

V.U. Mme Cl. Stiévenart
Av. Armand Huysmans 206, bte 10
B- 1050 Bruxelles - Brussel

ISSN - 0250 -5010

ANNALEN
VAN
DE BELGISCHE VERENIGING
VOOR
STRALINGSBESCHERMING

VOL. 31, N°1, 2006

2^{er} trim. 2006

Dose aux Patients en Radiologie
Patiënten Dosis in Radiologie

Driemaandelijkse periodiek
1050 Brussel 5

Périodique trimestriel
1050 Bruxelles 5

ANNALES
DE
L'ASSOCIATION BELGE
DE
RADIOPROTECTION

Hoofdredacteur

Mr C. Steinkuhler
Rue de la Station 39
B- 1325 Longueville

Rédacteur en chef

Redactiesecretariaat

Mme Cl. Stiévenart
Av. Armand Huysmans 206, bte 10
B- 1050 Bruxelles - Brussel

Secrétaire de Rédaction

Publikatie van teksten in de Annalen gebeurt onder volledige verantwoordelijkheid van de auteurs. Nadruk, zelfs gedeeltelijk uit deze teksten, mag enkel met schriftelijke toestemming van de auteurs en van de Redactie.

Les textes publiés dans les Annales le sont sous l'entière responsabilité des auteurs. Toute reproduction, même partielle, ne se fera qu'avec l'autorisation écrite des auteurs et de la Rédaction.

Ce numéro contient les textes d'exposés présentés lors de la réunion organisée par l'Association belge de Radioprotection à Bruxelles, le 9 décembre 2005.

Dit nummer bevat de teksten van de uiteenzettingen op de vergadering van de Belgische Vereniging voor Stralingsbescherming in Brussel, op 9 december 2005.

Dose aux Patients en Radiologie Patiënten Dosis in Radiologie

SOMMAIRE

INHOUD

Evaluation de l'exposition croissante des patients aux radiations par tomодensitométrie(CT) et optimisation de la radioprotection J. STRUYVEN, M-Th. HOORNAERT, G. EGGERMONT	<i>p. 1</i>
Patient doses in CT: influence of technical developments with specific interest to paediatrics N. BULS, J. DE MEY	<i>p. 13</i>
Optimalisatie van patiënten dosissen, gekoppeld aan de beeldkwaliteit, in vasculaire radiologie L. STRUELENS, F. VANHAVERE, H. BOSMANS, R. VAN LOON	<i>p. 23</i>

EVALUATION DE L'EXPOSITION CROISSANTE DES PATIENTS AUX RADIATIONS PAR TOMODENSITOMÉTRIE (CT) ET OPTIMISATION DE LA RADIOPROTECTION

Julien Struyven¹, Marie Thérèse Hoornaert², Gilbert Eggermont³

¹ (ULB, Hôpital universitaire Erasme)

² (C.H.Jolimont-Lobbes)

³ (SCK/VUB, Groupe de Travail CT, Conseil Supérieur d'Hygiène)

Le Conseil Supérieur d'Hygiène compte, parmi ses missions, l'étude de sujets appartenant à tous les domaines de la santé publique. Son groupe de travail « agents physiques » traite, entre autres, des risques provenant des radiations ionisantes. L'irradiation médicale, notamment en radiologie, figure parmi ses sujets d'étude. En 1996, un groupe d'experts s'attacha à élaborer des recommandations en vue de faciliter l'application des Directives européennes en matière d'assurance de qualité et de radioprotection en radiologie. Celles-ci figurent dans une brochure intitulée « Contrôle de qualité et radioprotection en radiologie » publiée par le CSH.

En février 2001, le Conseil rendit également un avis relatif à la radiologie interventionnelle, technique susceptible de délivrer des doses élevées au patient. Cet avis a été à l'origine de la première étude multicentrique relative aux doses délivrées en Belgique et subsidiée par l'Agence Fédérale de Contrôle Nucléaire.

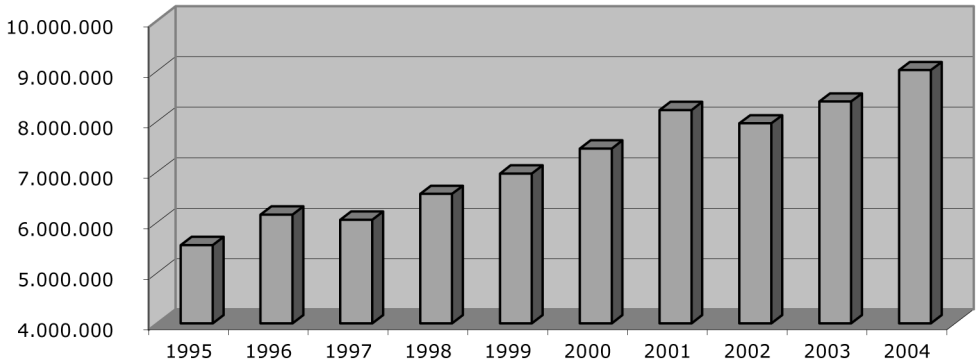
Parmi les sources d'irradiation médicale, la tomodensitométrie génère une part importante de la dose reçue par les patients. Son utilisation chez les enfants est notamment un sujet de préoccupation du Ministère de la santé publique, qui a requis en novembre 2001 l'avis du Conseil Supérieur d'Hygiène. Depuis 2004, l'exposition de tous les patients aux radiations

ionisantes émises par le CT est l'objet d'une étude au sein d'un groupe de travail temporaire. Celle-ci porte sur l'implémentation du CT, son utilisation dans le diagnostic médical, son impact sur l'irradiation collective et individuelle et l'optimisation de son utilisation. Cet article résume le travail de ce groupe.

Cadre général de l'utilisation du CT scanner en Belgique.

