluer la dose entrée D_e ?

Deux cas de figure sont possibles selon que l'installation affiche ou pas le Produit Dose Surface.

L'installation calcule automatiquement le PDS

Les installations récentes possèdent un dispositif (chambre d'ionisation à la sortie du tube après le dispositif de collimation ou logiciel intégré) qui calcule automatiquement et affiche le Produit Dose Surface.

Signalons que le décret n° 2004-547 du 15 juin 2004⁶ sur la sécurité des dispositifs médicaux rend obligatoire l'affichage du PDS pour les nouveaux appareils.

⁶ Décret n° 2004-547 du 15 juin 2004 modifiant l'annexe 1 du livre V *bis* du code de la santé publique relative aux exigences essentielles de santé et de sécurité applicables aux dispositifs médicaux. JORF du 16 juin 2004

Dans ce cas, l'évaluation de la D_e est simple en supposant bien sûr que l'appareil ait été contrôlé et étalonné pour que l'affichage annoncé corresponde à la réalité.

Deux paramètres sont nécessaires pour calculer la dose entrée D_e :

- la dose dans l'air (donnée par le PDS)
- et le rayonnement rétrodiffusé.

La dose entrée est le produit de la dose dans l'air pondéré par le facteur de rétrodiffusion (FRD).

$$D_e = D_{\text{air}} \times \text{FRD}$$

Avec : D_{air} = Dose dans l'air

FRD = facteur de rétrodiffusion

Le facteur de rétrodiffusion FRD dépend des constantes, en particulier du kilovoltage. Il est compris entre 1,2 et 1,5. On retient habituellement la valeur de 1,35 entre 60 et 80 kV (la majorité des cas en radiologie conventionnelle) et de 1,5 à haut kilovoltage (120-140 kV, c'est-à-dire pour les clichés thoraciques).

Nous pouvons déduire la dose dans l'air de l'équation 1 : $D_{\text{air}} = \text{PDS}/S_e$

Ainsi

$$D_e = (\text{PDS}/S_e) \times \text{FRD}$$

Avec : S_e = Surface à la peau du patient (= surface d'entrée exposée)

FRD = 1,35 ou 1,5 selon la tension utilisée.

La surface d'entrée S_e est mesurée manuellement grâce au centreur lumineux à la peau du patient.

L'installation n'affiche pas le PDS : il faut calculer D_e à partir des seuls paramètres d'exposition

Si la table de radio n'affiche pas le PDS, il faut alors calculer la dose entrée D_e à partir des paramètres d'exposition.

La dose D_e à l'entrée du patient dépend des paramètres suivants :

- la tension appliquée U (en kV),
- la charge Q (en mAs),
- la distance foyer – peau = DFP (en mètres),
- le facteur de rétrodiffusion FRD
- un coefficient K_0 (mGy/mAs à 1m) caractéristique de l'installation et correspondant au débit de dose dans l'air mesuré à 1 mètre du foyer.

Pour calculer D_e , il faut appliquer la formule suivante (nous ne cherchons pas à vous la démontrer) :

$$D_e = K_0 \times FDR \times (U/100)^2 \times Q \times (1/DFP)^2$$

Même si cela est faux, on admet par esprit de simplification que le rapport $K_0 \times FDR$ est constant quel que soit l'examen réalisé et vaut 0,15 mGy/mAs. Ainsi, le calcul peut être simplifié :

$$D_e = 0,15 \times (U/100)^2 \times Q \times (1/DFP)^2$$

La tension U (en kV), la charge Q (en mAs) et la distance foyer – peau DFP (en mètres) sont faciles à noter pour chaque patient.

Il suffit ensuite d'appliquer la formule ci-dessus.

Par simplicité, ces différentes données peuvent être renseignées dans un tableur qui réalisera automatiquement les calculs.

5.3 La mesure des niveaux de référence diagnostiques en mammographie

En mammographie, les NRD correspondent à la dose glandulaire moyenne par sein ou, à défaut, la valeur de dose mesurée sur fantôme anthropomorphe lors du contrôle qualité externe de l'installation.

En mammographie analogique, il s'agit de la dose à l'entrée (D_e).

En mammographie numérique, il s'agit de la dose moyenne à la glande (DMG) exprimée en mGy pour une épaisseur équivalente de sein de 45 mm.

5.4 La mesure des niveaux de référence diagnostiques en radiologie dentaire

En radiologie dentaire, on mesure le NRD en orthopantomographie (panoramique dentaire).

Il s'agit du PDS, exprimé en pratique en centigrays.centimètres carrés (cGy.cm²).

Il s'exprime parfois en PDI, où l est la largeur de la fente, exprimée en mm.

6 Comment mesurer les niveaux de référence diagnostiques en scanographie ?

L'arrêté du 24 octobre 2011⁷ relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire retient deux grandeurs dosimétriques pour évaluer les niveaux de référence diagnostiques en scanographie :

- le Produit Dose Longueur (PDL), exprimé en mGy x cm,
- l'Indice de Dose Scanographique Pondéré (IDSP) ou Weighted Computed Tomography Dose Index (CTDI_w), exprimé en mGy.

