Tomodensitométrie spectrale: de la double énergie à la multiénergie

Spectral CT: dual energy towards multi-energy CT

Résumé

L'imagerie tomodensitométrique conventionnelle permet de différencier des structures anatomiques par la différence d'atténuation globale des tissus aux rayons X. Cette différence, directement liée aux effets photo-électriques et Compton, dépend principalement du numéro atomique Z et de la densité ρ des éléments étudiés. La TDM double énergie étend les capacités de l'imagerie TDM conventionnelle en permettant de distinguer des éléments de même atténuation globale par leur différences d'atténuation photo-électrique et Compton. L'objectif de cette mise au point est d'aborder le principe de l'imagerie tomodensitométrique spectrale et d'en décrire la technologie actuelle, basée sur les différences d'atténuation des structures explorées à haute et basse énergie. Nous décrirons ensuite les principales applications cliniques de cette technique. Nous évoquerons enfin les évolutions futures vers la tomodensitomètrie spectrale à comptage photonique.

Mots clés: TDM spectrale, TDM double énergie, TDM spectral à comptage photonique, Kedge, produit de contraste, image virtuellement mono-énérgétique

Keywords: Spectral CT, Dual energy CT, Spectral photon-couting CT, K-edge, contrast agents, Virtual mono-energetic image

Introduction

L'imagerie tomodensitométrique (TDM) conventionnelle est la méthode d'imagerie en coupe disposant actuellement de la meilleure résolution spatiale et de la plus grande rapidité d'acquisition. Ces avantages ainsi que sa disponibilité en font un atout majeur pour l'imagerie dans quasiment toutes les spécialités cliniques. Elle présente toutefois une limitation intrinsèque liée au fait qu'elle ne mesure qu'une seule grandeur physique : l'atténuation globale des rayons X par les organes qu'ils traversent. Dans ce contexte, la TDM double énergie représente une avancée importante dans le domaine de l'imagerie. Tout en conservant les avantages d'un scanner conventionnel, elle permet, grâce à la décomposition du spectre de rayons X reçu par le détecteur en deux parties (haute et basse énergie), la mesure de deux effets physiques différents : l'atténuation photo-électrique et la diffusion Compton. En combinant ces deux effets mesurés il est alors possible de reconstruire, en plus des images standards, des images virtuellement mono-énergétiques et des images de paires de matériaux.

Cette technologie TDM multi-énergie se diffusant de plus en plus, il est important, comme dans toute innovation technologique en imagerie, d'en maitriser les principes de fonctionnement et de reconstruction des images afin de comprendre les avantages que cette technologie peut nous apporter ainsi que ses limites. L'objectif de cette mise au point est donc d'aborder le principe de l'imagerie tomodensitométrique spectrale et d'en décrire la technologie actuelle, basée sur les différences d'atténuation des structures explorées à haute et basse énergie. Nous décrirons ensuite les principales applications cliniques de cette technique. Nous évoquerons enfin les évolutions futures vers la tomodensitométrie spectrale à comptage photonique.

Imagerie spectrale double énergie

1. Principes de base

La TDM standard mesure l'atténuation des structures explorées, exprimée en unité Hounsfield. Or cette atténuation est en fait la somme de deux effets distincts : l'effet photoélectrique et la diffusion Compton (la diffusion Rayleigh sera négligée ici). L'importance respective de ces deux effets varie en fonction des matériaux considérés (tissu, eau, iode etc...) ainsi que du niveau d'énergie des photons incidents émis par le tube : l'effet photoélectrique est prépondérant à basse énergie alors que l'effet Compton est quasi constant (Figure 1). C'est sur ce principe que repose l'imagerie spectrale X. En effet, pouvoir « découper » le spectre de photons émis par le tube (généralement de 40 keV à 80, 100, 120 ou 140 keV suivant les paramètres réglés à l'acquisition) en basse et haute énergie doit permettre de calculer séparément l'effet photo-électrique et l'effet Compton et, à partir de ces deux données, de remonter à la composition des matériaux rencontrés par le faisceau de rayons X. Ce « découpage » du spectre est habituellement réalisé à 80kVp et 120-140 kVp)¹⁻³.



Figure 1. Représentation des atténuations photoélectriques et Compton pour un spectre d'énergie superposable à celui utilisé en pratique clinique.