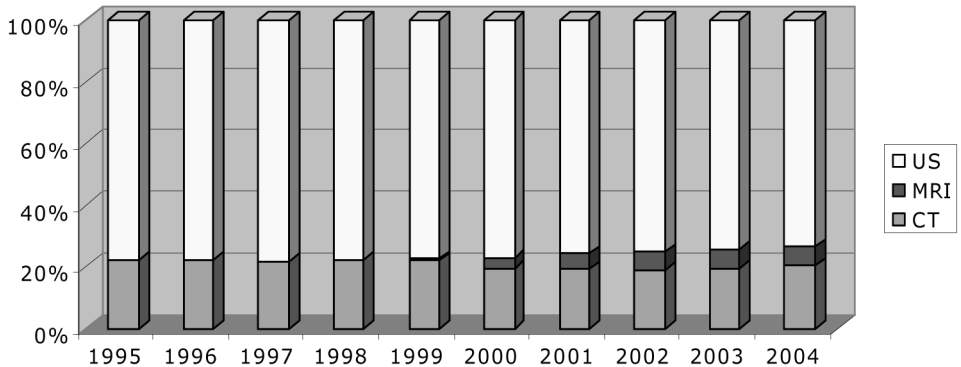
La Belgique compte un parc de CT scanners (CT) élevé, parmi les plus hautes densités d'Europe, 1 CT pour 42.150 habitants alors que la densité d'appareils d'Imagerie par Résonance (IRM) est nettement inférieure, 1 IRM pour 121.430 habitants. Au Japon, la densité de CT atteint 1 unité pour 16.000 habitants, alors que le parc CT est de 1 appareil pour 150.000 habitants dans le Royaume Uni. Les systèmes de santé différents rendent différent l'accès aux modalités d'imagerie tridimensionnelles. Sur un parc évaluable à 240 unités, 50% des scanners sont localisés en Flandre, 15% à Bruxelles et 35% en Wallonie. L'analyse d'une enquête récente (Collège d'Imagerie Médicale 2005) montre que la très large majorité des appareils installés en Belgique sont récents, en effet 76% CT scanners ont moins de 5 ans. Les appareils plus anciens sont souvent des 2^e ou 3^e appareils dans le même service. Un des éléments participant à la qualité de l'image, par conséquent de l'information diagnostique est le nombre de canaux (rangées de détecteurs) permettant l'acquisition simultanée de plusieurs coupes (2,4,16,32,40,64 et 128 dans un avenir proche). 75% des appareils actuellement opérationnels sont de type multidétecteurs (MSCT) dont 45% sont équipés d'au moins 16 canaux. Le nombre d'exams CT est actuellement (2004) évaluable à 1.500.000 par an (1.000.000 en 1995) et doit se comparer aux deux autres méthodes d'exploration diagnostiques tridimensionnelles ne délivrant pas de radiations ionisantes: Imagerie par Résonance Magnétique (environ 500.000 examens/an) et Echographie (environ 5.000.000 examens/an).

Total nb 3D Imaging Exams per year



Evolution de l'imagerie diagnostique tridimensionnelle de 1995 à 2004 en nombre d'examens/an (données INAMI¹)

Proportions relatives des examens tridimensionnels réalisés par échographie (US),

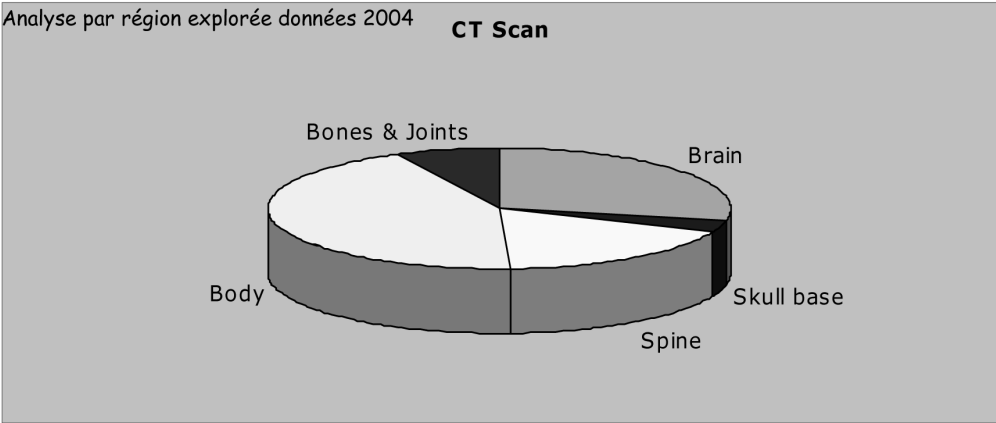


Résonance Magnétique (MRI) et CT Scanner (CT). La majorité des explorations tridimensionnelles sont réalisées par échographie (US). Le rapport CT-IRM est actuellement de 3/1. Lorsque le parc d'appareils IRM sera normalisé, le rapport devrait être 2/1. (Données INAMI).

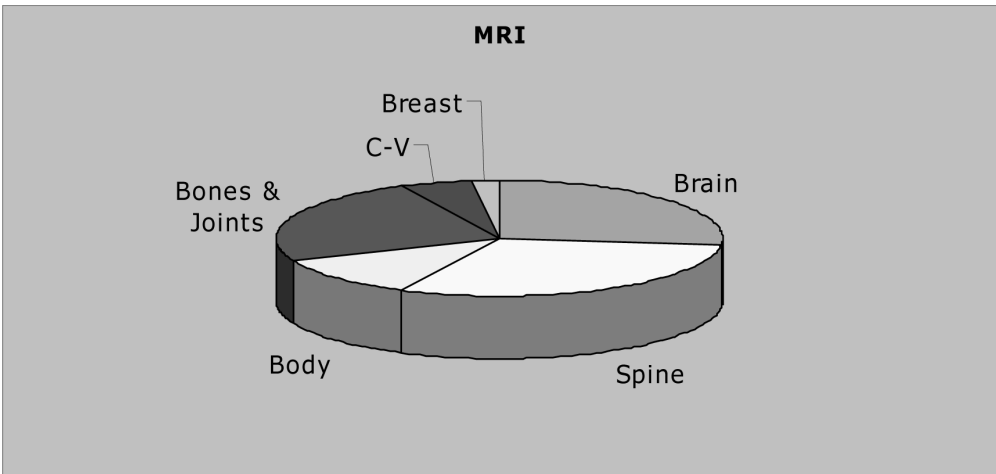
Les spectres d'activité du CT scanner et de l'IRM sont différents sur le plan de leur utilisation et sur le plan des régions explorées. Le CT scanner est plus fréquemment utilisé dans les situations d'urgence en raison de son temps d'acquisition d'images largement inférieur à l'IRM et de l'éventuelle présence de matériel de réanimation souvent incompatibles avec les hauts

¹ Institut National Assurance Maladie et Invalidité

champs magnétiques. Il s'adresse également plus fréquemment aux patients hospitalisés (32% CT versus 16% IRM). En terme inverse 84% des patients bénéficiant d'une IRM sont ambulants contre 68% pour la CT. En terme de territoires explorés, l'Imagerie par Résonance Magnétique trouve son impact majeur dans les pathologies du système nerveux alors que le CT est plus fréquemment appliqué dans l'étude du thorax et de l'abdomen.

