

Le scanner multicoupe : applications cliniques au regard du RSNA 2002

Mis à jour le 13/08/2010 par SFR

Jean-Pierre TASU,
service de Radiologie, CHU de Poitiers, rue de la Milétrie, Poitiers

Alain BLUM,
CHU de Nancy, service d'imagerie Guilloz, Hôpital Central, Nancy
INTRODUCTION

Depuis la première image de scanner crânien présenté au RSNA 1972, la technologie du scanner a bien évolué : en 1996 paraissait la première publication sur les scanners multi-coupes qui ouvrait une nouvelle ère à cette technique [1]. La rapidité d'acquisition obtenue sur ces machines présente des avantages évidents : elle permet d'augmenter le volume étudié, de diminuer le temps d'acquisition, facilitant ainsi l'obtention d'apnée diminuant les artefacts respiratoires et de mouvements. La rapidité d'acquisition permet également d'obtenir des images en phases artérielle, veineuse ou parenchymateuse améliorant ainsi la qualité des explorations viscérales, et permettant de réduire de 30% la quantité de produit de contraste injectée [2]. Enfin, l'acquisition de coupes plus fines diminue les effets de volume partiel et améliore les reconstructions en minimisant l'effet d'escalier lié à un pixel non isotrope. Néanmoins il est vite apparu que pour maintenir un rapport signal sur bruit suffisant avec des coupes plus fines il fallait augmenter les paramètres d'acquisition et peut être la dose totale reçue. D'autre part, la gestion de l'acquisition et de l'injection du produit de contraste est plus complexe. Enfin, l'inflation des données numériques produites et la gestion des images restent encore mal maîtrisées [2, 3].

Le RSNA 2002 a confirmé les assertions précédentes avec une acuité encore accrue puisque tout les constructeurs mettent en avant leur machine produisant 16 coupes par rotation du statif. Si certaines applications de cette nouvelle technologie sont encore à préciser scientifiquement, ce congrès a permis d'en définir les grandes lignes. Nous allons détailler chacune des applications proposées par ces nouvelles machines en gardant à l'esprit qu'il faut repenser le scanner comme une modalité d'imagerie volumique et non plus comme une simple technique d'imagerie en coupes.

L'IMAGERIE CARDIO VASCULAIRE

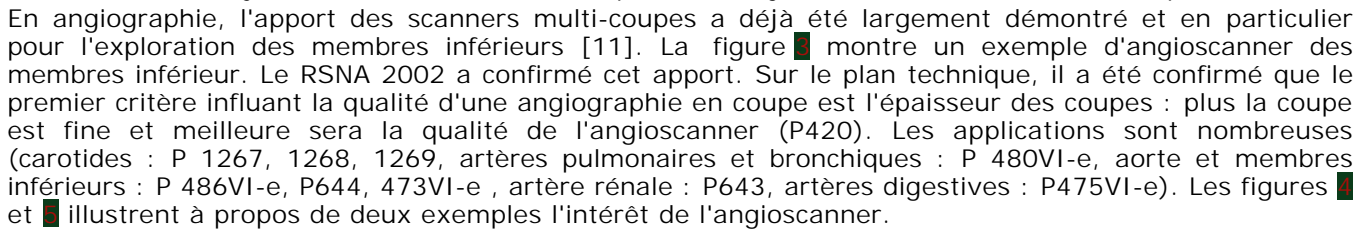
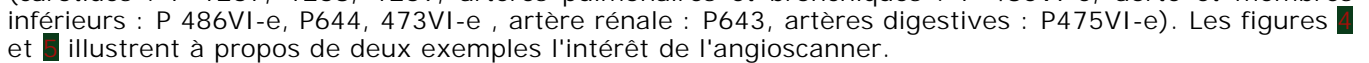
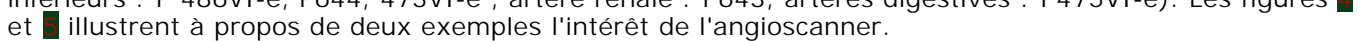
Nous débiterons par l'imagerie du cœur, car il s'agit très probablement de l'application « majeure » des 16 coupes par rotation. En effet, plusieurs apports technologiques concourent au développement de cette exploration : 1- une augmentation de la résolution temporelle grâce à l'augmentation de la vitesse de rotation : 0,42s pour 360°, pour les machines les plus rapides, 2- l'apparition de modalités de reconstruction segmentée ; ces techniques utilisent une partie seulement de la rotation, définie comme un segment, pour reconstruire les images, chaque segment étant utilisé pour plusieurs images. Avec une reconstruction segmentée d'un facteur 4, une résolution temporelle de 65 ms peut être obtenue. 3- une réduction des artefacts grâce à des reconstructions a posteriori permettant de choisir la meilleure fenêtre temporelle, 4- l'automatisation des tâches réduisant le durée du post traitement. Des patients avec des fréquences cardiaques élevées (entre 75 et 90 et peut être jusqu'à 110 battements par minute) peuvent être maintenant explorés. Dans cette application, la modalité « 16 coupes » est un plus indéniable, car elle permet de diminuer le temps d'acquisition par rapport au scanner « 8 coupes » : une hyper-oxygénation avant l'apnée nécessaire à l'acquisition ne semble maintenant plus utile (P423). Les premiers résultats cliniques ont été présentés et les résultats semblent déjà très prometteurs, et cela que se soit dans le domaine de l'imagerie anatomique, ou de l'évaluation de certains paramètres fonctionnels. Une meilleure reproductibilité, une plus grande rapidité de l'acquisition des données et la possibilité de visualiser les calcifications seraient les principaux avantages du scanner par rapport à l'IRM (P616, 952).

