

CALCUL DE DOSE AUX ORGANES EN SCANOGRAPHIE

Serge DREUIL

GUSTAVE ROUSSY, service de physique médicale
114 rue Edouard Vaillant, 94805 Villejuif
serge.dreuil@gustaveroussy.fr

La scanographie, ou plus couramment le scanner, est une technologie apparue en médecine dans les années 1970. Basée sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X selon un grand nombre d'orientations (ou *projections*), elle permet une visualisation tridimensionnelle rapide et précise de l'ensemble des tissus et organes du corps humain. Le bénéfice médical apporté par ces examens, ainsi que la rapidité et la facilité de leur mise en œuvre leur confèrent une importance croissante en France et dans l'ensemble des pays développés de sorte qu'ils constituent aujourd'hui un des moyens d'investigation diagnostique les plus fréquents. Cependant, si ses bénéfices médicaux sont incontestables d'un point de vue global, le scanner est une technique relativement irradiante par comparaison aux techniques conventionnelles. Ainsi, les examens scanographiques ont représenté 10% du total des examens d'imagerie diagnostique réalisés en France en 2007 mais ils ont contribué à 58% de la dose efficace collective [Etard *et al* 2010]. La détermination de la dose délivrée est donc un sujet sur lequel les exigences sont de plus en plus grandes, à la fois pour l'estimation des risques liés à l'exposition aux rayonnements ionisants d'origine médicale ou pour la détermination du rapport bénéfice-risque individuel, en particulier pour les patients jeunes.

L'objectif de cette présentation est de présenter les méthodes d'estimation de l'exposition et de calcul de la dose délivrée au patient disponibles à l'heure actuelle, des plus simples aux plus élaborées.

Indicateurs dosimétriques de référence

Le premier indicateur dosimétrique de référence en scanner est l'*indice de dose scanographique* (CTDI), défini par la Food and Drug Administration américaine [Shope *et al* 1981, FDA 1988] et repris par l'International Electrotechnical Commission [IEC 2002] et la Commission Européenne [EC 1999]. Il est représentatif de la dose dans la tranche centrale d'un fantôme de plexiglas de 16 ou 32 cm de diamètre exposé sur toute sa longueur et est directement proportionnel à la quantité de rayonnement émis par le scanner pendant une rotation de 360° du tube X. Le *produit dose-longueur* (DLP) est le second indicateur dosimétrique de référence en scanner. La réglementation française [JORF 2006] demande qu'il soit systématiquement indiqué dans les comptes rendus d'examens scanographiques. Il est dérivé du CTDI et prend en compte la longueur d'exposition (soit son extension longitudinale dans la direction tête-pieds) de l'examen. Le DLP est représentatif de la quantité totale de rayonnement émis par le scanner pendant l'hélice d'acquisition ou bien, formulé autrement, de l'énergie totale d'ionisation déposée dans le fantôme standard.

Ces deux indicateurs dosimétriques spécifiques à la scanographie sont, comme précisé dans leur nom, des *indices* et non des *mesures* de la dose. Ils sont bien liés aux paramètres d'acquisition tels que la tension et le courant du tube, son temps de rotation, le pas de l'hélice d'acquisition ou le filtre papillon utilisé. Ils sont adaptés à la comparaison entre différents examens ou protocoles techniques d'acquisition mais ne le sont pas à l'estimation réaliste de la dose délivrée au patient. En effet, ils ne correspondent à la dose réellement reçue par le patient que si le diamètre transverse de celui-ci est proche du diamètre du cylindre de PMMA utilisé comme référence pour la mesure de l'indice, soit 16 ou 32 cm. Les indices dosimétriques de scanographie sont donc totalement indépendants des

caractéristiques morphologiques du patient. Les indices étant fréquemment associés à tort à la dose reçue par le patient, cette confusion n'est pas sans poser de problème en particulier en pédiatrie ou pour les patients corpulents ou maigres [McCullough *et al* 2011]. Il faut donc garder en mémoire que le CTDI et le DLP ne sont pas représentatifs de la dose *reçue par le patient* mais uniquement de celle reçue par un *cylindre de plexiglas* de dimensions normalisées.