Cette idée n'est pas nouvelle. En 1976, Alvarez et Macovsky⁴ ont décrit l'absorption d'un matériau comme étant la somme des effets photo-électriques et Compton :

$$\mu(E) = \mu_P(E) + \mu_C(E) = \alpha_P f_P(E) + \alpha_C f_C(E)$$

Où μ est l'atténuation, E est l'énergie, α_P est le coefficient d'atténuation photo-électrique de l'élément considéré, α_C son coefficient d'atténuation Compton. $f_P(E)$ et $f_C(E)$ sont des fonctions mathématiques connues.

En analysant cette équation, sans vouloir entrer trop loin dans les mathématiques, on s'aperçoit qu'il s'agit d'une équation à deux inconnus (le coefficient d'atténuation photoélectrique et le coefficient d'atténuation Compton). Pour la résoudre, il suffit d'utiliser deux mesures : l'une à basse énergie (notée E_L), l'autre à haute énergie (notée E_H) issues du « découpage » du spectre décrit ci-dessus.

On obtient alors :

$$\mu(E_L) = \alpha_P f_P(E_L) + \alpha_C f_C(E_L)$$

$$\mu(E_H) = \alpha_P f_P(E_H) + \alpha_C f_C(E_H)$$

où $\mu(E_L)$ est l'atténuation à énergie basse et $\mu(E_H)$ l'atténuation à énergie haute. $f_P(E)$ et $f_C(E)$ étant des valeurs connues, il est possible, pour chaque voxel de l'image d'obtenir, non plus seulement la valeur en unité Hounsfield, mais une paire de valeurs (α_P , α_C) décrivant l'effet photo-électrique et l'effet Compton.

Il va alors être possible de recombiner ces deux valeurs pour recréer « artificiellement » des images conventionnelles (en unité Hounsfield), des images virtuellement mono-énergétiques (dites aussi monochromatiques), des images dites virtuellement sans contraste, des images de pair d'éléments (telles que iode/eau, calcium/eau ou hydroxyapatite/calcium) ou des images plus complexes telles que les images Z effectif (Table 1).

Plus en détail, nous allons retrouver :

- des images conventionnelles (dites aussi polychromatiques) identiques à celle obtenues en TDM conventionnel.

- des images virtuellement mono-énergétiques (VME) correspondant aux images que l'on aurait obtenues avec un faisceau monochromatique (comme au synchrotron par exemple). Elles sont calculées en utilisant la formule d'Alvarez et Macovsky précédemment décrite pour des valeurs allant généralement de 40 à 200 keV. Elles offrent de nombreux avantages tels que la réduction des différents artéfacts de durcissement du faisceau (blooming) à haute énergie et une augmentation du contraste des images à basse énergie (particulièrement après injection de produit de contraste iodé) au prix toutefois d'une augmentation du bruit, comme en radiologie standard.

- des images dites de paires de matériaux qui sont obtenues en recombinant les effets photoélectriques et Compton mesurés pour créer des paires d'éléments telles que eau/iode, tissu/iode, calcium/iode, acide urique/hydroxyapatite... Ces paires permettent : 1) de caractériser les matériaux (par exemple analyser la composition des lithiases rénales pour adapter le traitement du patient) ; 2) obtenir des images virtuellement sans contraste (VNC) à partir de scanners injectés, permettant, par exemple, de s'affranchir de la réalisation d'un premier scanner avant injection et donc de diminuer d'autant la dose de rayons X reçue par le patient ; 3) de quantifier la concentration d'iode présente dans une lésion et donc de permettre une quantification « vraie » de la perfusion avec des application en imagerie de l'ischémie (AVC, infarctus) ou oncologique (perfusion tumorale). Il est important de savoir que les matériaux d'une paire s'excluent l'un l'autre sur ces images de paires. Ainsi si on réalise une paire iode/eau, on obtient deux séries d'images : une série d'images d'eau et une série d'images d'iode. Il n'y aura pas d'iode dans la série d'eau et il n'y aura pas d'eau dans la série d'iode. Par contre le calcium se comportant comme un élément de numéro atomique intermédiaire entre l'eau et l'iode, sera à la fois sur l'imagerie d'iode et d'eau. C'est pour cela que l'on voit le rachis à la fois sur les images d'iode et sur les images virtuellement sans contraste (issues d'une décomposition iode/tissu ou iode/eau suivant les constructeurs).