La détection des sténoses coronaires supérieures à 50% par scanner est possible avec une sensibilité de 94% et une spécificité de 84% comme le montrait une étude récente [4]. Les résultats des travaux présentés au RSNA étaient globalement similaires (P 952, 959). De plus, le scanner permet de détecter la nature fibreuse, graisseuse ou calcifiée des plaques [4]. Néanmoins, 25% des segments coronaires sont encore non vus, soit par défaut d'opacification, soit en raison des artefacts de mouvement, soit en raison de leur trop petite taille. La résolution spatiale semble donc encore actuellement le facteur limitant (P 957) et dans ce domaine, le scanner « 16 coupes » ne semble pas supérieur au scanner « 8 coupes » en terme de sensibilité (P423), car la collimation reste la même. Au vu de ces premières expériences, il semble que ce soit surtout la forte valeur prédictive négative des scanners coronaires qui soit particulièrement intéressante [5]. En effet, actuellement, 30% des coronarographies sont normales : le scanner pourrait peut être se substituer à l'angiographie quand celle ci est effectuée à titre systématique et donc en particulier dans certains bilans pré-opératoires. En post opératoire, l'évaluation de la perméabilité des pontages ou des stents coronariens peut être réalisée par scanner avec une sensibilité très forte, égale à 97% [6]. Les figures ■ et ■ illustrent l'intérêt du scanner cardiaque dans deux cas particuliers : une anomalie de naissance des coronaires et un contrôle de perméabilité après mis en place d'un stent.

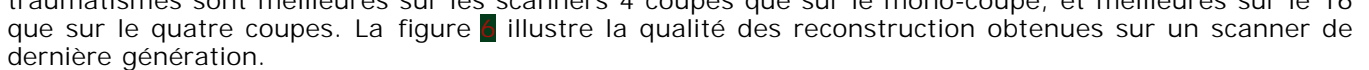
L'évaluation du taux de calcification coronaire (« calcium scoring ») est aisément réalisable mais son utilité reste controversée, en raison notamment des problèmes de reproductibilité inter-machines (P1535) et inter-patients (P1536).

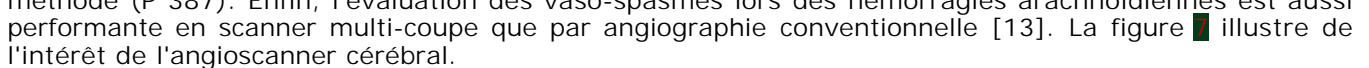
L'étude des valves est également possible : Willmann et al ont montré une très bonne concordance du scanner et de l'angiographie pour l'évaluation de la surface aortique ou des pathologies mitrales [7, 8]. L'évaluation de la masse cardiaque semble également possible [9, 10]. Les pathologies malformatives (P35, 38, 278, 282) ou ischémiques (P184, 594, 600) peuvent être explorées utilement par scanner.

Enfin, l'évaluation des volumes ou des fractions d'éjection possible (P595, 596). Ainsi donc, le scanner du cœur apparaît très prometteur, ouvrant un formidable « marché » aux radiologues qui avaient perdu tout ce pan de l'imagerie : le nombre très important de sessions consacrées à ce sujet lors du RSNA 2002 est la preuve du dynamisme actuel de cette discipline.

