

SAVOIR-FAIRE ET RADIOPROTECTION

Y-S Cordoliani pour le Groupe de travail Radioprotection de la SFR

Le savoir-faire en imagerie utilisant les rayons X impose la connaissance des risques que ceux-ci peuvent faire courir à nos patients, ce qui suppose une qualification des radiologues et techniciens, une capacité d'évaluer les doses pour chaque examen et la comparaison de sa pratique avec celle des autres, sans laquelle il n'y a pas d'amélioration possible. Nous envisagerons chacun de ces points.

Qualification en radioprotection des patients

La bonne pratique radiologique suppose un usage éclairé des rayonnements ionisants, potentiellement néfastes pour les patients. Ceci suppose donc une compétence dans l'emploi des rayonnements, dont la réalité doit désormais être attestée par une qualification en radioprotection, rendue obligatoire pour les radiologues et tous les professionnels utilisant les rayonnements à des fins médicales par l'article 1333-11 du code de santé publique : « *Les professionnels pratiquant des actes de radiodiagnostic, de radiothérapie ou de médecine nucléaire à des fins de diagnostic, de traitement ou de recherche biomédicale exposant les personnes à des rayonnements ionisants et les professionnels participant à la réalisation de ces actes et à la maintenance et au contrôle de qualité des dispositifs médicaux doivent bénéficier, dans leur domaine de compétence, d'une formation théorique et pratique, initiale et continue, relative à la protection des personnes exposées à des fins médicales* »).

L'arrêté du 18 mai 2004 précise que cette formation doit être renouvelée tous les 10 ans pour les professionnels dont la formation initiale comporte un enseignement de radioprotection et en indique le programme, qui comporte une partie commune à l'ensemble des professions utilisant les rayonnements et une partie spécifique selon la spécialité. Tout radiologue dont le diplôme date de plus de 10 ans devra être titulaire de cette qualification dans les cinq ans suivant la publication de l'arrêté (donc avant le 18 mai 2009).

Obligation d'indiquer la dose dans le compte rendu des examens radiologiques

La connaissance des doses délivrées lors des examens radiologiques est un impératif absolu de la pratique radiologique, préalable obligatoire de la démarche de justification et d'optimisation, et obligation réglementaire depuis la transposition en droit français de la directive Euratom 97-43. L'article R1333-66 du code de santé publique, dispose en effet que « ... le médecin réalisateur de l'acte indique sur un compte rendu les informations au vu desquelles il a estimé l'acte justifié, les procédures et les opérations réalisées ainsi que toute information utile à l'estimation de la dose reçue par le patient ».

Mesure et expression des doses délivrées

Le but est l'estimation de la dose reçue par chaque individu sous la forme de dose efficace mais la mesure et la mention de la dose sur un compte rendu ne peuvent

faire appel qu'à des grandeurs mesurables. La dose efficace pourra toujours être calculée a posteriori, à partir de ces données. On pourra ainsi faire la somme d'expositions hétérogènes dans l'espace et dans le temps.

Quantification et mention de la dose

■ *En radiologie conventionnelle*

Les paramètres dosimétriques qui caractérisent un examen sont la dose d'entrée (en milligray) et le produit dose-surface (PDS) en $\text{gray}\cdot\text{cm}^2$ ou $\text{centigray}\cdot\text{cm}^2$. L'article R1333-66 du Code de Santé Publique impose de faire figurer sur le compte-rendu d'un examen radiologique « toutes les informations nécessaires à l'estimation de la dose ». L'arrêté d'application du 22 septembre 2006 précise la nature de ces informations et distingue deux cas, selon que l'équipement radiologique dispose ou non d'un dispositif de mesure :

Salles télécommandées et salles d'os et poumon

Pour les appareils indiquant le PDS, il suffit de reporter ce PDS ou la somme des PDS résultant de l'exploration d'une même région sur le compte rendu, en $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ou $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$. Cette obligation ne porte que sur les expositions significatives au plan de la radioprotection, c'est à dire le tronc (thorax, abdomen et pelvis) et la région cervico-céphalique. Les clichés des membres, nombreux en pratique courante (traumatologie, rhumatologie) ne sont pas concernés ; cela relève d'un certain bon sens, puisque les examens des extrémités, part importante de l'activité radiologique, ne délivrent que des doses insignifiantes au plan du risque sanitaire.

Pour les appareils n'indiquant pas le PDS, il n'y a pas d'obligation d'indiquer les éléments nécessaires à l'estimation de la dose, sauf dans deux cas :

- les expositions intéressant le pelvis chez les femmes jeunes.
- les expositions répétées chez les enfants (suivi de scoliose par exemple).

Dans ces cas, si l'appareil n'est pas équipé d'un dispositif donnant le PDS, il faudra reporter sur le CR les éléments nécessaires à l'estimation de la dose. Ces éléments sont

- la tension (kV),
- les paramètres disponibles parmi les suivants: charge électrique (mAs), distance foyer-détecteur) ou distance foyer-peau (DFP), durée de scopie pour chaque type de champ d'entrée et nombre d'expositions faites (en graphie), avec, pour chacune, la taille du champ à la peau du patient (ou la taille du champ sur le détecteur qui permet de retrouver la taille du champ à l'entrée du patient, en utilisant le rapport d'homothétie DFD/DFP).

Cette disposition permet, chez les femmes jeunes, d'éviter les difficultés de dosimétrie rétrospective après exposition d'une grossesse méconnue. Chez l'enfant, elle met l'accent sur le risque d'expositions répétées et permet un contrôle de l'optimisation des techniques.

Mammographie

L'information utile est la dose glandulaire moyenne, fournie automatiquement par les mammographes numériques, ou facilement calculable à partir d'abaques.

Optimisation

C'est l'obtention de l'information, avec une exposition minimale du patient.

Règles générales concernant l'installation

Le décret portant obligation de maintenance et contrôle de qualité des appareils de radiodiagnostic impose une vérification régulière des performances des matériels. En attendant la mise en place de ces contrôles, chaque radiologue et manipulateur

responsable de salle doit s'assurer de l'absence de dysfonctionnement manifeste de son installation: présence d'une filtration en sortie de tube, collimateurs bien réglés, distance foyer-détecteur constante, centreur lumineux efficace, réglage optimal de l'amplificateur de luminance, réponse correcte des cellules de l'exposemètre, etc.

Bonnes pratiques de radioprotection en radiodiagnostic

Radiographies simples

Paramètres : la tension et la charge doivent être adaptés à chaque région explorée. Ceci paraît évident à énoncer mais n'est pas toujours le cas lorsqu'on utilise des détecteurs numériques. En effet la grande tolérance de ces détecteurs à la surexposition fait que le cliché « trop noir » a disparu. On s'aperçoit en fait que beaucoup d'utilisateurs de radiographie numérique n'ont pas conscience de l'excès d'exposition, qui ne se traduit plus que par une indication chiffrée sur le film. Le choix de la tension quant à lui doit être adapté à l'indication. Par exemple, un cliché d'abdomen sans préparation pour suspicion d'occlusion doit être réalisé avec une tension élevée (l'information recherchée est du domaine du contraste gazeux et le gain de temps de pose est précieux chez un patient dyspnéique) ; en revanche, lorsqu'on recherche une lithiase ou après opacification iodée, le cliché d'abdomen doit être réalisé avec la tension la moins élevée possible (70 à 80 kV), afin d'optimiser le contraste calcique ou de rapprocher l'énergie moyenne du faisceau du pic d'absorption de l'iode (40 keV environ).

Grille antidiffusante : son utilisation ne doit pas être systématique. Elle est généralement inutile et facteur d'excès d'exposition chez l'enfant et l'adolescent mince.