- des images complexes telles des cartographies de Z-effectif ou de densité électronique qui sont du domaine de la recherche mais avec des applications prometteuses dans de nombreux domaines dont la planification personnalisée des traitements de radiothérapie.

Type d'image	Principes	Avantages	Applications potentielles
VME (virtuellement mono- énergétique)	Simuler une image à niveau mono- énergétique choisi	Réduction des artéfacts métalliques à haute énergie Augmentation du contraste de l'image à basse énergie	Angioscanner à basse dose de produit de contraste Diminution des artéfacts de durcissement du faisceau
VNC (virtuellement sans contraste)	Reconstruire une image sans signal de l'iode même après injection de produit de contraste	Réduction du nombre d'acquisitions	Caractérisation tissulaire (surrénale, hématome) Différentiation iode <i>versus</i> hématome
Image d'iode	Analyser et quantifier l'iode sur les images	Quantifier un rehaussement tissulaire Imagerie spécifique de perfusion d'organe	Nombreuses applications dans le domaine de perfusion, oncologique, neuro- et cardio-vasculaire
Image de paires	Discrimination spectrale en fonction de 2 éléments choisis (iode/eau, calcium/hydroxyapa tite, iode/calcium, gadolinium/iode,)	Différentier 2 éléments de composition chimique différente indépendamment de leur atténuation globale	Caractérisation des lithiases urinaires Image spécifique d'un élément donné

 Table 1. Différentes images spectrales largement disponibles sur tous les systèmes dits de double énergie.

2. Principes techniques

En pratique clinique, plusieurs approches afin de décomposer le spectre transmis en deux énergies distinctes ont été mises au point par les constructeurs. On démarque deux grandes classes, d'un côté la double émission, et de l'autre la double réception (Figure 2). La double émission inclut des systèmes soit avec deux tubes délivrant des rayons X d'énergie différente (kVp), soit avec un seul tube à rayons X oscillant de façon rapide à deux énergies différentes, soit un tube à rayons X avec une pré-filtration des rayons X en deux spectres. La double réception repose sur un seul tube à rayons X avec une double couche de détecteurs sensibles à des énergies différentes. La double émission est une méthode prospective, c'est à dire que l'utilisateur devra décider d'activer le mode double énergie avant l'acquisition, alors que la double réception est rétrospective, c'est à dire que l'utilisateur n'a pas à choisir d'activer le mode double énergie avant l'acquisition car celui-ci est disponible en permanence.



Figure 2 : Différentiation schématique des différents systèmes dits à double énergie. On y différencie facilement les systèmes à double émission (A,B,C) des systèmes à double réception (D) basés soit leur système d'émission soit leur système de détection.

3. Applications Cliniques

1) Imagerie vasculaire

Généralités

Comme nous l'avons vu précédement, les images VME à basse énergie permettent d'augmenter l'atténuation et donc le contraste des structures vasculaires en cas d'injection de produit de contraste. Cet effet permet donc de réaliser des protocoles d'imagerie avec une baisse significative du volume et de produit de contraste et du débit d'injection ^{5,6}, afin d'une part de diminuer le risque de néphrotoxicité et d'autre part de diminuer la pré charge du ventricule gauche qui, chez des patients à fonction systolique altérée, peut être délétère par exemple dans les bilan pré implantation de valve aortique percutané (TAVI)^{7–9}. Par exemple, on mesure entre une VME à 70 kVp (équivalente d'une image conventionnelle) et une VME à 40 kVp une augmentation de l'ordre de 270% de l'atténuation du produit de contraste iodé, permettant une nette amélioration de la visibilité des vaisseaux (Figure 4). A noter cependant que les VME à basse énergie présentent une augmentation du bruit dans l'image.

Les images virtuellement sans contraste simulent une acquisition sans injection et permettent de différencier une extravasation du produit d'un contraste d'un hématome¹⁰, ou de différencier une calcification d'une endofuite dans le cas du suivi des anévrysmes de l'aorte traités par stent.



Figure 3. Visualisation du boost d'atténuation de l'iode entre l'image conventionnelle (A) et l'image mono-énergétique à 40 keV au cours d'une acquisition artérielle à faible volume de produit de contraste pour suspicion de dissection aortique (20 mL de produit de contraste iodé). Reconstruction de type volume rendering à partir d'images conventionnelles (C) et d'images mono-énérgétiques à 40 keV (D) d'une acquisition artérielle pour angioscanner des membres inférieurs.