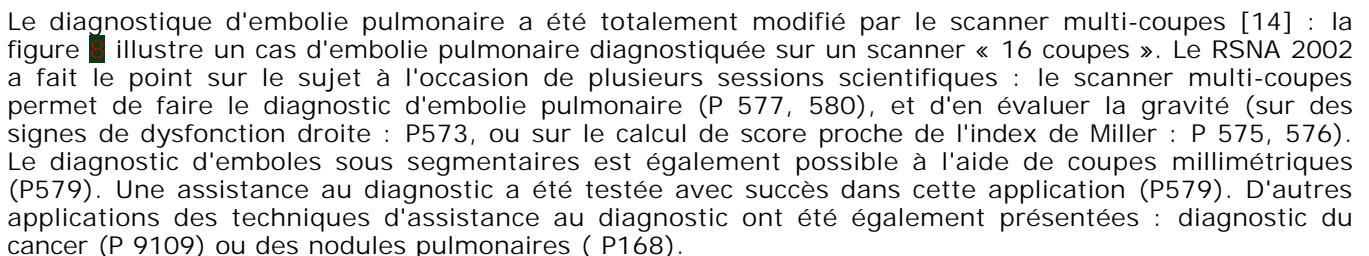
En angiographie, l'apport des scanners multi-coupes a déjà été largement démontré et en particulier pour l'exploration des membres inférieurs [11]. La figure  montre un exemple d'angioscanner des membres inférieurs. Le RSNA 2002 a confirmé cet apport. Sur le plan technique, il a été confirmé que le premier critère influant la qualité d'une angiographie en coupe est l'épaisseur des coupes : plus la coupe est fine et meilleure sera la qualité de l'angioscanner (P420). Les applications sont nombreuses (carotides : P 1267, 1268, 1269, artères pulmonaires et bronchiques : P 480VI-e, aorte et membres inférieurs : P 486VI-e, P644, 473VI-e, artère rénale : P643, artères digestives : P475VI-e). Les figures  et  illustrent à propos de deux exemples l'intérêt de l'angioscanner.

LA NEURORADIOLOGIE

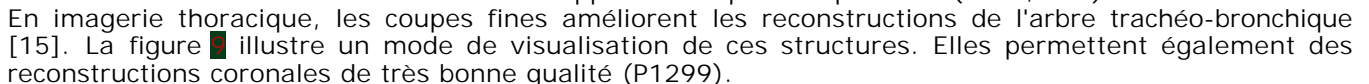
En neurologie, le scanner ne fait plus recette, écrasé au sens propre comme au figuré par l'IRM. Néanmoins, il reste quelques applications propres au scanner : l'étude des structures osseuses et des calcifications est certainement un très bonne indication : Schwaderer et al (P296) ont bien montré que les reconstructions faciales effectuées dans le cadre du bilan pré-opératoire des malformations ou des traumatismes sont meilleures sur les scanners 4 coupes que sur le mono-coupe, et meilleures sur le 16 que sur le quatre coupes. La figure  illustre la qualité de reconstruction obtenues sur un scanner de dernière génération.

D'autre part, si l'on ne dispose pas d'un accès facile à l'IRM, il est possible avec ces nouveaux scanners de réaliser une étude de la perfusion cérébrale : cette technique étudie l'évolution de la prise de contraste au cours du temps. On en déduit des paramètres (temps de transit moyen, temps au pic, le volume cérébral sanguin...) dont les modifications peuvent être utile au traitement des accidents vasculaires [12]. L'étude des tumeurs cérébrales pourrait également être une indication de cette méthode (P 387). Enfin, l'évaluation des vaso-spasmes lors des hémorragies arachnoïdiennes est aussi performante en scanner multi-coupe que par angiographie conventionnelle [13]. La figure  illustre de l'intérêt de l'angioscanner cérébral.

L'IMAGERIE THORACIQUE

Le diagnostic d'embolie pulmonaire a été totalement modifié par le scanner multi-coupes [14] : la figure  illustre un cas d'embolie pulmonaire diagnostiquée sur un scanner « 16 coupes ». Le RSNA 2002 a fait le point sur le sujet à l'occasion de plusieurs sessions scientifiques : le scanner multi-coupes permet de faire le diagnostic d'embolie pulmonaire (P 577, 580), et d'en évaluer la gravité (sur des signes de dysfonction droite : P573, ou sur le calcul de score proche de l'index de Miller : P 575, 576). Le diagnostic d'embolies sous segmentaires est également possible à l'aide de coupes millimétriques (P579). Une assistance au diagnostic a été testée avec succès dans cette application (P579). D'autres applications des techniques d'assistance au diagnostic ont été également présentées : diagnostic du cancer (P 9109) ou des nodules pulmonaires (P168).