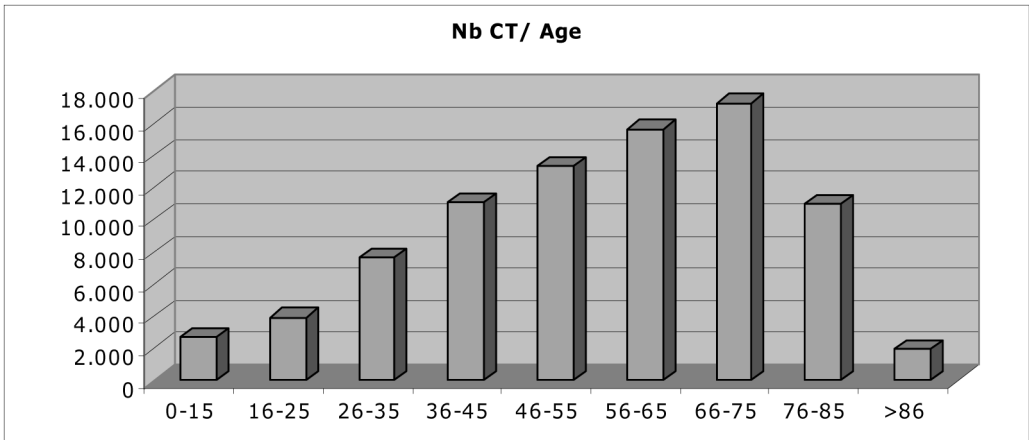


Régions anatomiques explorées par CT



Régions anatomiques explorées par IRM

En analysant l'évaluation de l'activité 2003 de trois institutions représentatives de l'activité CT en Belgique (KUL Gasthuisberg, Leuven, ULB Hôpital Erasme, Bruxelles, RHMS, Baudour), on constate que 70% des examens CT sont réalisés sur une population âgée de plus de 45 ans. La population pédiatrique (0-15 ans) représente 3%, les adolescents et adultes jeunes (16-35 ans) représentent 9%. La large majorité des explorations CT s'adresse donc à une population adulte et du troisième âge. Cette répartition correspond évidemment à la prévalence des pathologies lourdes dans les tranches d'âges des patients examinés. Ces données conduiront à évaluer les risques d'irradiation.



Nombre d'examen par rapport à l'âge des patients

Evaluation de l'exposition au rayonnement ionisant liée à l'utilisation du CT

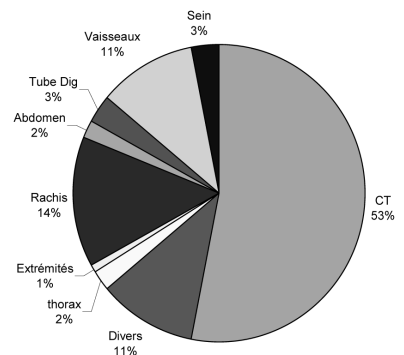
Dans l'évaluation du risque lié à l'exposition aux radiations ionisantes, il faut tenir compte de l'introduction des CT à multidétecteurs 32-64 canaux qui va étendre les applications actuelles de la technique vers le domaine du dépistage et des pathologies cardio-vasculaires.

L'évolution technologique du passage de la rangée unique de détecteurs vers les détecteurs multiples entraîne une augmentation de dose qui varie d'une région corporelle scannée à l'autre et d'une marque de scanner à l'autre. Cette augmentation peut être importante pour certains types d'examens.

	CTDI (mGY)		DLP (mGy.cm)	
	France JO 12/2/2004 NRD	EC 97/43 1999	France JO 12/2/2004 NRD	EC 97/43 1999
Head	58	60	1050	1050
Chest	20	35	500	780
Abdomen	25	35	650	780
Pelvis	25	35	450	570

Ce tableau reprend les niveaux de référence exprimés en CTDI et DLP pour des examens standard

Selon un rapport établi par H. Mol (MIRA report 2005) le CT représente 53% de l'irradiation (dose effective moyenne) par rapport aux autres explorations radiologiques.



En terme de dose population en 1990, 50% des doses correspondaient à 10% des explorations alors qu'en 2000 67% des doses correspondent à 15% des examens (Shrimpton et al. Radiat Prot Dosim 1995;57:413-415, Golding SJ, Schrimpton PC. Br J Radiol 75 (2002))

L'évolution technologique des CT scanners permet à présent une analyse de grands volumes avec une haute résolution. Ceci a conduit au développement de nouvelles indications:

- depuis 1993, l'angioCT
- depuis 1993, la fluoroscopie (radiologie interventionnelle sous contrôle CT continu)
- depuis 1995, le CT des voies urinaires
- depuis 1997, la coloscopie virtuelle (plus largement l'endoscopie virtuelle)
- depuis 2000, le CT cardiaque, exploration des coronaires et du myocarde

Ces nouvelles indications ont contribué à remplacer partiellement voire complètement d'autres techniques diagnostiques parfois irradiantes

- l'angiographie diagnostique (pulmonaire, rénale, etc.)
- le lavement baryté

Des réductions de l'irradiation collectives ont donc été observées pour certains examens alors que pour le scanner, l'effet inverse s'est produit, du fait du développement de ces nouvelles indications, malgré le développement parallèle des techniques IRM non irradiantes.