Surveillance des endoprothèses aortiques

La TDM double énergie permet la différentiation entre endofuite et calcifications par l'utilisation des images virtuellement sans contraste qui suppriment l'iode et différencient ainsi les calcifications d'un rehaussement iodé (Figure 4). De plus, les images VME à basse énergie permettent de potentialiser la visualisation d'une endofuite de type II par exemple ¹¹. Cependant, il ne faut pas négliger la cinétique de cette dernière, et ainsi adapter son protocole avec une acquisition à un temps tardif.

Enfin, il faut noter l'intérêt des images VME à haute énergie en la présence de matériel dense comme la présence d'un stent, afin de diminuer les artéfacts métalliques.



Figure 4. Anévrysme de l'aorte thoracique descendante traité par endoprothèse présentant sur l'image conventionnelle (A) à un temps artériel des hyperdensités au sein du faux chenal non différentiable d'une endofuite. L'absence de ces lésions sur l'image d'iode (B) et leur présence en image virtuellement sans contraste (C) permet d'établi qu'il s'agit de calcifications et non d'une fuite de produit de contraste iodé.

Imagerie de l'infarctus et de la myocardite

La principale limite de l'évaluation en TDM conventionnelle du myocarde après injection au temps tardif est le faible contraste entre les lésions (myocardite ou infarctus) et le myocarde sain. Les images VME à basse énergie présentent un intérêt dans cette évaluation en améliorant la visualisation du rehaussement myocardique permettant la mise en évidence de foyers de fibrose ou d'œdème parenchymateux au cours des événements ischémiques ou

inflammatoires ^{8,12–15}. Des perspectives intéressantes s'ouvrent également pour l'imagerie de perfusion myocardique qui tirera profit des basses VME pour augmenter le contraste des segments perfusés par rapport aux segments peu ou pas perfusés notamment lors d'une épreuve de stress.

L'évaluation coronarienne tire aussi profit de la TDM double énergie par la diminution des artéfacts de blooming à haute VME permettant une meilleure appréciation de la lumière notamment intra-stent, à partir de 80 keV ¹⁶.



Figure 5. Patient présentant une douleur thoracique avec élévation importante de la troponine ultrasensible à 4000 ng/L. Prise de contraste sous épicardique de la paroi libre du ventricule gauche témoignant d'une myocardite. On note l'augmentation nette du rapport contraste à bruit entre les zones saines et pathologiques entre l'image à 70 keV (A) et l'image à 40 keV (B)(CNR à 7.1 et 17, respectivement).

Imagerie du syndrome aortique

Le diagnostic d'hématome intra-mural, basé sur la visualisation du croissant hyperdense périaortique signant l'hématome, nécessite un protocole à 2 temps comprenant une acquisition sans injection, suivie d'une acquisition avec injection au temps artériel. En imagerie double énergie, les images virtuellement sans contraste permettent l'évaluation de ce croissant hyperdense directement à partir de l'acquisition artérielle (Figure 8) en objectivant l'hyperdensité du sang coagulé constituant l'hématome intra-mural.



Figure 6. Patient présentant un hématome intra-mural diagnostiqué grâce à l'imagerie sans contraste non injectée (A). Cependant, l'analyse de l'image virtuellement sans contraste sur l'acquisition injectée (B) met en évidence avec les mêmes performances le croissant hyperdense aortique, remettant en question l'utilité de l'imagerie sans contraste.

2) Imagerie cérébrale

Différentiation entre saignement et rehaussement iodé

Une question fréquemment posée en imagerie cérébrovasculaire après thrombectomie mécanique ou thrombolyse est la différentiation entre iode intracérébral résiduel témoignant d'une rupture de la barrière hémato-encéphalique et remaniements hémorragiques. La discrimination spectrale entre ces 2 éléments grâce à d'une part les images virtuellement sans contraste pour supprimer le signal de l'iode, et d'autre part les images d'iode pour visualiser le rehaussement iodé permettent le diagnostic ^{17–19}. De plus, les images virtuellement sans contraste permettent aussi de mettre en évidence de manière prononcée par rapport aux images conventionnelles l'étendue de la lésion ischémique, ainsi que de mettre en évidence les plages de remaniement hémorragique (Figure 9).