La détection et la surveillance des nodules est un vrai sujet d'actualité : nous en reparlerons dans le cadre du dépistage du cancer du poumon. Il est maintenant bien démontré que le scanner multi-coupes est un plus indéniable : explorant un volume, il permet de s'affranchir des problèmes de mouvements respiratoires. De plus, explorer la totalité d'un thorax en coupe infra millimétrique est maintenant possible en une apnée. Des techniques de mesure automatique de volume des nodules sont proposées sur ces machines, par détection automatique des contours : cette technique automatique est plus fiable que les méthodes manuelles ; en effet, pour un nodule de 1 cm de diamètre, une variation de deux millimètres en diamètre correspond à une augmentation en volume de 70%. Cette variation de deux millimètres est évidemment bien difficile à appréhender par un opérateur (P940, 941).

En imagerie thoracique, les coupes fines améliorent les reconstructions de l'arbre trachéo-bronchique [15]. La figure  illustre un mode de visualisation de ces structures. Elles permettent également des reconstructions coronales de très bonne qualité (P1299).

L'IMAGERIE ABDOMINALE

En imagerie abdominale, la technologie multi-coupes apparaît d'ores et déjà très utile [16].

En coloscopie virtuelle, la sensibilité du scanner pour le dépistage des polypes de plus de 5 mm est d'environ 80% (méta analyse sur 14 études présentée par Sosna et al, P812). Rogalla et al [17] a bien montré que cette sensibilité dépend de l'épaisseur de coupe (96% si les coupes sont de 1 mm, et seulement 74% pour des coupes de 5mm, pour dépister des lésions de 3 à 5 mm) : ces résultats ont été confirmés (P1363, 1364 et 1365). De plus le scanner multi-coupes diminue les artefacts de mouvements (16% versus 61% pour les mono-coupe et diminue le nombre de segments mal analysables (51% versus 19%) [18]. Pour résumer, plus les coupes sont fines et acquises rapidement, meilleure sera la colonoscopie.

En imagerie hépatique, l'exploration des tumeurs bénéficie également des techniques multi-coupes : l'étude vasculaire à la phase artérielle et portale et les coupes fines sont un apport important pour la détection et parfois pour la caractérisation des lésions (P1350, P251, 254). L'obtention de coupes infra millimétriques permet en particulier de mieux apprécier la vascularisation tumorale et de très belles images de vaisseaux nourriciers de tumeurs hépatiques ont été montrées (P 960, 959).

Comme en neurologie, des résultats d'études de la perfusion hépatique ont été présentés, mais il s'agit encore de travaux de recherche sur l'animal (P605). L'intérêt de cette méthode a également été évoqué pour l'étude des tumeurs et de leur angiogénèse.

Les reconstructions semblent utiles aux bilans d'extension murale ou ganglionnaire des cancers gastriques (P937) ou à la localisation du site des obstructions du grêle (P485). Néanmoins, les techniques « 16 coupes » ne permettent pas d'augmenter la performance du diagnostic causal d'une obstruction du grêle (P455).

L'apport du scanner multi-coupe à l'étude du pancréas est bien connu [19] : il s'agit en particulier d'une imagerie anatomique et angiographique de très haute qualité dans tout les plans de l'espace, à l'aide de pixels isotropiques et de l'amélioration de la détection de lésions infra centimétriques (P949, 259, 1024). Les coupes fines et des reconstructions par des techniques de « minimal intensity projection » sont également utiles pour explorer les voies biliaires [20], (P949).

La technique multi-coupes est également un apport pour les lésions rénales [21] et de façon générale pour le bilan de l'arbre urinaire permettant des reconstructions pseudo-urographiques (P220, 221, 222)

L'IMAGERIE OSTEO-ARTICULAIRE

En imagerie ostéo articulaire, le scanner multi-coupes a fait l'objet de peu de publications spécifiques [22]. De nouveau, peu de travaux ont été présentés sur ce sujet. Il faut néanmoins retenir l'intérêt de l'arthroscanner avec arthroscopie virtuelle pour l'étude des ménisques (P426 et 878), ou de l'épaule (P 845). Ces résultats confirment l'intérêt du scanner pour l'étude des genoux, certains proposant même cette technique comme au moins égale à l'IRM [22].