Méthodes d'estimation de dose indépendantes de la morphologie du patient

La commission européenne a initié et financé dans les années 1990 des études visant à l'estimation de dose au patient en scanographie. Les méthodes qui ont été développées sont généralement basées sur la simulation Monte Carlo avec des fantômes numériques anthropomorphes au sein desquels les organes d'intérêts dosimétriques sont définis mathématiquement. La famille de fantômes développés par les laboratoires nationaux d'Oak Ridge aux Etats-Unis inclut des adultes, des enfants et des nouveau-nés des deux sexes [Cristy *et al* 1987]. « L'homme standard » est le modèle le plus couramment utilisé, représentant un adulte moyen de 1,70 m et 75 kg. Ces fantômes permettent une estimation directe des doses moyennes aux organes et de la dose efficace à l'aide des facteurs de pondération tissulaires de l'ICRP [ICRP 1991, ICRP 2007]. Ils sont employés dans les deux méthodes d'estimation dosimétriques décrites ci-dessous.

- **Facteurs *k*.** Les coefficients de conversion du DLP vers E, encore appelés *facteurs k* ou *dose efficace normalisée* E_{DLP} sont largement utilisés dans la littérature pour associer une dose efficace à un examen scanner donné. Les simulations Monte Carlo sont réalisées pour des examens types (tête, cou, thorax, abdomen, pelvis) avec des paramètres et des longueurs d'exposition standard. Le DLP étant défini par les paramètres de l'examen, la dose efficace est calculée à partir des résultats de la simulation ce qui permet donc d'établir les rapports E / DLP par type d'examen et par type de fantôme. Les facteurs *k* ont d'abord été établis sur « l'homme standard » [EC 1999, Shrimpton 2004] puis étendus aux deux sexes, aux enfants, aux nouveau-nés et aux scanners récents [Huda *et al* 2008, AAPM 2008, Deak *et al* 2010]. La méthode des facteurs *k* permet une comparaison aisée entre techniques d'imagerie à l'aide d'une grandeur unique, ce qui constitue un avantage certain. La méthode a cependant de nombreuses limitations : le choix de la région explorée est parfois problématique, le type de scanner n'est pas pris en compte, les doses aux organes ne sont pas calculées et bien évidemment l'estimation de E est fantôme-dépendante et non patient-dépendante. De plus il faut rappeler que la dose efficace n'est pas adaptée aux estimations dosimétriques individuelles et doit être réservée à la comparaison entre techniques ou entre groupes de patients [ICRP 2007].

- **Distributions de dose pré-calculées.** Afin de dépasser les limitations de la seule dose efficace, plusieurs groupes ont développé dans les années 1990 des logiciels capables de fournir des valeurs de dose aux organes pour un certain nombre de fantômes anthropomorphes et de scanners. Le principe est d'établir des tables pré-calculées des contributions de dose aux organes générées par l'exposition de tranches d'épaisseur fixe du fantôme, typiquement de 1 cm [Zankl 1991]. Une fois la longueur et les paramètres d'exposition renseignés, le programme somme les différentes contributions et fournit les doses aux organes du fantôme sélectionné, ainsi que la dose efficace le cas échéant. Plusieurs programmes ont été développés, certains abandonnés [Le Heron 1993, Eff-Dose 1995], d'autres toujours disponibles [ImPACT 2000, Kalender *et al* 1999, Osei *et al* 2009, Liu *et al* 2012]. Ces programmes permettent de prendre en compte la plupart des paramètres techniques d'exposition et d'adapter la longueur de la zone d'exposition à la zone anatomique réellement explorée. Ils se distinguent essentiellement par le nombre de modèles de scanner pris en charge et par la diversité des fantômes utilisables. Ces logiciels sont des outils très utiles pour les travaux d'optimisation des paramètres d'exposition et pour

l'enseignement mais restent limités pour l'évaluation de la dose reçue par un patient individuel, même si la diversité des fantômes proposés par certains d'entre eux permet de se rapprocher de la morphologie réelle du patient.