Figure 7. Contrôle à J1 après thrombectomie cérébrale dans le territoire sylvien droit, avec visualisation sur l'imagerie conventionnelle d'une hyperdensité spontanée lenticulaire (A), apparaissant en hyperdensité sur l'image virtuellement sans contraste (B), et non visualisable sur l'image d'iode (C) en faveur d'un remaniement hémorragique, confirmé par l'IRM de contrôle (D: séquence T2 écho de gradient).

3) Imagerie thoracique

Embolie pulmonaire Aiguë

Le diagnostic d'embolie pulmonaire en TDM conventionnel est simple en cas de thrombus proximal au sein de l'arbre artériel pulmonaire. Il devient plus particulièrement difficile quand le thrombus est de localisation plus distale en raison de sa petite taille, et/ou en cas d'opacification sub-optimale des artères (par exemple, acquisition trop tardive par rapport au passage du bolus). La TDM double énergie a trois avantages majeurs par rapport au scanner conventionnel dans ces situations: 1) en augmentant le contraste dans les vaisseaux à l'aide des images d'iode ou VME à basse énergie, la sensibilité de diagnostic du thrombus est augmentée (Figure 10), 2) ces images permettent de rattraper un examen sub-optimal avec un temps d'opacification peu satisfaisant, et enfin, 3) les images d'iode et Z effectif permettent de mettre en évidence de manière équivalente à la scintigraphie les défects de perfusion 20

(Figure 9). De plus, il a été démontré que l'importance des troubles de perfusion est corrélée à des marqueurs de gravité de l'embolie pulmonaire tels que la pression artérielle pulmonaire²¹. Il faut noter qu'il existe l'absence possible de défect de perfusion, en cas de thrombus partiellement occlusif²².



Figure 8. Embolie pulmonaire sous segmentaire non diagnostiquée sur les images conventionnelles (A), mais visible sur images spectrales (B,C,D): le défect de perfusion visible sur l'imagerie *Zeffectif* (C) comme sur les images d'iode (D) incite en effet à rechercher un thrombus artériel pulmonaire, finalement mis en évidence sur les images à basse mono-énergie (B).

Hypertension artérielle pulmonaire d'origine thrombo-embolique (HTAP)

En cas d'HTAP, la TDM conventionnelle permet de visualiser des thrombi au sein de l'arbre pulmonaire ainsi que les signes de retentissement cardiaque. Cependant, cela ne permet pas d'apprécier le retentissement parenchymateux pulmonaire qui nécessite la réalisation d'une scintigraphie de perfusion. L'utilisation des cartographie d'iode en TDM double énergie permet d'apprécier la perfusion parenchymateuse et pourrait donc permettre de s'affranchir de la réalisation d'une scintigraphie (Figure 11). De plus, il a été montré que la quantification de

ces défects de perfusion corrélaient avec l'évaluation scintigraphique de perfusion et avec les pressions artérielles mesurées lors du cathétérisme droit, permettant ainsi un bilan diagnostic complet non invasif²³⁻²⁷.



Figure 9. Patiente présentant une HTAP post-embolique évaluée en TDM double énergie et scintigraphie de perfusion réalisée en Single Photon-Emission Computed tomography couplée à une acquisition CT. La visualisation des défects de perfusion (étoile) est superposable entre l'imagerie d'iode (A: coupe épaisse coronale, B: coupe fine axiale) et de SPECT (C: reconstruction planaire coronale, D: fusion SPECT coupe axiale).

4) Imagerie abdomino-pelvienne

Diagnostic de l'ischémie mésentérique

Le diagnostic de l'ischémie mésentérique repose sur la mise en évidence de l'absence de rehaussement des anses digestives au temps artériel. En TDM conventionnelle, le protocole d'imagerie impose un temps portal et tardif pour sensibiliser la visualisation du rehaussement des anses digestives, qui est moindre au temps artériel. De plus, il est impératif de réaliser une acquisition sans injection afin de s'affranchir de la présence d'anses spontanément hyperdenses liée à la congestion hémorragique sous muqueuse. La TDM double énergie, à l'aide des images VME à basse énergie, des images virtuellement sans contraste et des images d'iode, permet une analyse plus sensible et spécifique du rehaussement d'une anse digestive 14

par rapport à une autre²⁸ (Figure 12). Ainsi, les protocoles d'acquisition peuvent être écourtés, avec suppression de la phase sans contraste et des phases tardives.