Evaluation des moyens utilisables pour l'optimisation de l'irradiation individuelle

L'estimation du risque relatif des rayonnements ionisants dans le cadre général des effets des faibles doses sur la santé s'inspire d'une publication récente de l'IARC portant sur l'étude de la mortalité dans une cohorte de 407.000 travailleurs de l'industrie nucléaire dont la dose cumulée était en moyenne de 19,4 mSv (90% <50 mSv). Il ressort de l'étude que le risque

relatif d'excès de cancer est de 0,97 par Sv, avec un intervalle de confiance de 0,14 à 1,97. Les conclusions de l'étude arrivent à attribuer 1 à 2% des décès par cancer à la population à risque. L'exposition liée à l'utilisation du CT scanner qui se situe dans le même ordre de grandeur de dose, mais avec une fréquence supérieure pourrait impliquer donc un risque évident qu'il faut néanmoins pondérer par le fait que cette irradiation est individuelle et pratiquée à visée diagnostique dans le cadre de pathologies habituellement lourdes et que 75% des explorations sont réalisées sur des sujets de plus de 45 ans.

Justification de l'irradiation par l'utilisation rationnelle du CT, conformément aux recommandations élaborées par le Consilium Radiologicum Belgicum.

Ces recommandations relatives à l'imagerie médicale ont été élaborées à partir des Guideline Summary Tables, Draft for consultation, 18 Juillet 2002 proposées par l'Association Européenne de Radiologie. Elles ont été élaborées par divers groupes d'experts de différents pays et des commentaires ont également été recueillis auprès de sociétés de radiologie et de spécialités cliniques des états membres. Elles ont été adaptées à la situation belge par des experts mandatés par les différentes composantes de la radiologie belge, la Société Royale Belge de Radiologie et l'Union Nationale des Radiologues. Elles sont au départ guidées par le concept de radio protection.

Ces recommandations sont destinées à aider les cliniciens à faire le meilleur usage possible de l'imagerie médicale. Le respect systématique des recommandations contenues dans cet ouvrage permet de réduire les prescriptions inutiles et, donc les expositions aux rayonnements ionisants à des fins médicales. Ces recommandations ont été validées par l'accord médico-mutuelliste de janvier 2004, envoyées in extenso à tous les médecins belges et visibles sur www.rbrs.org rubrique consilium ainsi que sur le website de l'INAMI. Leur application doit prendre cours au 1^{er} juillet 2006.

Réduction de la dose individuelle par l'optimisation des expositions aux radiations ionisantes

Une optimisation des doses par examen en CT scanner est tout à fait réalisable mais est loin à l'heure actuelle d'être largement appliquée. Par rapport aux niveaux de références diagnostiques français (Journal Officiel du 12/02/2004), il est possible de réduire les doses de 50% comme en attestent les données de la littérature. En effet, celles-ci ont montré qu'une réduction de dose de 50% n'a aucun effet sur la qualité de l'image. Ceci a été démontré en scanner du crâne (2 publications de 2004), du thorax et de l'abdomen (2 publications de 2002).

Dans certaines indications, pour certains examens, une réduction de dose supplémentaire de 80% est possible. Elle permet d'aboutir à des doses équivalentes à 10% des niveaux de références diagnostiques français). Elle aboutit à une altération de la qualité de l'image sans altération de la performance diagnostique. La dose est alors équivalente ou inférieure à celle des examens radiographiques des mêmes régions anatomiques. Cette réduction s'applique dans des circonstances où les patients sont plus vulnérables à la dose, car ils peuvent être jeunes (jeunes adultes voire enfants) et souffrent de maladies bénignes, non cancéreuses, de bon pronostic voire récidivantes ou pouvant nécessiter des CT scanners de contrôle.

Cette réduction de dose est obtenue par la diminution de la charge (en milliampères secondes ou mAs) appliquée au tube radiogène, produit de l'intensité du courant et du temps d'exposition. La réduction de la dose est proportionnelle à celle des mAs. Les résultats de cette action sur la dose sont actuellement en évaluation compte tenu que la mission primordiale de l'exploration par CT Scanner est l'obtention d'un diagnostic médical fiable conduisant à un traitement optimal.

Optimisation et justifications spécifiques pour la population pédiatrique

Pour la population pédiatrique, l'optimisation des doses est liée à la faible masse des patients. Elle passe par l'utilisation de tensions électriques réduites, appliquées au tube radiogène (kilovoltage) et par des réductions concomitantes des produits milliampères-secondes durant l'exposition. Toutes ces adaptations préservent la qualité de l'image et donc à priori le diagnostic. Il est primordial de substituer dans la mesure du possible le CT par des techniques non irradiantes, Imagerie par Résonance Magnétique et Echographie.

Conclusion générale

L'utilisation à visée diagnostique de la technologie CT Scanner remonte à plus de 30 ans et a bénéficié d'améliorations impressionnantes tant sur le plan de la qualité de l'image que du temps de création de l'image. De centimétrique, l'épaisseur de coupe est devenue millimétrique et le temps d'acquisition est passé d'une coupe centimétrique en 256 secondes à l'acquisition d'un volume analysable dans tous les plans de l'espace en 35-50 millisecondes.

Parallèlement les progrès des algorithmes de reconstruction et les logiciels d'analyse de l'image continuent à augmenter la qualité du diagnostic et les applications de la technique à de nouveaux territoires anatomiques et de nouvelles pathologies.

Technique basée sur le rayonnement X, le CT scanner participe largement à l'irradiation médicale de la population et son importance relative ne cesse de croître. Cet effet potentiellement négatif doit conduire à des recommandations réduisant la dose d'irradiation en optimisant le rapport irradiation/bénéfice diagnostique. Ces recommandations tendront à utiliser la technique dans ces indications optimales et à utiliser toutes les ressources technologiques pour réduire l'exposition au minimum raisonnable (ALARA)

Ce but sera atteint par

- L'optimisation des indications examens CT suivant les recommandations élaborées par le Consilium Radiologicum.
- La substitution des examens d'imagerie médicale ionisants par des explorations non ionisantes, échographie et imagerie par résonance magnétique. L'introduction de 40 unités de Résonance Magnétique supplémentaires doit permettre une substitution optimale.
- Optimisation des paramètres techniques utilisés (ALARA)
- Une certaine 'Awareness' des prescripteurs et radiologues pour les risques de rayonnements ionisants.