Les machines les plus récentes indiquent souvent automatiquement ces grandeurs grâce à un logiciel de calcul intégré. Mais cela n'est pas encore systématique.

Parfois, seul un autre paramètre, l'Indice de Dose Scanographique Volumique (IDSV) ou Volumic Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol}) est renseigné.

Le CTDI volumique tient compte des coupes adjacentes car le profil des coupes n'est pas parfait et les coupes adjacentes entraînent une irradiation parasite de la coupe centrale.

Cependant, il est très facile de calculer le CTDI_w et le PDL à partir du CTDI_{vol}.

6.1 Comment calculer le Produit Dose Longueur ?

Le Produit Dose Longueur se calcule grâce à la formule suivante :

$$\text{PDL} = \text{IDSV} \times L$$

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

Avec : IDSV = CTDI_{vol} = indice de dose scanographique volumique en mGy

L = longueur du volume irradié (≠ volume exploré) en cm

Le PDL estime la dose délivrée localement en tenant compte du volume exploré. Il permet de quantifier l'exposition globale du patient. Il est exprimé en mGy.cm.

Le PDL de l'examen complet est la somme des PDL de chaque acquisition (= chaque hélice).

Il est plus simple (et donc recommandé) de mesurer le PDL plutôt que l'IDSP (ou CTDI_w).

⁷Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. JORF du 14 janvier 2012

6.2 Comment calculer l'Indice de Dose de Scanographie Pondéré ?

L'IDSP (ou CTDI_w) mesure la dose délivrée au cours d'une rotation du tube. Son calcul intègre le fait que les doses absorbées en périphérie et au centre du volume irradié varient.

En effet, on peut démontrer que

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

Avec : IDSP = CTDI_w = indice de dose scanographique pondéré en mGy

IDSP_c = indice de dose scanographique pondéré central

IDSP_p = indice de dose scanographique pondéré périphérique

La mesure de l'IDSP se fait grâce à une chambre d'ionisation ou à des détecteurs thermoluminescents (pastilles de fluorure de lithium), sur un fantôme cylindrique standard en plexiglas de 16 cm de diamètre pour la tête et de 32 cm de diamètre pour le corps.

L'IDSP est le produit de l'IDSV (ou CTDI_{vol}) par la valeur du pitch.

Il s'exprime par la formule suivante :

$$\text{IDSP} = \text{IDSV} \times (d/nT)$$

$$\text{CTDI}_w = \text{CTDI}_{vol} \times (d/nT)$$

Avec : IDSP = CTDI_w = indice de dose scanographique pondéré en mGy

IDSV = CTDI_{vol} = indice de dose scanographique volumique en mGy

pitch = d / nT

d = avancée de la table pendant une rotation de 360° du tube en mm

n = nombre de coupes par rotation

T = épaisseur de coupe en mm

nT = collimation primaire = largeur de la fenêtre d'irradiation

Par simplicité, ces différentes données peuvent être renseignées dans un tableur qui réalisera automatiquement les calculs.

Pour vous aider

L'IRSN met à la disposition des professionnels un site internet dédié qui propose un outil de calcul des NRD en ligne appelé MICADO (Module Internet de Calcul de

DOse) : <http://nrd.irsn.fr> rubrique Outil MICADO et le téléchargement des fiches de recueil des résultats.

7 Que faire des résultats des niveaux de référence diagnostiques ?

Les articles 4 et 5 de l'arrêté du 24 octobre 2011⁸ relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire précisent les obligations en matière de recueil et d'utilisation des mesures de NRD.

7.1 Transmission des résultats

Les résultats des mesures de NRD doivent être transcrits sur le document type fourni par l'IRSN.

Un exemplaire de ce document doit être envoyé à l'IRSN.

Une copie doit être archivée dans le cabinet/service d'imagerie. Elle doit être tenue à la disposition des agents chargés du contrôle qui peuvent les demander au responsable de l'exploitation.

Les documents types sont disponibles sur simple demande auprès de l'Unité d'Expertise en radioprotection Médicale de l'IRSN : par téléphone au 01.58.35.92.86 ou par courriel à l'adresse rmed@irsn.fr

7.2 Exploitation des résultats

Une fois les mesures faites, l'exploitant (c'est-à-dire le radiologue) doit comparer la moyenne de ses résultats, pour chaque examen, aux valeurs de référence des NRD de l'arrêté du 24 octobre 2011.

En cas de dépassement non justifié par une raison technique ou médicale, il devra mettre en place des actions correctives pour réduire les doses d'irradiation. Ces actions peuvent être très variées : contrôle de qualité du matériel, modification des paramètres d'exposition, modification de la filtration additionnelle,

⁸ Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. JORF du 14 janvier 2012

Même si les résultats sont conformes aux valeurs des NRD fournies par l'arrêté du 24 octobre 2011, l'exploitant doit essayer d'optimiser ses procédures et ses matériels pour réduire encore l'irradiation. C'est le principe même de l'optimisation.

L'IRSN n'a aucun pouvoir de contrôle. Elle a la charge de mettre à jour périodiquement les niveaux de référence diagnostiques à partir du recueil des données au niveau national.