Collimation : elle est obligatoire pour chaque cliché, et il ne devrait pas exister de clichés « sans marge ». Ici encore la radiographie numérique a souvent été un facteur de disparition de bonnes pratiques et certains opérateurs « diaphragment » *a posteriori* lors du post-traitement de l'image, au lieu d'appliquer une collimation physique lors de la prise du cliché. Rappelons que la surface exposée est un des termes du produit dose x surface et que la collimation retentit donc directement sur ce produit.

Nombre de clichés : si l'indication (justification) est correcte, le nombre de clichés doit être réduit au strict minimum nécessaire à l'obtention de l'information. Ceci suppose le contrôle direct des radiographies pour éviter la redondance, source d'exposition injustifiée. Quelques exemples parmi les plus courants :

- la pratique des 2 profils thoraciques, encore demandée par certains cliniciens, est abusive,
- un pneumothorax visible sur le cliché en inspiration ne nécessite pas de cliché en expiration,
- la visibilité d'une lyse isthmique lombaire sur les incidences de face ou de profil dispense des clichés de 3/4, très pénalisants en dose.

Il n'est pas nécessaire de réaliser un cliché de bassin debout en plus du rachis lombaire debout de face pour rechercher une inégalité de longueur des membres inférieurs, si les toits de cotyles sont visibles sur ce dernier cliché, ce qui est la règle.

Enfin, en règle générale, les clichés comparatifs sont pratiquement toujours inutiles chez l'adulte, hormis le cas de recherche d'asymétrie de minéralisation (algodystrophie) et sont souvent inutiles chez l'enfant, chez qui ils ne seront pratiqués que sur avis du radiologue et non de principe.

Mode scopie : le temps de scopie doit être limité au strict minimum nécessaire à la détermination du moment de prise de cliché. La scopie est assurée par de brèves impulsions sur la pédale et non en continu ; il faut utiliser, quand il est disponible, le mode de scopie discontinu (« scopie pulsée » ou scopie par impulsions). Le centrage doit se faire à l'aide du centreur lumineux et non en scopie. Les paramètres

de scopie doivent être réglés pour fournir une information temporelle et non diagnostique, celle-ci étant dévolue au mode graphique. Ici la tension (kV) doit être choisie élevée pour obtenir le meilleur compromis entre la qualité d'image et la dose, d'autant plus que le patient est plus épais. Utiliser le moins possible le petit champ d'amplificateur qui nécessite une augmentation du flux de rayonnement. En revanche, la surface d'entrée sur le patient doit être la plus petite possible (collimation focalisée sur l'endroit à étudier). Beaucoup d'équipements modernes permettent de régler la collimation d'un cliché sur une image figée de scopie, ce qui évite d'avoir à maintenir la scopie pendant ce réglage.

■ *En scanographie*

En scanographie, les deux grandeurs utiles pour l'évaluation de la dose sont l'index de dose scanographique (IDS, ou CTDI en anglais) et le produit dose.longueur.

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 aussi d'un élément, essentiel en acquisition hélicoïdale, qui est le pas (pitch), les constructeurs affichent également (ou exclusivement) le CTDI au volume (CTDIvol), qui est le CTDI divisé par le pas (il est donc inférieur au CTDI nominal quand le pas est supérieur à 1, supérieur lorsque le pas est inférieur à 1). Cet index ne reflète cependant pas la dose totale reçue par le patient. Pour exprimer cette dose totale, il faut utiliser le produit dose. longueur (PDL), exprimé en mGy.cm. C'est cette grandeur qui est appropriée pour l'estimation de la dose qui figure sur le compte rendu d'examen. Comme en radiologie conventionnelle avec le produit dose. surface (PDS), cette grandeur permet d'avoir une indication de la dose efficace correspondante, par utilisation de coefficients dépendant de la région explorée. Soulignons que si plusieurs acquisitions ont eu lieu sur une même région, on multipliera le PDL cumulé par le coefficient correspondant à cette région mais que, si l'exploration a porté sur plusieurs régions (thorax, abdomen et pelvis par exemple), on multipliera le PDL de chaque région par un coefficient différent. Il faudra donc bien spécifier chaque valeur de PDL par région dans le compte rendu. Rappelons que, en prenant en compte les nouveaux coefficients de la CIPR, on peut estimer rapidement 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.

En pratique, la dose à mentionner sur le compte rendu d'examen est le PDL ou le PDL cumulé par région (tête, cou, thorax, abdomen ou pelvis). C'est une grandeur immédiatement accessible puisqu'elle est obligatoirement affichée sur la console de l'appareil. En outre, c'est la grandeur qui exprime les niveaux de référence scanographiques, que l'on peut consulter sur le site Internet « optimisation et niveaux de référence » auquel on accède à partir des sites internet de la SFR ou du CERF.

Optimisation

Les moyens de réduction de dose en scanographie sont à la portée de tout opérateur et doivent être bien connus :

Réduire l'intensité (charge)

Ceci diminue linéairement la dose délivrée, au prix d'une diminution du rapport signal/bruit d'un facteur égal à la racine carrée du facteur de réduction de charge (lorsque la charge est divisée par deux, le rapport signal sur bruit est divisé par 1,4, soit une diminution de 30 % environ de ce rapport). Lorsque l'information à recueillir est du domaine de la résolution spatiale, cas de structures à fort contraste spontané, il est tout à fait possible – et recommandable – de diminuer la quantité de rayonnement, car les algorithmes de reconstruction utilisés s'accommodent d'un rapport signal/bruit moyen. C'est le cas par exemple de l'exploration des sinus, dont

une exploration parfaitement informative peut être réalisée à 80 kV et 40 mAs, ou du parenchyme pulmonaire (100 ou 120 kV, 80mAs). En revanche, lorsque l'information souhaitée est du domaine de la densité (cas général de l'abdomen, mais aussi de l'encéphale ou du rachis à la recherche d'une hernie discale), il est nécessaire d'avoir un bon rapport signal/bruit, donc de conserver un nombre de photons suffisant; on ne peut pas diminuer la charge sans dégrader le contraste et risquer de perdre de l'information. Un compromis est donc nécessaire.

Réduire la tension

C'est un moyen simple et rapide de diminuer la dose administrée par un protocole donné quand on a affaire à des enfants ou à des sujets minces (< 50 kg). Une diminution de la tension de 20 %, toutes choses égales par ailleurs, diminue la dose de près de 50 %. Il faudra choisir en fonction des machines la réduction de tension ou de charge, avec la même recherche du meilleur compromis entre la qualité d'image et la dose. Cette réduction de tension est possible au préalable même quand on utilise des logiciels de modulation d'intensité en fonction du morphotype et doit être utilisée par principe chez les enfants et les adolescents et adultes minces. Signalons en outre qu'elle améliore le contraste quand on utilise l'iode, parce que l'abaissement de l'énergie moyenne du faisceau favorise son absorption au voisinage du pic de fluorescence de l'iode.

Augmenter le pas

L'acquisition hélicoïdale permet, tout en augmentant le pas de l'hélice, de recalculer des coupes jointives, voire chevauchées (diminution de l'incrément de coupe à la reconstruction), puisqu'elle fournit des données sur l'ensemble du volume. En reconstruisant les coupes avec un incrément plus faible que le pas d'acquisition on peut ainsi, sans dose supplémentaire, obtenir des reconstructions multiplanaires de bonne qualité. Avec les scanners multicoupes, on peut même reconstruire des coupes plus fines que les coupes de l'acquisition initiale. Par exemple, si des coupes de 5 mm, sont obtenues en activant 4 détecteurs de 1,25 mm, il est tout à fait possible de reconstruire des coupes de 2,5 mm en utilisant séparément les données des détecteurs. De même, une reconstruction dans tout autre plan que le plan d'acquisition initial sera toujours possible en mode hélicoïdal, alors qu'elle ne sera possible qu'à partir de coupes jointives ou chevauchées en mode axial. Le choix du pas dépendra essentiellement de l'indication de l'examen, de la vitesse de réalisation souhaitée et de la nécessité ou non de prévoir des reconstructions. Pour les machines requérant la fixation initiale de la résolution en densité de l'image (ou, ce qui revient au même, du niveau de son rapport signal/bruit), c'est-à-dire le choix du nombre de mA par image, la dose sera indépendante du pas choisi. Seuls changeront le temps d'acquisition et la qualité de reconstruction secondaire, tous deux inversement proportionnels au pas. L'augmentation de celui-ci ne sera donc utilisée, avec ce mode de travail à mAs constants, que pour gagner du temps, aux dépens de la qualité des reconstructions secondaires en plans différents.