PATIENT DOSES IN CT: INFLUENCE OF TECHNICAL DEVELOPMENTS WITH SPECIFIC INTEREST TO PAEDIATRICS

N. Buls and J. de Mey

Academisch Ziekenhuis – Vrije Universiteit Brussel
Dienst Radiologie en Medische Beeldvorming
Laarbeeklaan 101
B-1090 Jette

Abstract

It is well known that a CT scan delivers a radiation dose that is typically at the high end of the diagnostic dose range, and although CT examinations represent only a few percent of the total number of x-ray examinations, they are already the largest contributor to the collective effective dose from medical exposures. The recent technical developments in CT, with in particular the advent of multi-slice scanning, have extended the range of its applications. As a result, it is likely that the number of CT-examinations will continue to increase and therefore also its proportion to the collective dose. Also in CT, paediatric doses remain a major concern. Due to the high dynamic range of CT detectors, there is a risk of utilising not-optimised technical scan factors. The technical limitation of the tube determines the maximum amount of exposure, not the detector. Therefore, children can be easily scanned with technical factors that are established for adults yielding unnecessary high doses. Organ dose calculations demonstrate that effective dose, when normalised to air kerma, is significantly greater for paediatric patients than for adult patients when using the same scan technique. This, in combination with their elevated susceptibility to radiation effects, necessitates proper optimisation by adapting scan protocols according to their size or anatomy. To do so, diagnostic reference levels (DRL's) for multi-slice CT scanning that are established for paediatrics can be used. A very promising technical tool in dose optimisation is the automatic modulation of the tube current (mA), or exposure, according to the attenuation (or anatomy) of the patient. Most CT manufacturers provide such a system on their recent high-end scanners.

From slice imaging to isotropic voxel imaging

The advent of multi-slice CT (MSCT) scanners has caused a revolution in medical imaging and changed the medical utility of CT importantly. Today, CT scanning shifted from the visualisation of axial slices towards isotropic voxel imaging with voxel sizes between $0.3\text{-}0.4\text{mm}^3$ with 64-slice CTs. Scanning with multiple detector rows increases the covered volume per tube rotation (or time) while remaining a good z-axis resolution as illustrated in figure 1.

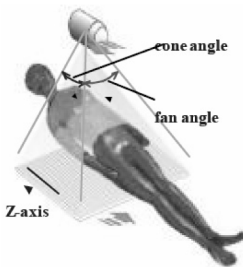


Figure 1. Principle of MSCT. Large volume is covered while remaining z-axis resolution.

This new development greatly enhanced the medical utility of CT by improving diagnostic information and by opening new indications, both obvious advantages to the patient. Multi slice CT has the potential of (1) imaging faster, (2) imaging larger volumes, and (3) imaging same volumes with a better geometrical resolution. Faster imaging (1) allows CT examinations where motion artefacts previously contraindicated its use. For example, scanning of young (moving) children becomes now possible. Or, for example, an examination where scanning with magnetic resonance imaging (MRI) requires general anaesthesia with intubation, can be performed on CT without anaesthesia (and complementary risk) due to its high speed. Imaging larger volumes (2) in a short time allows, for example, the examination of malignant lymphoma staging of the neck and entire trunk in one scan. Improved (3) isotropic resolution allows organ evaluation in different planes. Also, children have smaller organs and less fat (less contrast) than adults, which means that improved image quality is advantageously for this patient group.

It is clear that due to the clinical benefit of MSCT, we can expect an increasing number of CT examinations and a possible dose increase per examination.

CT dose indices

The basic, standardized, dose parameter in CT is the Computer Tomography Dose Index (CTDI), which is defined as the integral along a line parallel to the axis of rotation (z) of the dose profile $D(z)$ for a single slice, divided by the total detector acquisition width (Eq. 1). Currently, the integration length is fixed at 10 cm and CTDI is measured in the center and periphery of two standardized phantoms of 32 cm (body) and 16 cm (head or child) diameter. Usually, CTDI is weighted by the summation of 1/3 of the dose measured in the centre of the phantom with 2/3 of the dose measured in the periphery, representing the average dose from one tube rotation.

$${}_nCTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) \cdot dz \quad (\text{Eq. 1})$$

CTDI depends on the type of scanner aperture that is used (tube filtration, gantry, etc), on the exposure selection of the user (collimation and kVp) and on the phantom volume size (child or adult).

In order to include the influence of scanning method, two additional parameters are defined, namely the volume CTDI ($CTDI_{vol}$) and the dose length product (DLP). $CTDI_{vol}$ takes into account the table speed per rotation (pitch), and DLP takes into account the scanned volume. When comparing the dose for patients between several scanners or various scan protocols, it is advisable to use $CTDI_{vol}$ or DLP as they take into account both the dose per slice and the scanning method. On new scanners, both $CTDI_{vol}$ and DLP are often displayed on the console.

Effective dose estimation, considerations for paediatrics

Several software programs exist that allow an estimation of effective dose in CT by using the DLP or $CTDI_{vol}$ of the scan. They are mostly based on Monte-Carlo simulation with a mathematical or voxel patient phantom model.

Rough effective dose estimates from the scan DLP can be performed by using age dependent, region specific conversion coefficients. The data below (table 1) is retrieved from Shrimpton [1]. Note the large ratios between the adult and 0 y old age groups. Factors for children are higher as the radiation sensitive organs are located at a shorter distance to the scan field. For a scan of the head this is for example a ratio of 5.2.

Region of body	Effective dose per DLP ($mSv (mGy\ cm)^{-1}$) by age				
	0 y old ^a	1 y old ^a	5 y old ^a	10 y old ^a	Adult ^b
Head & neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen & pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Notes:

^aAll data normalised to $CTDI_w$ measured in the 16 cm diameter CT dosimetry phantom.

^bData for the head & neck regions normalised to $CTDI_w$ in the 16 cm diameter CT dosimetry phantom; data for other regions normalised to $CTDI_w$ in the 32 cm diameter CT dosimetry phantom.

Table 1. Age specific E to DLP conversion coefficients, from [1].

Another consideration for paediatrics is the fact that scanning smaller volumes with equal exposure settings obviously results in elevated doses. This is illustrated by figure 2 that shows $CTDI_w$ in function of phantom diameter [2]. Note that the dose to a 16 cm phantom (child) is about twice the dose to a 32 cm phantom (adult) for the same exposure setting. Also, the CTDI that is displayed to the user on the console is often the CTDI at 32 cm and it thus not reflects the actual dose in paediatric patients.