En imagerie rachidienne, l'importance de la couverture anatomique et la possibilité de coupes fines améliorent nettement la qualité des images et surtout des reconstructions (P819). Les reconstructions sagittales ou coronales sont nettement meilleures avec les scanners 8 et 16 coupes, améliorant la prise en charge orthopédique des traumatismes rachidiens (P410, 1137, [23]). La figure 16 illustre dans deux cas les possibilités de reconstruction des scanners « 16 coupes ».

L'IMAGERIE CORPS ENTIER

La technologie multi-coupes est évidemment adaptée à une étude « corps entier » de par l'importance du déplacement de table (170 à 180 cm) et les capacités des tubes. Naturellement, la première application a été l'exploration des polytraumatisés qui a beaucoup bénéficié de cette technologie, en réduisant le temps d'immobilisation sur la table du scanner de ces patients graves [24]. Dans ce cadre, l'apport des technologies multi-coupes est tel, qu'il s'agit actuellement d'une technique indispensable à la prise en charge de ces patients.

LE DEPISTAGE DE MASSE

Le scanner corps entier fait aussi penser tout naturellement au dépistage et cette technologie a donc été évaluée dans cet objectif.

L'idée générale du dépistage est qu'une maladie diagnostiquée avant tout signe clinique est plus facilement curable, ce qui devrait améliorer la survie des patients. Néanmoins, comme l'ont bien souligné les Docteurs BJ Hillman et MN Brant-Zawadzki en session d'ouverture du RSNA, plusieurs questions restent en suspens avant de généraliser les campagnes de dépistage : 1- la détection précoce réduit-elle la mortalité de la population cible ? Si l'on peut supposer qu'une lésion diagnostiquée tôt est plus facilement curable, il reste à démontrer que le dépistage permettrait d'augmenter significativement le taux de ces découvertes précoces. 2- le coût du dépistage est-il inférieur au gain généré par l'augmentation éventuelle de la survie ? Cela reste également discutable : à titre d'exemple, pour les Etats Unis, un année de survie correspond à un gain de 149 500 Dollars par personne. En contre partie, le coût estimé d'une détection généralisée serait d'environ 74 milliards de Dollar : le coût par cancer serait alors de 81 700 Dollars, pour 907 200 nouveaux cancers détectés. A cela, il faudra ajouter les coûts liés aux explorations des faux positifs, très difficile à chiffrer en termes financier et humain.

Sur cette base, une étude américaine encore non publiée, mais présentée au RSNA, a cherché à dépister les cancers du poumon, du colon, du foie, du rein, de l'ovaire et les anévrisme de l'aorte abdominale : 18800 diagnostics négatifs, 4000 diagnostic positifs mais également 200 faux négatifs ont été détectés (Etude de la MGH data group). En raison de l'irradiation et des coûts de tels examens corps entier, un dépistage plus ciblé a également été tenté : le dépistage du cancer du poumon semble logiquement une bonne indication car les facteurs de risque, permettant de cerner une population cible, sont connus. De plus, un traitement curatif améliorant la survie est possible quand la maladie est encore localisée : 80% des stades I sont curables. Il s'agit d'autre part d'une maladie fréquente responsable aux USA de plus de décès que le cancer du colon, du sein et de la prostate réunis. Les premiers résultats sous presse dans Radiology ont été présentés au RSNA : sur 1049 patients, le dépistage a révélé 40 néoplasies dont 25 au stade I. La survie de ces patients a été augmentée mais la mortalité de la population n'a pas significativement changé. D'autre part, 696 opacités bénignes ont été détectées entraînant un stress inutile pour les patients et des coûts supplémentaires.

Le cancer du colon pourrait être également une cible de ce type d'action : il s'agit en effet d'un cancer dont le dépistage systématique est recommandé à partir de 50 ans, ou en cas de facteur de risque (recommandation de l'OMS).

Enfin, le dépistage de la sténose coronarienne à l'aide d'un scanner cardiaque sans injection (avec calcul du score calcique) pourrait être envisagé : 50% des patients de 25 à 40 ans et plus de 75% des plus de 40 ans présentent en effet des lésions d'athérome.

De façon plus générale, un dépistage ciblé sur une pathologie fréquente et curable et en tenant compte des facteurs de risque semble économiquement plus viable, et peut être plus efficace selon le Docteur Brant-Zawadzski.