Limiter les acquisitions

Le facteur principal d'irradiation est en fait directement lié à la facilité et la rapidité d'acquisition. Le mode hélicoïdal diminue la charge du tube et permet la répétition ou l'enchaînement des acquisitions. Cette rapidité d'acquisition a fait disparaître un frein naturel à l'exposition qui était le facteur temps. Quand l'exploration de la totalité du thorax ou de l'abdomen dure 5 secondes, il paraît simple de répéter les séries. Il n'est pas rare de voir des examens abdominaux de routine ayant comporté 4 passages sur le même volume (coupes sans injection, temps artériel, temps veineux et coupes tardives), sans réel apport diagnostique supplémentaire, mais ayant délivré dans ce volume une dose cumulée de 80 à 120 mGy selon les paramètres. La présence d'un médecin expérimenté à la console est plus que jamais nécessaire pour savoir

justifier chaque séquence et arrêter l'exploration dès que l'information est obtenue. Il est coupable de faire réaliser par défaut un maximum de séquences pour pouvoir interpréter l'examen *a posteriori* sans risquer d'avoir manqué un temps de l'examen. Il est indispensable que chaque examen soit programmé rationnellement en fonction des indications cliniques : faut-il injecter ?, faut-il faire des coupes avant injection ?, si oui sur une partie seulement de la région à explorer ou sur toute cette région ?, les coupes tardives sont-elles utiles ?, etc.

Utiliser un logiciel de réduction de dose

Ces logiciels ont des noms variables selon les constructeurs. La mesure montre que la réduction de dose est cependant assez voisine, comprise entre 20 et 30 %, quelle que soit la technique choisie. L'essentiel est donc de disposer de l'une de ces options, en sachant que leur résultat est équivalent. Soulignons que l'emploi de ces différents réglages automatisés ne permet plus de réduire *a priori* la charge (mAs) puisqu'elle est déterminée par le logiciel. Cela montre tout l'intérêt de diminuer la tension, en sus, chez les enfants, les adolescents et les patients minces. Remarquons par ailleurs que ces systèmes, modulant la charge en fonction de l'absorption, ne s'adaptent pas toujours à un besoin diagnostique. Par exemple, lorsqu'on explore un ensemble « abdomen-pelvis » la charge augmentera en abordant le pelvis, à cause de l'atténuation plus forte due au bassin osseux, ce qui ne correspond pas à un besoin en matière de résolution en densité (contraste/bruit) alors qu'elle sera plus faible au passage du foie, qui nécessite pourtant le meilleur rapport contraste/bruit.

Adapter sa pratique aux nouveaux outils

Les performances des scanners multicoupes permettent d'obtenir d'excellentes reconstructions dans tous les plans à partir d'une acquisition axiale transverse. Les collimations étroites pour l'acquisition n'augmentent pas forcément la dose si l'on accepte une diminution du rapport signal sur bruit en n'augmentant pas les paramètres de l'intensité du faisceau (kV ou mA). Ce choix peut être tout à fait pertinent pour des structures à haut contraste et une information spatiale (parenchyme pulmonaire, explorations osseuses, sinus). En outre, il est tout à fait possible de programmer en reconstruction une épaisseur supérieure à l'épaisseur de coupe d'acquisition. La perte de signal sur bruit sera ainsi compensée par ce qui équivaut à une augmentation d'échantillonnage. Certains équipements ajustent d'ailleurs automatiquement à la baisse l'intensité du faisceau lorsque l'épaisseur de reconstruction demandée par l'opérateur est supérieure à la largeur de détecteurs sélectionnée. Ces possibilités de reconstructions rendent inutiles les acquisitions dans deux plans, que l'on peut aujourd'hui remplacer par des reconstructions secondaires à partir d'un volume initial acquis avec une épaisseur de coupe et un pas suffisamment petits pour que l'image reconstruite ait une résolution spatiale équivalente à celle de l'image native. De même, l'inclinaison du statif pour « enfiler » une structure, particulièrement un disque intervertébral, déjà obsolète avec le scanner hélicoïdal monocoupe, est une faute technique avec le scanner multicoupes. En effet, cette pratique est particulièrement pénalisante au plan de la radioprotection (augmentation du volume traversé, inclusion des ovaires dans le faisceau direct chez la femme) et elle est inutile puisque les reconstructions obliques dans le plan du disque ont une qualité d'image égale ou supérieure à une acquisition dans un plan oblique. En pratique, l'inclinaison du statif n'est justifiée aujourd'hui que pour éviter des sources d'artefacts potentiels (notamment en cervical, afin d'éviter les prothèses dentaires) ou, en scanner interventionnel, pour inclure un trajet d'aiguille dans le plan des coupes de contrôle.

Niveaux de référence diagnostiques : utilisation, recueil et communication des données dosimétriques

Les niveaux de référence diagnostique (NRD) se substituent, dans le domaine de l'exposition médicale, au principe de limitation dans le domaine de l'exposition professionnelle. Ils permettent d'évaluer le niveau de dose d'un examen donné dans la pratique nationale afin que chacun puisse situer sa pratique et la corriger en cas de dépassement régulier.

L'article R1333-68 du code de santé publique dispose que : « *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* ».

Selon la définition de la Directive Euratom 97-43, les NRD sont « des niveaux de dose, 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 se conformant aux bonnes pratiques normales et utilisant des matériels performants ». Ces niveaux doivent être établis prioritairement pour les examens fréquents et les examens de dépistage ainsi que pour les examens délivrant des doses élevées (tomodensitométrie, radiologie interventionnelle). Il ne s'agit pas de limites, car les médecins utilisant les rayonnements ionisants doivent conserver la possibilité de délivrer en cas de besoin les doses nécessaires au but recherché dès lors que l'emploi des RI est justifié. Ainsi, chez un patient obèse, le radiologue pourra être amené à délivrer des doses supérieures au NRD d'un examen donné, établi sur des patients-types, afin d'avoir une qualité d'image suffisante pour ne pas compromettre le diagnostic. L'assujettissement à une limite de dose pourrait ainsi faire subir un grave préjudice pour le patient. La notion de niveau de référence est donc tributaire de la qualité informative des images. Délivrer des doses inférieures aux NRD n'est un critère de bonne pratique que si les examens réalisés répondent à la question posée.

Les NRD sont donc des repères dosimétriques permettant au radiologue de situer sa pratique pour l'ensemble des examens qu'il réalise, par rapport à celle de l'ensemble de la profession et de prendre ainsi conscience de possibilités éventuelles de diminution de dose. C'est le préalable à toute démarche d'optimisation. Ces repères permettent d'apprécier la qualité des équipements et des pratiques lors des contrôles internes et externes, et d'engager, en cas de dépassement injustifié, des actions de correction.