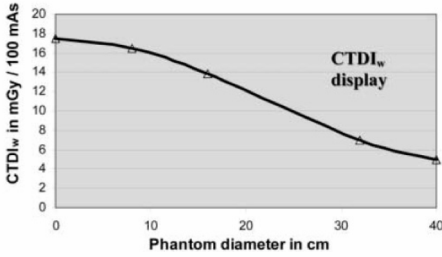


Figure 2. Influence of phantom diameter on CTDI [2].

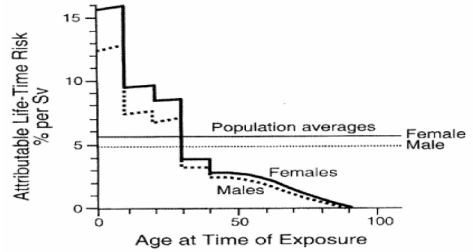


Figure 3. Lifetime attributable risk.

A third consideration for paediatrics is the well-acknowledged increased radiosensitivity of the various organs at young ages (figure 3).

The combination of these three factors (increased E per DLP, increased CTDI and DLP, and increased risk per E) result that CT scanning of children with adult CT scan protocols yields unacceptable high doses and risks. This is illustrated by the table below that shows the estimated effective dose when adult chest scan protocols are used for children with three types of CT scanners [3]. Note that the effective dose for a newborn is 17.1 mSv compared to 8.3 mSv for an adult with the same scan parameters.

Scanner model	CTDI mGy mAs ⁻¹	mAs	Effective dose by age in years (mSv)					
			Adult	15 y	10 y	5 y	1 y	Newborn
Siemens DRH	0.128	230	6.0	6.3	6.6	7.1	7.1	7.8
GE 9800	0.26	320	8.3	8.8	10.6	13.0	14.1	17.1
Philips LX	0.192	330	10.8	11.1	12.2	13.9	14.1	15.8

CTDI, CT dose index.

Table 2. Effective dose to various age groups from same CT scan [3].

Dose optimisation, adapting tube current

In CT, as with all digital radiography systems, the technical limitation of the X-ray tube and generator determines the maximum amount of exposure, not the detector. This is not the case with film-screen radiography were a

too high dose results in an overexposed, unusable image and where the operator has a direct visual control of dose. The risk of scanning patients in CT with a too high dose lies in the absence of such direct visual dose control.

Adapting the number of photons per tube rotation according to the volume to be scanned is a first step towards dose optimisation. This can be done by controlling the tube current. The half value thickness of tissue in CT is approximately 4 cm. Figure 4 shows the effect of tube current setting on image noise for two phantom diameters (16 cm child and 32 cm adult). The figure illustrates that (1) there is no diagnostic contribution whatsoever when children are scanned with adult protocols due to the reduced noise in the 16 cm phantom, and (2) there is a large potential for dose optimisation. The image noise in a 16 cm phantom scanned with 50 mAs is about equal to the noise in a 32 cm phantom scanned with 400 mAs. Various authors recommend adapting tube current to patient size [5]. However, proposing typical tube current values according to patient weight is not very usable as tube output is very scanner type specific.

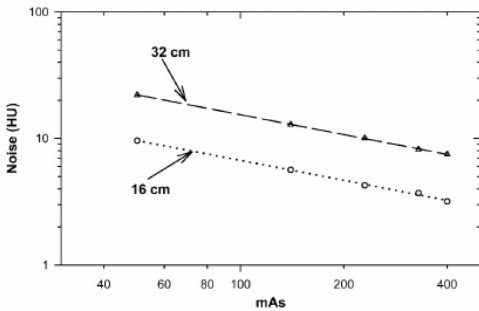


Figure 4. Influence tube current setting on image noise [4].

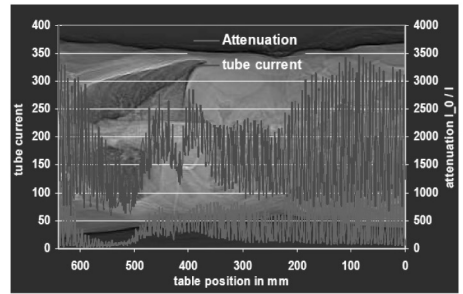


Figure 5. Tube current modulation (courtesy of U.Baum)

A novel efficient system is automated tube current modulation, which is standard on most new high-end CT scanners. The goal of automated tube current modulation is to adapt the tube current to the individual patient attenuation. Tube current is constantly modulated as the patients' attenuation varies both along the z-axis (e.g. shoulder versus lung) and angular (e.g. anterior posterior versus lateral). This results not only in a dose optimised scan, but also in improved image quality as the image noise remains constant in all slices of the same scan. Figure 5 shows the attenuation and tube current modulation according to the region in the patient (courtesy of U.Baum, University of Erlangen). The tube current is reduced at the level of the lungs (low attenuation) and elevated at the level of the pelvis (high attenuation). Preliminary studies that applied current modulation with children showed a significant dose reduction of about 30%, depending on the scanned patient region [6].

Dose optimisation, adapting tube voltage (kVp)

Sub-second CT scanning requires a very high tube output (photons) per time unit. In order to achieve this, high tube voltages are used of about 120 to 130 kVp. However, for paediatric applications, smaller volumes are scanned and tube load parameters could therefore be reduced. Image noise will increase for lower kVp but the effect is minimal in smaller phantoms [7]. This would allow scanning children with reduced kVp, while remaining equal image quality. However, switching to lower kV (e.g. 80 kVp) scans requires effort as CT Hounsfield numbers might change. Radiologists will have to adapt to a different image impression.

Observed current practices – diagnostic reference levels

The UK 2003 review of patient doses in CT shows that large differences in paediatric doses are observed, probably due to the use of not adapted scan protocols [8]. For chest radiography, doses were observed from less than 1 up to 20 mSv for the same age group of 0-1yr. Based on their data, diagnostic reference levels (DRLs) are proposed in terms of $CTDI_{vol}$ and

DLP. For example, the DRL for a head scan is 270 mGy.cm for a child between 0-1 years compared to 930 mGy.cm for an adult.