Mais aurons nous le choix ? La pression médiatique, l'évolution des pratiques et l'auto prescription auront peut être raison des arguments scientifiques : aux USA, en quelques mois, plusieurs centaines de femmes ont bénéficié d'un dépistage par IRM du cancer du sein (pour 2000 Dollars environ par examen), sans aucune preuve scientifique de la validité de la méthode par rapport au dépistage mammographique. Dans le même esprit, Rosen et al (P 317) ont présenté les résultats d'une enquête d'opinion montrant que 48% des Américains pensaient que leur médecin ne leur faisait pas tous les tests nécessaires pour dépister un cancer ou une maladie coronaire : 82% des personnes interrogées seraient d'ores et déjà très favorables ou favorables à un dépistage corps entier, et cela quel que soit le milieu socio-économique, l'âge ou le sexe. Ainsi donc, la demande de « soin » semble précéder une nouvelle fois les avancées techniques et scientifiques et l'élaboration de références opposables sera peut être très rapidement nécessaire.

LE FLUROSCANNER ET LA SCANOGRAPHIE INTERVENTIONNELLE

Le fluroscanner volumique représente la méthode de guidage scanographique la plus précise actuellement disponible permettant de suivre en temps réel ou presque l'aiguille : un constructeur propose jusqu'à 12 images par seconde, affichées sur un écran de rappel dans la salle du scanner. Cette résolution temporelle est obtenue grâce au renouvellement parcellaire, tous les 30°, des données nécessaires à la reconstruction des images.

Parallèlement, des techniques de bras articulé pour biopsie stéréotaxique se développent permettant de diminuer l'irradiation reçue par l'opérateur.

DOSIMETRIE

La part du scanner dans l'irradiation médicale est en constante augmentation [2] : les indications croissantes, la multiplication des coupes par examen et l'apparition des scanners multi-coupes,

légèrement plus irradiants que les scanners mono-barrettes, y ont contribué. En réponse les constructeurs proposent tous différents systèmes de modulation des mAs lors de l'acquisition permettant d'obtenir une réduction de dose d'environ 50% [1]. D'autre part, les systèmes actuels apportent des renseignements plus précis sur la dose délivrée lors de chaque acquisition (CTDIw, DLP). Il revient donc au radiologue d'adapter son examen pour obtenir la dose minimale efficace au diagnostic : au cours de ce RSNA, de nombreuses études ont démontré que baisser la dose totale reçue était possible sans altérer significativement la performance diagnostique (artères coronaires, p601, colonoscopie virtuelle, p1366, poumon, p341, foie, p962, abdomen, p263)

Le type de scanner multi-coupes utilisé influe-t-il sur la dose délivrée ? En d'autres termes, un scanner 8 coupes irradie-t-il plus qu'un 16, comme cela a parfois été dit ? Pour répondre à cette question, une étude comparant un scanner 8 coupes (GEMS) et un scanner 16 coupes (Siemens) a été présentée (P304) : les principaux résultats figurent dans le tableau 1. Alors que les mAs sont en moyenne nettement plus élevés sur un « 16 coupes », le « 16 coupes » irradie moins au niveau du tronc, mais plus au niveau cérébral. Le bilan n'est donc pas si uniforme que cela avait été parfois annoncé.

Ce qu'il faut retenir de cette étude réside également dans la mise en évidence d'un diffusé significatif : à titre d'exemple un scanner thoracique irradie les gonades (32,2 mR pour le 8 coupes, 23,9 pour le 16 coupes) et un scanner abdomino pelvien délivre une irradiation significative des seins (40,6 mR pour le 8 coupes, 110,3 mR pour le 16 coupes). Il faudra donc tenir compte de ces données et la conclusion des auteurs était claire : « mettez un tablier plombé sur la zone non examinée : à l'aide de ce moyen simple, le diffusé est réduit d'un facteur 2 ».

La dose reçue par le radiologue peut également être non négligeable si celui-ci réalise des examens de scanographie interventionnelle. Très pratiques, ces systèmes sont néanmoins irradiants, délivrant une dose pour le radiologue estimée à 240 mSv, pour 5 secondes de scopie, 360 mSv pour 10 secondes et 690 mSv pour 20 secondes (P 353). Les auteurs conseillent donc fortement de porter des gants et un tablier plombés et d'utiliser un porte aiguille : avec ces précautions simples, la dose reçue est alors très faible ; 1 mSv pour 5 secondes, 2 pour 10 secondes et 3 pour 20 secondes.