Les niveaux de référence en France ont été publiés dans l'arrêté du 15 février 2004, pour les examens les plus courants en radiologie et en scanographie chez l'adulte. Ces niveaux sont appelés à se modifier avec la collecte des niveaux nationaux. Ils constituent cependant une base de départ pour que chacun puisse commencer à situer sa pratique. En outre, cet arrêté stipule que chaque service relève à intervalle régulier les valeurs d'exposition pour des patients types, de façon à disposer annuellement de 20 valeurs pour chaque examen référencé. Les données concernant deux examens par département (scanner ou radiologie conventionnelle) sont communiquées annuellement à l'Institut de Sûreté Nucléaire et Radioprotection (IRSN). Les examens choisis chaque année doivent différer de ceux de l'année précédente.

Lorsque l'indication sur le compte rendu des éléments nécessaires à l'estimation des doses est obligatoire, c'est-à-dire en scanographie et, en radiologie conventionnelle, pour les examens concernant le tronc ou la région cervico-céphalique effectués avec

un appareil équipé de système de mesure du PDS, la comparaison avec le NRD pour chaque examen est simple, de même que le recueil de NRD de patients types.

En scanographie

Relever et reporter le PDL sur le compte rendu permet de situer sa pratique par rapport au NRD correspondant. Il faut prendre l'habitude, dans chaque département de scanographie, de définir annuellement les examens qui feront l'objet du transfert de données à l'IRSN et prévoir un formulaire de recueil, qui peut être un tableur sur ordinateur à proximité de la console du scanner (un fichier Excel® de relevé est disponible sur le site internet de la SFR / guide des procédures / page législation) ce qui permet d'effectuer les calculs et conversions éventuelles (IMC, CTDIvol/CTDIw). Pour un service de scanner ce seront, par exemple, les examens du thorax et de la tête une année, de l'abdomen et du pelvis l'année suivante ou rachis lombaire et sinus.

Si le relevé annuel montre un dépassement régulier des niveaux de référence une révision des procédures s'impose. Une action correctrice doit être envisagée si rien ne justifie le dépassement. Un contrôle régulier, avec mesure de dose sur fantôme pour des procédures types, permettra de s'assurer de la validité des valeurs de PDL indiquées par l'installation. Ce contrôle est effectué lors du contrôle de qualité interne de l'installation.

En radiologie conventionnelle

L'obligation de transmission des données concerne chaque installation de radiologie. « Installation » doit être compris au sens large de « service » quand il y a plusieurs appareils par service. Par exemple, on relèvera une année, dans un service de radiologie conventionnelle, la valeur du PDS ou de la DE pour la radiographie pulmonaire de face et le crâne de face (une incidence de sinus de face ou Blondeau par exemple). Ces valeurs, établies pour un groupe de patients types, seront communiquées à l'IRSN. L'année suivante, le service devra communiquer 2 autres valeurs de son activité, par exemple radiographie pulmonaire de profil et ASP.

Appareils pourvus d'un dispositif de mesure du PDS

Comme en scanographie, la mention du PDS permet de le comparer au PDS de référence de l'exploration réalisée et de situer sa pratique moyenne. Ici aussi, un contrôle régulier, avec mesure de dose sur fantôme pour des procédures types, permettra de s'assurer de la validité des valeurs de PDS indiquées par l'installation. Comme pour le scanner, 2 examens seront sélectionnés chaque année pour un recueil de 20 mesures sur patients-types. Pour ces mesures, afin de pouvoir communiquer la dose d'entrée, il est nécessaire de noter, outre la taille et le poids du patient, la surface d'entrée à la peau, c'est-à-dire la longueur et la largeur du champ mesurée avec un ruban métrique souple à la peau du patient. On obtient la dose d'entrée par l'équation :

$$DE = \frac{PDS}{S} \times 1,4$$

où S est la surface du champ à l'entrée du patient et la constante 1,4 la valeur moyenne du facteur de rétrodiffusion aux énergies du rayonnement X utilisées en radiodiagnostic. Ici encore, il est très facile de saisir ces informations sur une feuille de calcul électronique de tableur qui réalise les calculs (un fichier excel® de relevé peut être téléchargé sur le site de la SFR).

Appareils dépourvus de dispositif de mesure du PDS

Dans ce cas, nous l'avons vu, le respect des obligations réglementaires nécessite, soit de faire effectuer les mesures sur des fantômes-types par une personne spécialisée

en radiophysique médicale, soit de reporter les paramètres pertinents de l'examen choisi, pour 20 patients-types, sur le formulaire, c'est-à-dire la tension (kV), la charge (mAs) et la distance foyer-peau (distance foyer table – épaisseur du patient). À partir de ces paramètres, la dose d'entrée peut être calculée approximativement par la formule :

$$DE = 0,15 \times (kV/100)^2 \times mAs \times (1/DFP)^2$$

Il faudra en outre procéder régulièrement à des mesures de doses sur fantôme ou sur des groupes de patients types pour estimer la dose de chaque procédure réalisée avec les paramètres habituels de l'installation.

Conclusion

Les nouvelles dispositions réglementaires et législatives imposant une qualification en radioprotection aux radiologues sont parfois perçues par ceux-ci comme une contrainte, voire une remise en cause de leurs compétences. L'expérience et le résultat de quelques contrôles montrent pourtant que les notions théoriques les plus élémentaires avaient parfois été oubliées et que, dans la pratique, la dispersion des valeurs de dose, pour des examens équivalents dans des installations identiques, pouvait se situer dans un rapport de un à dix, voire davantage.

Ces nouvelles dispositions, issues de la directive Euratom 97/43, réalisent un ensemble cohérent qui responsabilise les pratiques en demandant à chaque radiologue d'estimer la dose délivrée pour les principaux examens qu'il pratique. Outre l'obligation légale de mentionner les éléments nécessaires à l'estimation de cette dose sur le compte rendu de son acte, cette estimation en temps réel doit lui permettre de situer sa pratique par rapport aux niveaux de référence nationaux et de l'optimiser. De plus, chacun participe à l'élaboration du référentiel national en communiquant annuellement à l'IRSN, organisme centralisateur, les doses résultant de sa pratique pour des examens représentatifs. Ceci représente pour notre profession un thème idéal de l'évaluation des pratiques professionnelles.

La qualité de l'information délivrée par les scanners multicoupes améliore nos capacités diagnostiques et le service rendu aux malades. L'exploration scanographique se substitue à une grande partie des explorations conventionnelles et représente dorénavant une part prépondérante de l'exposition résultant des expositions diagnostiques aux rayons X. Une utilisation rationnelle permet d'assurer à nos patients un rapport bénéfice/risque d'autant plus grand que la plupart de nos explorations concernent des patients de plus de 60 ans, chez qui le risque génétique est nul et le risque carcinogène pratiquement inexistant. Cependant les nouveaux scanners multicoupes délivrent des doses sans commune mesure avec celles de la radiologie conventionnelle et, chez les adultes jeunes et les enfants, il faut bannir avec la plus extrême rigueur toute exposition inutile et limiter les expositions justifiées au strict nécessaire pour le diagnostic. Il doit s'instaurer au sein des équipes de médecins et de manipulateurs exerçant en scanographie une véritable culture de radioprotection, fondée sur l'autocontrôle rendu possible par l'affichage des index de dose et la connaissance des doses de référence.

Grandeurs dosimétriques et valeurs numériques définissant les niveaux de référence diagnostiques (NRD). Données IRSN

■ Radiologie classique

La grandeur dosimétrique retenue comme référence est la dose à la surface d'entrée du patient (DE).

TABLEAU 1

ADULTE			
Examen	DE (mGy)	Examen	DE (mGy)
Thorax de face (PA)	0,3	Abdomen sans préparation	10
Thorax de profil	1,5	Bassin de face (AP)	10
Rachis lombaire de face	10	Crâne face	5
Rachis lombaire de profil	30	Crâne profil	3
Mammographie	10		

Pour la mammographie, on tend à se référer à la dose glandulaire moyenne.