Méthodes d'estimation de dose liées à la morphologie du patient

La prise en compte de la morphologie réelle du patient ainsi que celle des particularités techniques de l'examen étant une priorité pour une estimation plus réaliste des doses délivrées, des méthodes ont été développées à cet effet, l'une très simple dans une optique d'utilisation clinique, l'autre beaucoup plus complexe dans l'objectif d'études dosimétriques poussées.

- **Estimateur de dose morphologique.** Afin de sortir de la confusion fréquemment répandue entre CTDI et dose au patient, le groupe de travail 204 de l'association américaine des physiciens médicaux a proposé en 2011 la définition d'un estimateur de dose morphologique ou *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) [AAPM 2011]. La proposition consiste à permettre une estimation de la dose au patient à partir du CTDI affiché par le scanner. Le principe de cette estimation est de corriger le CTDI affiché par le scanner à l'aide d'un facteur dépendant des dimensions transverses du patient. Les dimensions transverses du patient sont déterminées à l'aide des coupes tomographiques, des radiographies de projection ou bien par mesure directe sur le patient. La méthode SSDE constitue une solution relativement facile à mettre en œuvre et donc utilisable en pratique clinique. Elle permet d'obtenir avec une précision acceptable la dose moyenne dans une coupe transverse donnée du champ d'exploration lors d'un examen du tronc d'un patient spécifique. Elle est par contre limitée à l'estimation d'une dose moyenne et ne permet donc pas de calculer les doses aux organes.

- **Simulation Monte Carlo.** Le calcul par méthode de Monte Carlo directement sur les images scanner du patient permet une adaptation totale à la morphologie du patient ainsi qu'à sa position pendant l'examen et à son centrage dans l'anneau du scanner. L'ensemble des spécificités techniques de l'examen peut théoriquement être pris en compte, y compris les plus complexes comme la modulation du courant tube et la collimation dynamique ou adaptative du faisceau. Ces avantages en font la méthode de prédilection pour les études poussées sur la dose patient en scanner où des précisions meilleures que 10% sont souvent constatées [Deak *et al* 2007, Li *et al* 2011, Ding *et al* 2012]. Les temps de calcul nécessaires pour les simulations restent élevés, toutefois les progrès réalisés en calcul parallèle par accélération GPU tendent à les réduire fortement [Chen *et al* 2012]. L'utilisation plus large de cette méthode est cependant limitée par le fait que les résultats de la simulation sont des doses par voxel et qu'il est donc indispensable de délimiter les organes du patient pour obtenir les doses moyennes aux organes d'intérêt. Le contourage manuel est une opération fastidieuse et nécessitant un avis d'expert. La segmentation automatique n'est pas possible sur tous les organes et peut se révéler très complexe. La solution probablement la plus prometteuse est une méthode hybride reposant sur les images scanner du patient pour le calcul dosimétrique et sur un fantôme anthropomorphe adapté à la morphologie du patient pour la délimitation des organes [Kalender 2014]. Toutefois le calcul des doses aux organes étendus tels que la peau, les muqueuses ou la moelle osseuse, reste problématique voire impraticable avec les méthodes de simulation Monte Carlo sur images scanner. Ces organes comptant parmi les plus radiosensibles, cette problématique est d'importance et reste ouverte à l'heure actuelle.