A web based survey regarding CT scan protocols for children by the US Society for paediatric radiology showed that there was no consensus for scanning chest and abdominal investigations [9]. The use of various technical scan settings was observed. In general, centers adjusted tube current more frequently for younger children but 20-25% did not know the scan parameters that they use. The authors indicated that there is a need for education about radiation protection and paediatric scan techniques. Also Donnelly stated that effort in educational campaigns may be one of the most important mechanisms to minimize dose in paediatric CT [10].

Besides scan parameter optimisation, the justification of the CT scan is warranted. Slovis, stated that the most effective measure to minimise CT radiation is to do no unnecessary examinations and that perhaps 40% of all paediatric CT examinations are not clearly indicated [11].

Conclusions

The clinical benefit of multi slice CT scanners will probably further increase the number of CT examinations. Scanning children with adult CT protocols yields unacceptable doses of up to 20 mSv per scan. Surveys show that paediatric scan techniques are not always applied and that referred CT examinations are not always indicated. This may indicate a lack of adequate exposure justification. There is clearly a need for training.

In recent years, radiation protection for CT paediatrics received a lot of attention in international medical community. An important effort towards dose reduction comes from the manufacturers' side. They include most importantly:

- the implementation of tube current modulation on high-end scanners
- the availability of dedicated paediatric scan protocols
- the display of dose indices on console

Today, radiation protection has become a commercial asset. The use of these dose reducing tools, respecting paediatric dose reference levels and local dose audits are important steps towards dose optimisation in paediatric CT.

References

- [1] Shrimpton PC. Reference Doses for Paediatric Computed Tomography. *Radiat Prot Dosimetry* (2000);90:249- 252.
- [2] Suess et al. Dose optimization in pediatric CT: current technology and future innovations. *Pediatr Radiol.* (2002);32(10):729-734.
- [3] Shrimpton PC. Assessment of patient dose in CT. NRPB Report PE/1/2004 (2004), Chilton, UK.
- [4] Huda W. Dose and image quality in CT. *Pediatr Radiol* (2002);32:709-713
- [5] Donnely LF et al. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT. *AJR* (2001);176;303-306
- [6] Greess et al. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur Radiol.* 2002 Jun;12(6):1571-1576.
- [7] Siegel MJ et al, Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* (2004);223:515-522.

- [8] Shrimpton PC et al. Doses from CT examinations in the UK – 2003 review. NRPB Report W67 (2005), Chilton, UK.
- [9] Hollingsworth C et al. Helical CT of the body: a survey of techniques used for pediatric patients. AJR (2003);180:401-406.
- [10] Donnelly LF. Reducing radiation dose associated with paediatric CT by decreasing unnecessary examinations. AJR (2005);184:655-657.
- [11] Slovis TL. Perfect is the enemy of the very good. *Pediatr Radiol* 2002;32(4)

OPTIMALISATIE VAN PATIËNTEN DOSISSEN, GEKOPPELD AAN DE BEELDKWALITEIT, IN VASCULAIRE RADIOLOGIE.

**Lara Struelens⁽¹⁾, Filip Vanhavere⁽¹⁾, Hilde Bosmans⁽²⁾, Ronald Van
Loon⁽³⁾**

- (1) SCK-CEN, Belgian Nuclear Research Centre, Boeretang 200, 2400 Mol, Belgium
- (2) UZ-GHB Leuven, Radiology Department, Herestraat 49, 3000 Leuven
- (3) Vrije Universiteit Brussel, Pleinlaan 2, 1050 Brussel

Vasculaire radiologie omvat procedures waarbij de radioloog gebruik maakt van radiologische beelden voor de diagnose en/of interventie van een specifieke vasculaire structuur. Uit de laatste gegevens van het Milieu- en natuurrapport Vlaanderen bleek dat in 2001 de diagnostische vasculaire onderzoeken slechts 0.9% en de interventionele (cardiologische) onderzoeken 0.4% omvatten van het totale aantal uitgevoerde radiologische medische toepassingen. Hoewel de frequentie laag is, is de individuele stralingsdosis van patiënten bij deze toepassingen aanzienlijk hoger dan bij andere standaard röntgenonderzoeken. Daarom moet rekening gehouden worden met zowel stochastische als deterministische effecten als gevolg van de stralingsblootstelling bij dergelijke procedures. Het toepassen van het optimalisatie principe, -i.e. dosissen zo laag als redelijkerwijze mogelijk houden- is niet eenvoudig wegens de complexiteit en de omvang van dit type onderzoeken. Het is onmiskenbaar dat het beschikken over kwantitatieve data, betreffende de stralingsblootstelling, van groot belang is

bij optimalisatie doeleinden. Nochtans, in België is er een groot gebrek aan dergelijke gegevens in de vasculaire radiologie en zijn er geen expliciete instructies voorhanden, die aangeven hoe het werk praktisch kan uitgevoerd worden. Teneinde meer inzicht te krijgen in de stralingsdosissen en de mogelijke maatregelen voor dosisbeperking, werd in 7 ziekenhuizen een uitgebreide dosis studie uitgevoerd.

3 verschillende procedures werden in rekening gebracht tijdens de meetcampagne: angiografie van de onderste ledematen en angiografie van de halsvaten (diagnostische procedures) en cerebrale embolisaties (interventionele procedure). Bij een totaal van 171 patiënten werden relevante parameters zoals buisspanning (kVp), buislading (mAs), veldgrootte, aantal beelden, fluoroscopietijden, bundelprojecties enz. zorgvuldig geregistreerd. Met een vlakke ionisatiekamer, geplaatst in de stralingsbundel, werd het dosis*oppervlakte product (DAP) gemeten voor elke projectie afzonderlijk in de procedure. Huiddosissen werden gemeten aan de hand van thermoluminescente dosimeters (TLDs), rechtstreeks aangebracht op de huid van de patiënt.