■ Scanographie

Deux grandeurs dosimétriques sont retenues ;

1. l'Indice de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP) [équivalent du CTDI(w) (weighted Computed Tomography Dose Index) ; et
2. le Produit Dose.Longueur (PDL).

TABLEAU 2

NRD pour les examens en scanographie adulte (pour une seule acquisition sans injection)

Examen	IDSP ou CTDI w (mGy)	PDL (mGy.cm)
Encéphale	58	1 050
Thorax	20	500
Abdomen	25	650
Pelvis	25	450

Remarques :

Les régions anatomiques du tableau 2 ne correspondent pas toujours à la pratique. Par ex., l'abdomen et le pelvis font souvent l'objet d'une acquisition commune. Les valeurs de référence sont alors à adapter. Pour une acquisition abdomino-pelvienne, l'IDSP de référence reste 25 mGy et le PDL de référence devient 1100 mGy.cm (somme des PDL des 2 examens).

Sur les appareils récents (balayage hélicoïdal) c'est l'Indice de Dose de Scanographie du Volume (IDSV) ou $CTDI_{vol}$ qui est affiché à la console. La relation entre les 2 grandeurs est donnée par la formule : $CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch$.

SAVOIR-FAIRE ET RADIOPROTECTION

Aspects pédiatriques

*Hervé Brisse, Jean-François Chateil, Dominique Sirinelli, Hubert Ducou le Pointe,
Patrick Le Dosseur, au nom de la Société Francophone d'Imagerie
Pédiatrique et Périnatale (SFIPP)*

Introduction

La récente **réglementation** en radioprotection concernant les patients soumis à des radiations ionisantes à des fins médicales (Décret N° 2002-460 du 24 mars 2003) dérive de la directive européenne Euratom 97/43 (Ordonnance 2001-270 du 28 mars 2001). Elle a introduit dans le Code de la Santé Publique les principes de justification et d'optimisation des actes (article L. 1333-1). Cette réglementation concerne tous les patients, mais c'est en pédiatrie qu'elle prend toute sa signification, **la sensibilité des enfants aux radiations ionisantes** étant nettement supérieure à celle des adultes [1].

Le risque (vie entière) de décès par cancer et par sievert (pour une exposition unique) a été estimé par la CIPR à 14 % à la naissance contre 1 % à l'âge de 75 ans [2]. Bien que les effets à long terme des faibles doses de rayonnements ionisants restent très controversés [3, 4], la radioprotection des patients repose toujours, par précaution, sur le modèle de la relation linéaire sans seuil. Ainsi, un excès de risque de cancers radio-induits peut-il être – du moins théoriquement – extrapolé aux doses utilisées en radiodiagnostic [5-9]. Le contrôle de la justification des actes et les stratégies d'optimisation des pratiques doivent donc être encore plus rigoureux chez l'enfant que chez l'adulte.

La radiographie conventionnelle est proportionnellement moins irradiante que la tomodensitométrie et représente environ la moitié des actes d'imagerie effectués chez l'enfant.

La TDM représente globalement 8 % seulement des procédures radiologiques mais elle est responsable de 39 % de l'irradiation collective [10], et on estime que 11 % environ des examens TDM sont réalisés chez l'enfant (0-15 ans) [11]. Les scanners de dernière génération multicoupes autorisent aujourd'hui des explorations rapides et répétées sur de grands volumes, pouvant conduire à de fortes expositions individuelles [7]. La CIPR a publié récemment une série de recommandations pour l'optimisation de cette technique [12]. Plusieurs enquêtes démontrent que les paramètres d'exposition utilisés en pédiatrie sont insuffisamment réduits relativement aux protocoles adultes [13, 14], alors qu'il est clairement démontré qu'une dose moindre peut fournir une qualité d'image équivalente [15-17].

Mesures générales

Pour la réalisation d'une exploration radiologique chez un enfant, toutes les mesures de **préparation et d'encadrement** du patient – et de ses parents – contribuent au confort et à la qualité de l'examen, donc à la réduction du nombre d'expositions, et par conséquent à la radioprotection.

La **demande d'examen** radiologique doit faire référence au Guide du Bon Usage des Examens d'Imagerie Médicale et une demande d'acte exposant aux rayonnements ionisants ne peut se faire sans un échange préalable d'informations écrites entre le

demandeur et le réalisateur de l'acte, qui en partagent la responsabilité, la décision finale revenant au radiologue (Décret du 24 mars 2003), ce dernier devant satisfaire à une **formation obligatoire** en radioprotection des patients (Arrêté du 18/05/2004).

Le radiologue doit s'assurer de la **justification** de l'acte. Toute exposition à des rayonnements ionisants dans un but diagnostique doit faire l'objet d'une analyse préalable du dossier permettant de s'assurer que cette exposition présente un avantage médical direct suffisant au regard du risque qu'elle peut présenter [18]. Ceci est d'autant plus justifié que l'exploration est un scanner (la radiologie conventionnelle est beaucoup moins irradiante) et qu'elle porte sur le tronc (les membres comportant moins de structures radiosensibles). Le contrôle de l'antériorité radiologique est indispensable pour **éviter la répétition** exagérée, voire inutile des examens. **L'échographie et l'IRM doivent être préférées** chaque fois qu'elles sont susceptibles d'apporter l'information recherchée et qu'elles sont disponibles dans un délai compatible avec l'urgence de la situation.

Lorsque l'indication d'un examen irradiant est justifiée, la **dose doit être optimisée**, c'est-à-dire maintenue « au niveau le plus faible raisonnablement possible » (principe « ALARA »). Pour ce faire, les médecins doivent disposer de **protocoles écrits** pour chaque type d'acte, disponibles en permanence à proximité de leur équipement. Ceux-ci doivent être adaptés au recrutement local, et s'inspirer des fiches du Guide des Procédures Radiologiques de la SFR.

La préparation à l'examen commence dès la prise du rendez-vous au cours de laquelle les contraintes éventuelles doivent être expliquées. La mise à disposition de fiches d'information expliquant le but, les contraintes et le mode de réalisation de l'examen est un préalable indispensable (modèles disponibles sur le site internet de la SFR).

Dans la salle d'examen, la prise en charge de l'enfant peut se faire avec ou sans la **présence des parents**, mais celle-ci est le plus souvent bénéfique permettant de rassurer l'enfant, aider à la contention, donner un biberon (en respectant les contraintes habituelles, notamment en cas de grossesse de la maman).

L'enfant examiné peut présenter des **douleurs**, aiguës ou chroniques, liées à l'examen (sonde, ponction, injection...) ou à sa maladie. La mise en confiance de l'enfant, par le geste et la parole, constitue la première approche. Chez le nourrisson, l'emploi de sirop de saccharose dans une tétine permet souvent d'obtenir un répit profitable. Dans le cadre de l'urgence, il est nécessaire d'établir un protocole commun avec le service d'accueil. Une sensibilisation et une formation spécifique du personnel à la prise en charge de la douleur sont nécessaires. Les **ponctions veineuses** sont facilitées par l'utilisation de patches anesthésiques locaux type association de lidocaïne 2,5 % et prilocaïne 2,5 % (Emla®). La mise en place d'une sonde urinaire rétrograde fait appel à une lubrification par du gel de xylocaïne, ayant également un effet antalgique. Au-delà de 4 ans, l'utilisation d'un mélange équimolaire de **protoxyde d'azote** et d'oxygène (Kalinox®, Méopa®) permet la réalisation de certains gestes invasifs sans avoir recours à une anesthésie. Ce gaz n'est pas un sédatif mais induit une anxiolyse et une anesthésie de surface. Il est utilisable pour les sondages urinaires et les ponctions veineuses. L'administration de ce mélange nécessite une prescription spécifique et une formation adéquate et se pratique sous la responsabilité du radiologue.