Références

- AAPM (2008). Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee: the Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. *AAPM Report No. 96* (College Park, MD: American Association of Physicist in Medicine).
- AAPM (2011). Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. *AAPM Report No. 204*. (College Park, MD: American Association of Physicist in Medicine).
- Chen W, Kolditz D, Beister M, Bohle R et Kalender WA (2012). Fast on-Site Monte Carlo Tool for Dose Calculations in CT Applications. *Med. Phys.* **39** 2985–96.
- Cristy M et Eckermann K F (1987). Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources I: methods. *Report no ORNL/TM-8381/VI* (Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory).
- Deak P, Straten M, Shrimpton PC, Zankl M et Kalender WA (2007). Validation of a Monte Carlo Tool for Patient-Specific Dose Simulations in Multi-Slice Computed Tomography. *Eur. Radiol.* **18** 759–772.
- Deak P, Smal Y et Kalender W (2010). Gender- and age-specific conversion factors used to determine the effective dose from the dose-length product for multi-slice CT protocols *Radiology* **257** 158-66.
- Ding A, Mille MM, Liu T, Caracappa PF et Xu XG (2012). Extension of RPI-Adult Male and Female Computational Phantoms to Obese Patients and a Monte Carlo Study of the Effect on CT Imaging Dose. *Phys. Med. Biol.* **57** 2441-2459.
- EC (1999). European Guidelines for Quality Criteria for Computed Tomography, *Report EUR 16262*, European Commission, Luxembourg.
- Eff-Dose (1995). X-ray Radiography Dosimetry Program Using NRPB-SR262. National Board of Health, Denmark: National Institute of Radiation Hygiene.
- Etard C, Sinno-Tellier S et Aubert B (2010). Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2007. *Rapport IRSN-INV5*.
- FDA (1988). Computed Tomography (CT) Equipment, Section 1020.33 21 CFR Ch1 (4-1-88 Ed.), Performance Standard for Diagnostic X-ray Systems, US Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, Rockville, MD.
- Huda W, Ogden KM et Khorasani MR (2008). Converting Dose-Length Product to Effective Dose at CT. *Radiology* **248** 995-1003.
- ICRP (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP **21** (1-3).
- ICRP (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP **37** (2-4).
- IEC (2002). Medical Electrical Equipment Part 2-44: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography, Rep. IEC-60601-2-44, International Electrotechnical Commission, Geneva.
- ImPACT (2000). CTDosimetry, www.impactscan.org.
- JORF (2006). Arrê
compte rendu d'acte utilisant les rayonnements ionisants. *Journal officiel de la République française n° 226 du 29/09/2006*. NOR : SANY0623888A.
- Kalender WA, Schmidt B, Zankl M et Schmidt M (1999). A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur. Radiol.* **9** 555-562.
- Kalender WA (2014). Dose in x-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.* **59** R129-R150.
- Le Heron JC (1993). CTDOSE, National Radiation Laboratory Christchurch, New Zealand.
- Liu T, Ding A, Xu XG (2012). GPU-Based Monte Carlo Methods for Accelerating Radiographic and CT Imaging Dose Calculations: Feasibility and Scalability. *Med. Phys.* **39** 3876.
- Li X, Samei E, Segars W P, Sturgeon G M, Colsher J G, Toncheva G, Yoshizumi T T, Frush D P (2011). Patient-specific radiation dose and cancer risk estimation in CT: Part I. Development and validation of a Monte Carlo program. *Med. Phys.* **38** 397-407.
- McCullough C H, Leng S, Yu L, Cody D D, Boone J M et McNitt-Gray M F (2011). CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. *Radiology* **259** 311-316.
- Osei EK et Barnett R (2009). Software for the estimation of organ equivalent and effective doses from diagnostic radiology procedures, *J. Radiol. Prot.* **29** 361-76.
- Shope TB, Gagne RM et Johnson GC (1981). A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med. Phys.* **8** 488-95.
- Shrimpton PC (2004). Assessment of patient dose in CT. NRPB-PE/1/2004. Chilton, National Radiological Protection Board.
- Stamm G et Nagel H D (2002). CT-expo--a novel program for dose evaluation in CT. *RöFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* **174**, n°12 1570-1576.
- Zankl M, Panzer W et Drexler G (1991). The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part VI: Organ doses from tomographic examinations. *GSF-Report 30/91* (Neuherberg).