CONCLUSION

- Le scanner multi-coupe est une machine qui a révolutionné l'imagerie en coupes. Cette « évolution-révolution » n'est pas terminée et les constructeurs annoncent déjà des progrès très prometteurs :
 - une augmentation des vitesses de rotation qui reste un vrai enjeu technologique : de 0,5 à 0,42 seconde par tour, les accélérations subies par le système embarqué passent de 13 G à 21 G. Une vitesse de 0,3 seconde par tour est néanmoins déjà annoncée. Elle permettra très probablement de mieux explorer les cœurs ayant une fréquence cardiaque élevée.
- Une augmentation du nombre de coupes par tour : 32, 64 voire 256. Un scanner 256 coupes tournerait déjà au Japon mais avec des temps de reconstruction supérieurs à 12 heures : la quantité de données produites et la nécessité d'employer des modalités de reconstructions complexes sont encore actuellement des facteurs limitants.
- Une augmentation de la résolution spatiale, à l'aide d'un nouveau type de capteur : le capteur plan. Des images ont été montrées avec une résolution de 12 microns.

Le métier de radiologiste sera encore plein de rebondissements, et nous avons beaucoup de chance d'être dans une spirale technologique toujours ascendante. Alors, faut-il d'ores et déjà acheter un scanner 16 coupes par rotation ? Attendre les évolutions ultérieures ? Actuellement, le scanner « 16 coupes » est ce qui se fait de mieux mais la seule véritable application en est la cardiologie et l'exploration vasculaire sur des grands champs de vue (membres inférieurs principalement). Pour le reste, des machines « moins performantes » semblent largement suffisantes en pratique clinique. Les constructeurs l'ont d'ailleurs bien compris en proposant des scanners 2, 4, 6, ou 10 coupes par secondes. La mono détection ne semble, elle, plus que réservée à des applications ponctuelles (crâne en particulier) tant les apports des multi-coupes semblent grands [24].

Remerciements : les auteurs remercient la Société SIEMENS et en particulier Madame Brigitte Lebrund et Monsieur Francois Peysonnel pour leur collaboration dans l'illustration de cet article.

Références :