Pour les examens pratiqués entre 6 mois et 5 ans, le scanner requiert encore parfois une **sédation** médicamenteuse, néanmoins les machines multicoups les plus récentes ont permis une réduction considérable des temps d'acquisition (quelques secondes) et par conséquent du nombre de sédations. En l'absence de consensus sur un protocole unique de sédation, il est nécessaire pour chaque équipe de mettre en place une procédure avec l'assistance d'anesthésistes, permettant de respecter les contre-

indications et de définir des règles de surveillance au cours (saturomètre) et au décours de l'examen (recommandations aux parents).

La pratique de la radiologie chez le petit enfant nécessite de disposer d'**équipements de contention**. Les moyens doivent être adaptés à l'âge et au type de procédure.

Pour les **opacifications digestives** hautes, il est vivement recommandé de diluer le produit de contraste dans une boisson appréciée par l'enfant afin d'obtenir une meilleure compliance.

Pour l'injection intraveineuse de **produit de contraste iodés**, on utilise les molécules les mieux tolérées (basse osmolarité, non ioniques). Le **jeûne** en prévision d'une injection intraveineuse de produit de contraste iodé est inutile, voire néfaste, et n'est nécessaire qu'en cas de prémédication sédatrice ou d'anesthésie associée.

Mesures de radioprotection chez l'enfant

Radiologie conventionnelle [19]

Il est essentiel de choisir la bonne incidence et d'éviter les clichés « systématiques » tels que les profils de thorax ou clichés osseux « comparatifs ». Il faut **réussir le cliché à la première exposition**, ce qui nécessite une **bonne installation** préalable. La contention manuelle par le personnel doit être évitée. Pour les radiographies simples, les coussins de mousse ou les sacs de sable permettent d'obtenir une contention ponctuelle. Des sangles velcro adaptées peuvent aider, de même que le crâniostat pour le crâne. Les radiographies du thorax font appel à différents statifs (tubes de plexiglas avec bandes velcro, chaise spécifique, double paravent plombé) permettant de maintenir l'enfant en le tenant par les membres supérieurs. Pour les explorations plus complexes, nécessitant plusieurs expositions espacées dans le temps, les tables télécommandées (ampligraphie numérisée ou capteur plan dynamique) doivent être équipées de systèmes adaptés aux petits. Le moyen le plus simple est de disposer de planchettes de plexiglas de différentes tailles, l'enfant étant immobilisé par des bandes de gaze. Il existe également des planchettes ou des berceaux de tailles adaptées qui peuvent se solidariser au plateau de la table (roue d'Aimé). **Les parents**, le cas échéant, peuvent aider – munis d'un tablier plombé – à la réalisation des clichés, ne serait-ce que par leur présence rassurante.

L'utilisation de **cache plombés**, en particulier gonadiques chez le garçon, ou thyroïdiens, est recommandée (sauf s'ils risquent de masquer une région importante pour le diagnostic).

Par ailleurs il est recommandé de **privilégier les incidences postéro-antérieures** pour réduire la dose aux organes sensibles superficiels antérieurs (œil, seins, thyroïde, gonades).

La **distance foyer-capteur doit être bien choisie**. Plus cette distance est grande, plus les mAs doivent être augmentés (loi de l'inverse du carré de la distance). Une réduction de cette distance en deçà de 1 m n'est pas souhaitable. À l'inverse, l'utilisation de grandes distances focales, classiquement nécessaire pour certaines incidences (rachis entier pour scoliose) devrait disparaître du fait de l'usage de méthodes alternatives.

Outre la filtration standard réglementaire (2 mm Al), une **filtration additionnelle** du faisceau permet d'éliminer les composantes de basse énergie et limite ainsi l'irradiation de surface ne contribuant pas à l'image. On préconise chez l'enfant une filtration additionnelle de 1 mm Al + 0,1 à 0,2 mm Cu.

Le réglage de la **tension et des mAs** est essentiel. Le choix de la **plus haute tension** compatible avec le contraste souhaité permet de réduire la dose. La dose émise est

directement proportionnelle à la quantité de mAs. Ce paramètre peut être adapté manuellement ou automatiquement à l'aide des cellules.

L'utilisation des diaphragmes est importante pour limiter la taille du **champ d'irradiation** et tout cliché en radiopédiatrie doit comporter une « marge blanche » témoignant de leur usage (même si celle-ci est ensuite masquée par le recadrage secondaire sur console en radiologie numérique).

La grille anti-diffusion permet de limiter le rayonnement diffusé et accroît la définition de l'image, mais nécessite une augmentation de la dose (proportionnelle à la racine carrée du rapport de la grille). Son utilisation n'est pas nécessaire lorsque l'épaisseur étudiée est faible, ce qui est le cas chez l'enfant, ou lorsque le contraste de la zone radiographiée est élevé. Il est recommandé de ne pas utiliser de grille ayant un rapport de plus de 8 à 12, et pas plus de 40 lignes/cm. La grille n'est recommandée en pratique qu'après l'âge de six mois pour le crâne, après l'âge de douze mois pour l'abdomen et après l'âge de dix ans pour le poumon.

Le centrage au centreur lumineux doit être la règle. Pour les examens avec produit de contraste la **scopie** doit être utilisée avec parcimonie, et autant que possible sous sa forme pulsée (scopie par impulsions).

L'apport de la numérisation, en remplacement du traditionnel couple film/écrans, permet, selon la technique employée, une diminution plus ou moins importante de l'irradiation. Ceci n'est toutefois vrai que si le contrôle qualité obligatoire (Décision du 24/09/2007) est correctement effectué, une surexposition pouvant en effet passer inaperçue (mauvais réglage des cellules), puisque le système corrige le noircissement à l'affichage.

Les écrans radio-luminescents à mémoire (ERLM) permettent une réduction de dose modérée. Les ERLM double face disponibles au format mammographique permettent de réduire la dose sur les clichés en néonatalogie [20]. Les détecteurs plans matriciels constituent une alternative intéressante ; la réduction de dose est sensible, avec une excellente résolution [21]. La fluorographie numérique, pour les explorations dynamiques ou avec contraste, permet une diminution de dose sensible mais variable selon les études, allant d'un facteur 2 à 10. Avec le système « Charpak », faisant appel à la « chambre à fil », les premières études font état d'une réduction notable de l'irradiation (d'un facteur 10) mais les applications cliniques restent actuellement limitées (étude de la statique du rachis et des membres inférieurs).

L'équipement des installations de **chambres d'ionisation** permet de façon aisée de mesurer la dose délivrée sous forme du « produit dose-surface » (PDS, en $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ ou sous-multiples) et de reporter cet index dans le compte-rendu (Arrêté du 22/09/2006). Les valeurs de PDS représentent désormais pour les manipulateurs comme pour les radiologues un critère de qualité [22]. Tout dépassement des valeurs habituelles doit inciter à une analyse critique des pratiques et à une étude du bon fonctionnement des équipements, en plus du contrôle de qualité réglementaire.

À partir du PDS mesuré sur une série de patients, la comparaison aux NRD nécessite de recalculer une dose entrée D_E , ceci reposant en première approximation sur un calcul simple :

$$D_E = (\text{PDS}/S_E) \times \text{FRD}$$

où : D_E est la dose entrée (en mGy), PDS le produit dose-surface mesuré (converti en $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$), S_E la surface irradiée du patient (en cm^2 , correspondant au champ lumineux diaphragmé, à mesurer sur le patient) et FRD le facteur de rétrodiffusion (1,5 pour les radiographies pulmonaires en haute tension, et 1,35 dans les autres cas). Les NRD actuellement préconisés en radiopédiatrie, issus des recommandations européennes, figurent dans le Tableau 1.