De metingen bevestigen dat de stralingsdosis voor de patiënt hoog is met gemiddelde DAP-waarden van 70 Gy.cm² en 33 Gy.cm² voor angiografie van de onderste ledematen en angiografie van de halsvaten, respectievelijk. De huiddosis metingen bij de cerebrale embolisaties bevestigen dat het bereiken van de deterministische limiet voor huiderythema (2Gy) realistisch is. Daarenboven blijkt dat per procedure de variabiliteit van de dosis binnen eenzelfde ziekenhuis en tussen verschillende ziekenhuizen groot is. Deze variabiliteit kan te wijten zijn aan de ervaring van de operator, medewerking van de patiënt of eventuele medische complicaties. De analyse van de gemeten dosiswaarden in functie van de bijkomende geregistreerde parameters, leerde ons echter dat ook de werkprocedure van de radioloog en de technische parameters van het toestel een zeer grote invloed hebben op de patiëntdosis. De quantificatie en analyse van de patiëntdosis bij dergelijke onderzoeken is niet eenvoudig, vermits de procedures complex zijn en niet frequent worden uitgevoerd. Enerzijds werd een grote variatie

in aantal acquisitiebeelden waargenomen. Dit verschil is te wijten aan het aantal projecties dat uitgevoerd wordt, de frame-rate die ingesteld is en of de katheter interarterieel of intraveneus wordt ingebracht. Anderzijds varieerden ook de gemiddelde buisspanning [65 – 83 kVp] en de gemiddelde buislading [18 – 38 mAs] enorm tussen de verschillende centra. De keuze van buisspanning is afhankelijk van de zogenaamde ingestelde kVp-curves, waarbij een keuze van kVp wordt gemaakt in functie van de attenuatie van de bundel tussen focus en detector. De buislading is afhankelijk van de gekozen buisspanning en het gewenste dosisniveau, ingesteld ter hoogte van de detector. De dosissen bij de interventionele procedures zijn des te meer afhankelijk van de complexiteit van de procedures. Maar ook hier spelen een aantal technische parameters een rol, zoals het gebruik van extra koper filtraties, het toepassen van veldvergrotingen en de keuze van ingestelde dosisniveaus.

Vermits het risico op deterministische effecten bij diagnostische procedures niet van toepassing is, wordt de optimalisatie hier gericht op het verminderen van het risico op stochastische effecten. In dit kader, is het berekenen van de grootte effectieve dosis nuttig. De effectieve dosis is de gewogen som van orgaan dosissen en kan niet rechtstreeks gemeten worden. In dit opzicht werden nieuwe, geschikte omzettingsfactoren bepaald met behulp van de Monte Carlo computer code voor de specifieke berekening van effectieve dosis in de vasculaire radiologie. Indien elke projectie in de procedure afzonderlijk in rekening wordt gebracht, zijn de effectieve dosis berekeningen complex en enkel geschikt voor studies met een klein aantal betrokken patiënten. Daarom werd eveneens een praktische methode uitgewerkt voor de berekening van effectieve dosis, waarbij slechts 1 omzettingsfactor gebruikt wordt in combinatie met de totale DAP-waarde van het volledige onderzoek. Om bovenstaande redenen, wordt vaak in de literatuur enkel de DAP-waarde geregistreerd als representatie van het stochastische risico. Er moet echter vermeld worden, dat de totale DAP-waarde van een onderzoek geen rekening houdt met het verschil in stralingsgevoeligheid van de verschillende organen en met het verschil in

bijdrage aan de totale dosis van de verschillende projecties. Het gebruik van koper filtratie bij dergelijke procedures, bemoeilijkt ook de relatie tussen DAP en effectieve dosis.

In het geval van interventionele procedures, moet echter de nadruk gelegd worden op het verminderen van de maximale huiddosis van de patiënt, om het risico op deterministische huidschade te minimaliseren. Huiddosissen kunnen het nauwkeurigst gemeten worden met behulp van TLDs. Het gebruik van deze dosimeters is echter tijdrovend en dus niet geschikt voor routine gebruik. Daarenboven geven de TLD-metingen geen online registratie van de huiddosis tijdens het uitvoeren van de procedure. Het zou veel praktischer zijn dat de totale DAP-waarde ons een voldoende nauwkeurig idee geeft of de deterministische limiet bereikt wordt in de loop van de procedure. Een grondige analyse van de correlatie tussen totale DAP en maximale huiddosis, geeft ons een trigger niveau rond $300 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Dit trigger niveau heeft niet als doel om de procedure stop te zetten wanneer ze bereikt is. Maar ze kan de radioloog bewust maken van het feit dat het risico op deterministische effecten reëel wordt en de stralingsbelasting als dusdanig nog meer beperken indien mogelijk.

In het verleden werd al aangetoond dat het uitvoeren van dosis audits voor eenvoudige radiologische onderzoeken, het verschil tussen de hoogste en de laagste opgemeten dosissen kan verlaagd worden met een factor 2. Dergelijke audits zullen ook voor dosis optimalisaties bij vasculaire onderzoeken van groot belang zijn, maar zullen door de complexiteit van de procedures minder eenvoudig zijn. De grondige analyse van de patiënt dosissen ten opzichte van alle technische en procedure gebonden parameters, maakten het mogelijk om een protocol voor dosis audits in de vasculaire radiologie op te stellen. Op basis van de resultaten, stellen we voor om naast totale DAP-gegevens, ook parameters zoals het totale aantal beelden, gemiddelde kVp en eventuele extra koper filtratie te registreren tijdens dergelijke audits. Deze gegevens kunnen dan gebruikt worden om diagnostische referentie niveaus te bepalen of om ze te vergelijken met vooraf vastgelegde referentie niveaus.

Ook kan een schatting gemaakt worden van de effectieve dosis.

Uiteindelijk konden uit de uitgebreide dosis analyse ook een aantal praktische richtlijnen afgeleid worden, teneinde de stralingsdosis van de patiënt te beperken, met behoud van de medische beeldkwaliteit. Hoewel de huidige digitale systemen een lagere stralingsintensiteit nodig hebben in vergelijking met de klassieke film systemen, blijkt dat er met de digitale systemen in de praktijk veel meer beelden worden gemaakt. Indien het aantal beelden voldoende gereduceerd wordt en indien een geschikt dosisniveau aan de beeldversterker wordt vastgelegd, afhankelijk van het type en het doel van de procedure, kunnen dosissen in eerste instantie al sterk verlaagd worden. Hoewel dergelijke richtlijnen door een medische fysicus aangekaart kunnen worden, blijft het een keuze van de radioloog of hij deze in de praktijk ook zal toepassen. Het vergroten van de stralings bescherming kennis bij het uitvoerende personeel is dan ook een belangrijk gegeven in het optimalisatie proces.