- 1- Liang Y, Kruger RA. Dual-slice spiral versus single-slice spiral scanning: comparison of the physical performance of two computed tomography scanners. *Med Phys.* 1996 Feb;23(2):205-220.
- 2- Blum A. Volumic and multislice CT: principles, applications and future prospects. *JBR-BTR*, 2002; 85: 82-89.
- 3- Laissy JP, Coutin F, Pavier J, Ripart S, Samoïlov S. Les multidétecteur en scanographie : principes, applications. *J Radiol* 2001 ; 82 : 541-5.
- 4- Treede H, Becker C, Reichensperner H, Knez A, Detter C, Reiser M, Reichart B. Multidetector computed tomography (MDCT) in coronary surgery: first experiences with a new tool diagnosis of coronary artery disease. *Ann Thorac Surg* 2002; 74: S1398-402.
- 5- Becker CR, Knez A, Leber A, Treede H, Ohnesorge B, Schoepf UJ, Reiser MF. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT angiography. *J Comput Assist Tomogr.* 2002; 26: 750-5
- 6- Giesler T, Baum U, Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Mennicke M, Bautz W, Kalender WA, Daniel WG, Achenbach S. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR* 2002; 179: 911-6.
- 7- Willmann JK, Kobza R, Ross JE, Lachat M, Jenni R, Hilfiker PR, Luscher TF, Marincek B, Weishaupt D. ECG-gated multidetector row CT for assessment of mitral valve disease: initial experience. *Eur Radiol* 2002; 12: 2662-9.
- 8- Willmann JK, Weishaupt D, Lachat M, Kobza R, Roos JE, Seifert B, Luscher TF, Marincek B, Hilfiker PR. Electrocardiographically gated multidetector row CT for assessment of valvular morphology and calcification in aortic stenosis. *Radiology* 2002; 225: 120-8.
- 9- Dirksen MS, Bax JJ, de Roos A, Jukema JW, van der Geest RJ, Geleijns K, Boersma E, van der Wall EE, Lamb HJ. Usefulness of dynamic multislice computed tomography of left ventricular function in unstable angina pectoris and comparison with echocardiography. *Am J Cardiol* 2002; 90: 1157-60
- 10- Morgan-Hughes GJ, Marshall AJ, Roobottom CA. Multislice computed tomography cardiac imaging: current status. *Clin Radiol* 2002; 57: 872-82
- 11- Rubin GD, Shiau MC, Leung AN, Kee ST, Logan LJ, Sofilos MC. Aorta and iliac arteries: single versus multiple detector-row helical CT angiography. *Radiology* 2000; 215: 670-6.
- 12- Wintermark M, Reichhart M, Thiran JP, Maeder P, Chalaron M, Schnyder P, Bogousslavsky J, Meuli R. Prognostic accuracy of cerebral blood flow measurement by perfusion computed tomography, at the time of emergency room admission, in acute stroke patients. *Ann Neurol* 2002; 51: 417-32.
- 13- Otawara Y, Ogasawara K, Ogawa A, Sasaki M, Takahashi K. Evaluation of vasospasm after subarachnoid hemorrhage by use of multislice computed angiography. *Neurosurgery* 2002; 51: 939-42
- 14- Remy-Jardin M, Tillie-Leblond I, Szapino D, Ghaye B, Cotte L, Mastora I, Delannoy V, Remy J. CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT image quality on a negative predictive value. *Eur Radiol* 2002; 12: 1971-8.
- 15- Grenier PA, Beigelman-Aubry C, Fetita C, Preteux F, Brauner MW. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol* 2002; 12: 1022-44.
- 16- Fenchel S, Fleiter TR, Merkle EM. Multislice helical CT of the abdomen. *Eur Radiol* 2002; 12: Suppl 2: S5-10
- 17- Rogalla P, Meiri N, Ruckert JC, Hamma B. Colonography using multislice CT. *Euro J Radiol* 2000; 36: 81-5.
- 18- Hara AK, Johnson CD, MacCarty RL, Welch TJ, McCollough CH, Harmsen WS. CT colonography: single- versus multi-detector row imaging. *Radiology* 2001; 219: 461-5.
- 19- Brizi MG, Natale L, Manfredi R, Sallustio G, Vecchioli A, Marano P. High resolution spiral computed tomography of the pancreas. *Rays* 2001; 26: 111-5.
- 20- Zandrino F, Benzi L, Ferretti ML, Ferrando R, Reggiani G, Musante F. Multislice CT cholangiography without biliary contrast agent: technique and initial clinical results in the assessment of patients with biliary obstruction. *Eur Radiol* 2002; 12: 1155-61
- 21- Blum A, Ludig T, Coll D, Gimel P, Zhu X, Hubert J. Preoperative evaluation of renal carcinoma using multi-detector CT. *J Radiol* 2002; 83: 431-50.
- 22- Buckwalter KA, Rydberg J, Kopecky KK, Crow K, Yang EL. Musculoskeletal imaging with multislice CT. *AJR* 2001; 176: 979-86.
- 23- Berg BC, Lecouvet FE, Poilvache P, Maldague B, Malghem J. Spiral CT arthrography of the knee: technique and value in the assessment of internal derangement of the knee. *Eur Radiol.* 2002; 12:1800-10.
- 24- Leidner B, Adiels M, Aspelin P, Gullstrand P, Wallen S. Standardized CT examination of the multitraumatized patient. *Eur Radiol.* 1998;8:1630-8.
- 25- West OC, Multidetector CT of spine trauma body CT categorical course syllabus 2002, ARRS annual Meeting, 243-255
- 26- Jhaveri KS, Saini S, Levine LA, Piazza DJ, Doncaster RJ, Halpem EF, Jordan PF, Thrall JH. Effect of multislice CT technology on scanner productivity. *AJR* 2001; 177: 769-72

Tableau I :

Résultats comparatifs des doses reçues sur un scanner 8 coupes par rotation et sur un scanner 16 coupes par rotation (présenté au RSNA 2002, P304).

Results of comparison of radiation dose for 8 and 16 channel multi-detector CT system from the presentation P304, RSNA 2002.

Type	Localisation	Paramètres (kV/mAs)	Epaisseur (mm)	Pitch	Dose reçue (en mR)
8 C	Tête	120 / 140	4 x 2,5	1	3560
16 C		120 / 260	12 x 0,75	1	3933
8 C	Poumon	120 / 220	8 x 1,25	1,35	2333 (seins)
16 C		120 / 252	16 x 0,75	1,5	1928 (seins)
8 C	Abdomen et pelvis	120 / 148	8 x 2,5	0,6	2673 (gonades)
16 C		120 / 240	16 x 1,5	0,7	2433 (gonades)

Le pitch est ici défini comme le rapport du déplacement de la table d'examen lors de chaque rotation du tube sur la largeur du système de détection utilisé