TABLEAU 1
Niveaux de référence diagnostiques en radiologie conventionnelle chez l'enfant
(Arrêté du 12/02/2004)

Examen	Age	Dose à l'entrée (D _E) en mGy pour une exposition
Thorax (postéro-antérieur)	0-1 an	0,08
Thorax (postéro-antérieur)	5 ans	0,1
Thorax (latéral)	5 ans	0,2
Crâne (postéro antérieur ou antéro-postérieur)	5 ans	1,5
Crâne (latéral)	5 ans	1
Pelvis (antéro-postérieur)	0-1 an	0,2
Pelvis (antéro-postérieur)	5 ans	0,9
ASP (postéro-antérieur ou antéro-postérieur)	5 ans	1

Tomodensitométrie [1]

En TDM, les tubes, détecteurs et interfaces utilisateurs ont été significativement améliorés. Les constructeurs proposent aujourd'hui des **protocoles pédiatriques** adaptés à l'âge et/ou au poids de l'enfant, dont on peut s'inspirer pour rédiger ses propres protocoles.

La TDM étant la technique d'imagerie la plus irradiante, rappelons l'importance de l'analyse préalable du dossier pour contrôler la justification de l'acte et pour décider du **nombre de passages nécessaires**. Un seul passage est le plus souvent suffisant. Les indications d'acquisitions avant et après injection et des scanners injectés multiphasés sont rares en routine chez l'enfant.

Rappelons l'importance de la **maintenance et du contrôle de qualité** désormais également obligatoire en TDM (Décision du 22/11/2007), permettant notamment de garantir la précision des doses affichées à la console.

Une **excellente préparation et contention** sont nécessaires pour parvenir à réaliser d'emblée une seule acquisition de bonne qualité. Les nourrissons peuvent être installés avec des systèmes variés : plaque de plexiglas protégée de coussins ou de draps, bandes de gaze, ou matelas « coquille » à dépression.

L'utilisation de **caches plombés** pour protéger les organes critiques (thyroïde, seins) est possible mais débattue. En effet, leur emploi nécessite des précautions techniques compliquant l'installation, et mal utilisés, ils peuvent générer des artefacts importants. Enfin, leur combinaison aux systèmes de contrôle automatique d'exposition n'est pas recommandée, car ils induisent logiquement une augmentation de la charge. Dans ce cas, il ne faut les placer qu'après la réalisation du mode radio [23].

L'optimisation des paramètres d'exposition repose sur des principes généraux à adapter à chaque situation diagnostique.

Le topogramme doit être fait avec des paramètres minimaux (80 kV, mAs min), dans une seule incidence (sauf cas particulier) et avec un tube à 180° (incidence postéro-antérieure) pour réduire la dose aux organes superficiels antérieurs (thyroïde, seins). Il doit être centré et limité à la zone à explorer sans marge inutilement étendue, après un centrage précis sur table au laser.

La séquence hélicoïdale doit être programmée en limitant le volume exploré à ce qui est nécessaire pour répondre aux questions cliniques en évitant notamment la thyroïde à l'étage thoracique et les testicules à l'étage pelvien chez le garçon.

TABLEAU 2
Niveaux de tension et doses recommandés en TDM pédiatrique par la SFIPP et l'IRSN (2008)

	1 an Taille 75 cm Poids 10 kg				5 ans Taille 110 cm Poids 19 kg				10 ans Taille 140 cm Poids 32 kg			
	Tension (kV)	IDSV (mGy)	Long (cm)	PDL (mGy-cm)	Tension (kV)	IDSV (mGy)	Long (cm)	PDL (mGy-cm)	Tension (kV)	IDSV (mGy)	Long (cm)	PDL (mGy-cm)
Crâne	120	30	14	420	120	40	15	600	120	50	18	900
Massif facial	120	25	8	200	120	25	11	275	120	25	12	300
Sinus	100-120	10	5	50	100-120	10	6	60	100-120	10	10	100
Rochers	120	45	3,5	157	120-140	70	4	280	120-140	85	4	340
Thorax standard	80-100	3	10	30	80-100	3,5	18	63	100-120	5,5	25	137
Poumons « basse dose »	80	2	10	20	80-100	3	18	54	100-120	4	25	100
Abdomen et pelvis	80-100	4	20	80	80-100	4,5	27	121	100-120	7	35	245
Os	100-120	7	-	-	100-120	10	-	-	120	12	-	-

Note

Les valeurs ci-dessous ne sont pas des Niveaux de Référence Diagnostiques réglementaires (ceux-ci sont en cours d'élaboration) mais des valeurs indicatives recommandées par la SFIPP et l'IRSN sur la base de la dernière enquête de pratique réalisée en 2007-2008 [28]. Elles sont susceptibles de révisions ultérieures. Elles correspondent à des patients « type » et des indications de routine.

Les valeurs biométriques de référence (taille et poids) sont celles de la CIPR 23. Les valeurs d'IDSV (ou CTDIvol) sont exprimées en mesure équivalente pour un fantôme PMMA de 16 cm (« head ») pour le crâne et le massif facial et en mesure équivalente pour un fantôme PMMA de 32 cm (« body ») pour les protocoles thorax, abdomen et os, quel que soit l'âge. En cas d'affichage par le constructeur d'un index différent, on peut corriger en estimant que l'IDSV₁₆ (CTDIvol₁₆) équivaut approximativement au double de l'IDSV₃₂ (CTDIvol₃₂).

Les valeurs de PDL pour *une seule* acquisition ont été calculées à partir du CTDIvol multiplié par des longueurs d'exploration, elles-mêmes estimées d'après un panel représentatif d'enfants explorés en TDM. Les valeurs ne sont pas fournies pour les études osseuses, les zones explorées étant variables pour chaque patient (il faut alors se référer au seul IDSV).

Les paramètres doivent être **adaptés à l'âge, à l'organe, à son volume, à son contraste spontané et à la taille de la lésion recherchée** [24]. Il faut également distinguer les examens dont la qualité doit être excellente (dépistage, diagnostic, bilan initial..., etc.), des examens de **surveillance** (mesures d'images cibles, mesures angulaires..., etc.) qui peuvent être de qualité moindre et donc moins dosés.

Les **doses requises** sont d'autant plus basses qu'on explore des structures peu denses ayant un fort contraste spontané (poumon, sinus) et au contraire d'autant plus élevées qu'on recherche des lésions de petite taille, dans les tissus mous à faible contraste (encéphale, viscères abdominaux) ou qu'on explore des régions denses (rochers).

Les **tensions** utilisées en pédiatrie sont généralement comprises entre 80 et 100 kV pour le tronc, et 120 kV pour le crâne et les extrémités. Une tension de 140 kV n'est pas justifiée chez l'enfant, mais reste utilisable pour l'étude du rocher chez le grand enfant.

Comparativement aux protocoles adultes, **les mAs doivent être réduits**, selon le morphotype, ce qui est possible sans altération significative de la qualité intrinsèque de l'image [25] ; il faut réduire la charge délivrée en diminuant l'intensité (mA) et/ou le temps de rotation et/ou en augmentant le pitch.

En technique multicoupe, il ne faut pas se fier à l'épaisseur de coupe nominale, qui ne dépend que du détecteur, mais plutôt à la **collimation** résultante (épaisseur nominale × nombre de canaux actifs). En effet, pour une même longueur explorée,

plus la collimation est étroite et plus la dose absorbée est élevée. Celle-ci doit être choisie en fonction de la résolution en z souhaitée.

Les constructeurs ont installé sur les scanners les plus récents des **systèmes de contrôle automatique d'exposition**, permettant de moduler la charge en cours d'acquisition. Leur impact en terme de réduction de la dose est encore débattu chez l'enfant, mais le bénéfice apparaît moins important que suggéré initialement [26]. Sur le bassin, ils peuvent augmenter inutilement la dose aux organes pelviens. Leur emploi nécessite la sélection préalable de mAs ou d'un index de bruit dit « de référence ». **La dose finale dépend du choix de cet index et la dose n'est réellement optimisée que si celui-ci est choisi de façon adaptée à la qualité d'examen requise et au morphotype du patient.**

L'affichage des **index de dose absorbée** (IDSP, PDL) a été rendu obligatoire par la Commission Electrotechnique Internationale (IEC). Ces index de dose sont standardisés sur des fantômes adultes et sous-estiment la dose pour les petits morphotypes. Pour une même exposition, on peut retenir que la valeur du CTDIvol₁₆ (plus proche du morphotype pédiatrique) est environ le double de celle du CTDIvol₃₂. Ces index ne doivent donc pas être utilisés en valeur absolue chez l'enfant. Néanmoins, les recommandations dosimétriques pédiatriques restent pour l'instant basées sur ces indices normalisés. Chez certains constructeurs, l'affichage de l'index dépend du champ de vue utilisé et non pas de la région anatomique. Pour rester comparable aux recommandations, il est nécessaire de conserver un affichage en mode fantôme « tête » ou « head » (16 cm) pour toutes les explorations tête et cou et en mode fantôme « tronc » ou « body » (32 cm) pour toutes les explorations thoraciques et abdomino-pelviennes, même si l'enfant a un diamètre beaucoup plus petit [27].

Les NRD pédiatriques réglementaires ne sont pas encore disponibles pour la TDM. Néanmoins, la SFIPP et l'IRSN proposent actuellement des recommandations dosimétriques adaptées à l'âge (Tableau 2) basées sur une enquête pratique sociale [28], susceptibles d'évoluer dans le temps.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] H. Brisse, and D. Sirinelli, « [French legislation and radiation dose control in paediatric computed tomography] », Arch Pediatr. **13**, 788-790 (2006).
- [2] « 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection - Report 60 », Ann ICRP. **21**, 1-201 (1991).
- [3] M. Tubiana, A. Aurengo, D. Averbek, and R. Masse, « The debate on the use of linear no threshold for assessing the effects of low doses », J Radiol Prot. **26**, 317-324 (2006).
- [4] B.F. Wall, G.M. Kendall, A.A. Edwards, S. Bouffler, C.R. Muirhead, and J.R. Meara, « What are the risks from medical X-rays and other low dose radiation ? », Br J Radiol. **79**, 285-294 (2006).
- [5] D. Brenner, C. Elliston, E. Hall, and W. Berdon, « Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT », AJR Am J Roentgenol. **176**, 289-296 (2001).
- [6] D.A. Pierce, and D.L. Preston, « Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors », Radiat Res. **154**, 178-186 (2000).
- [7] D.J. Brenner, and E.J. Hall, « Computed tomography: an increasing source of radiation exposure », N Engl J Med. **357**, 2277-2284 (2007).
- [8] D.L. Preston, E. Ron, S. Tokuoka, S. Funamoto, N. Nishi, M. Soda, K. Mabuchi, and K. Kodama, « Solid cancer incidence in atomic bomb survivors : 1958-1998 », Radiat Res. **168**, 1-64 (2007).
- [9] A.S. Brody, D.P. Frush, W. Huda, R.L. Brent, and the Section on Radiology, « Radiation Risk to Children From Computed Tomography », Pediatrics. **120**, 677-682 (2007).
- [10] P. Scanff, J. Donadieu, P. Pirard, and B. Aubert, « Population exposure to ionizing radiation from medical examinations in France », Br J Radiol. **81**, 204-213 (2008).
- [11] F.A. Mettler, Jr., P.W. Wiest, J.A. Locken, and C.A. Kelsey, « CT scanning: patterns of use and dose », J Radiol Prot. **20**, 353-359 (2000).

- [12] J. Valentin, « Managing patient dose in multi-detector computed tomography(MDCT). ICRP Publication 102 », Ann ICRP. **37**, 1-79, iii (2007).
- [13] C. Hollingsworth, D.P. Frush, M. Cross, and J. Lucaya, « Helical CT of the body: a survey of techniques used for pediatric patients », AJR Am J Roentgenol. **180**, 401-406. (2003).
- [14] A. Paterson, D.P. Frush, and L.F. Donnelly, « Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients? », AJR Am J Roentgenol. **176**, 297-301 (2001).
- [15] J.M. Boone, E.M. Geraghty, J.A. Seibert, and S.L. Wootton-Gorges, « Dose reduction in pediatric CT: a rational approach », Radiology. **228**, 352-360 (2003).
- [16] W. Huda, E.M. Scalzetti, and G. Levin, « Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT », Radiology. **217**, 430-435 (2000).
- [17] L.F. Donnelly, K.H. Emery, A.S. Brody, T. Laor, V.M. Gyls-Morin, C.G. Anton, S.R. Thomas, and D.P. Frush, « Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large Children's Hospital », AJR Am J Roentgenol. **176**, 303-306 (2001).
- [18] G. Kalifa, « [Low radiation doses in children, benefit risk approach] », Arch Pediatr. **13**, 784-785 (2006).
- [19] J.F. Chateil, D. Sirinelli, M. Brun, and F. Malle mouche, « [French regulation for radiation dose control in paediatric radiography] », Arch Pediatr. **13**, 786-788 (2006).
- [20] P. Monnin, Z. Holzer, R. Wolf, U. Neitzel, P. Vock, F. Gudinchet, and F.R. Verdun, « An image quality comparison of standard and dual-side read CR systems for pediatric radiology », Med Phys. **33**, 411-420 (2006).
- [21] M. Gruber, M. Uffmann, M. Weber, M. Prokop, C. Balassy, and C. Schaefer-Prokop, « Direct detector radiography versus dual reading computed radiography: feasibility of dose reduction in chest radiography », Eur Radiol. **16**, 1544-1550 (2006).
- [22] J.F. Chateil, C. Rouby, M. Brun, C. Labessan, and F. Diard, « [Practical measurement of radiation dose in pediatric radiology: use of the dose surface product in digital fluoroscopy and for neonatal chest radiographs] », J Radiol. **85**, 619-625 (2004).
- [23] C. Coursey, D.P. Frush, T. Yoshizumi, G. Toncheva, G. Nguyen, and S.B. Greenberg, « Pediatric Chest MDCT Using Tube Current Modulation: Effect on Radiation Dose with Breast Shielding », Am J Roentgenol. **190**, W54-61 (2008).
- [24] Y.S. Cordoliani, B. Boyer, E. Le Marec, E. Jouan, O. Helie, and H. Beauvais, « [Vade-mecum of helical CT scanning: estimation of doses, choice of parameters] », J Radiol. **83**, 685-692 (2002).
- [25] M.J. Siegel, B. Schmidt, D. Bradley, C. Suess, and C. Hildebolt, « Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape », Radiology. **233**, 515-522 (2004).
- [26] A. Papadakis, K. Perisinakis, and J. Dami lakis, « Angular on-line tube current modulation in multi-detector CT examinations of children and adults: The influence of different scanning parameters on dose reduction », Med Phys. **34**, 2864-2874 (2007).
- [27] H. Brisse, D. Sirinelli, J. Chateil, Y. Cordoliani, B. Aubert, B. Silberman, M. Panuel, and C. Adamsbaum, « [Including exposure dose in radiological reports: how? why?] », J Radiol. **88**, 411-414 (2007).
- [28] H. Brisse, B. Aubert. Niveaux d'exposition en tomodensitométrie multicoupes pédiatrique : résultats de l'enquête dosimétrique SFIPP/IRSN 2007-2008, J Radiol (sous presse).