Figure 10. Dissection aortique présentant une extension à l'aorte mésentérique supérieure visualisée au temps artériel. L'analyse du rehaussement des anses digestives est très difficile sur les images conventionnelles (A) au temps artériel alors qu'elle est bien visible sur les images spectrales VME à basse énergie (B: 40 keV), les images d'iode (C) et de *Zeffectif* (D) qui mettent en évidence l'absence de rehaussement (flèches) en faveur d'une ischémie mésentérique.

Caractérisation des lithiases urinaires

L'apport de la TDM conventionnelle dans la caractérisation des lithiases urinaires est limité à l'évaluation de leur taille et de leur densité, insuffisante pour apporter une information quant à la nature des lithiases. L'utilisation de la double énergie permet d'analyser la composition des calculs urinaires à l'aide de la réponse spectrale des éléments les constituant, acide urique ou calcium. Par exemple, les calculs d'acide urique présentent une atténuation plus importante à haute énergie qu'à basse énergie, tandis que les autres constituants habituels des lithiases présentent un comportement inverse. La TDM double énergie permet ainsi de différencier des éléments tels que le calcium oxalate (\approx 70% des cas), le calcium phosphate (\approx 20% des cas) et l'acide urique (\approx 10% des cas) permettant ainsi d'ajuster au mieux les traitements. Par 15

exemple, les calculs d'acide urique seront principalement traités par alcalinisation des urines²⁹ alors que les autres calculs nécessiteront une procédure interventionnelle. Il faut noter de plus l'intérêt des images avec soustraction de l'iode afin de visualiser les calculs lors des phases néphrographiques et excrétrices.

Caractérisation des lésions rénales

En TDM conventionnelle, lorsqu'un seul temps d'injection a été réalisé, il est fréquent de retrouver des lésions kystiques rénales hyperdenses sans pouvoir différencier une lésion hémorragique d'une lésion rehaussée par le produit de contraste. En TDM double énergie, cette différenciation entre sang et iode est réalisable grâce à l'imagerie virtuellement sans contraste d'une part et les cartographies d'iode d'autre part : un kyste hémorragique apparaitra hyperdense en VNC, tandis qu'un kyste avec des végétations rehaussées apparaitra hypodense (Figure 11). Inversement, une hyperdensité sur l'image spécifique d'iode sera en faveur d'une lésion maligne ³⁰.



Figure 11. Lésion rénale dense sur le temps portal non évaluable en TDM conventionnelle (A), hyperdense sur l'image virtuellement sans contraste (B), sans signal sur l'imagerie d'iode (C) en faveur d'un kyste hémorragique.

5) Imagerie ostéo-articulaire

Bilan rhumatologique

La TDM double énergie a trouvé sa place dans l'évaluation des arthropathies microcristallines, plus particulièrement pour le diagnostic de la goutte. En effet, elle est capable de révéler la présence de cristaux d'urate de sodium au sein des articulations, en réalisant une décomposition en 2 matériaux (calcium/urate de sodium) avec des performances hautement élevées : sensibilité et spécificité à 100% pour le diagnostic du tophus de la goutte ³¹.

Des publications récentes montrent également l'intérêt du scanner double énergie dans l'analyse de la moelle osseuse pour la détection de l'œdème (fractures) ou de l'infiltration tumorale (myélome multiple...)³².

Enfin, l'utilisation des images mono-énergétiques à haute énergie, réduisant les artéfacts métalliques, est, comme décrit plus haut, particulièrement utile pour l'analyse des prothèses quelle que soit la région anatomique considérée (prothèses de hanche, genou, vis et plaques rachidiennes...).

6) Bilan oncologique

D'une façon générale en oncologie, l'emploi des images mono-énergétiques à basse énergie permet de mieux détecter les tumeurs primitives prenant le contraste (ainsi que leurs métastases) et de faciliter l'analyse de leurs contours et de leurs rapports avec les autres tissus, notamment vasculaires ^{33,34}. L'emploi des cartographies d'iodes et de l'imagerie de perfusion permet de quantifier la perméabilité tumorale et la néo-angiogenèse et pourrait représenter un marqueur de suivi de l'efficacité thérapeutique notamment en ce qui concerne les médicaments à visée anti-angiogénique ³⁵.

Enfin il semble par exemple exister une corrélation entre la concentration en iode et la SUV en PET scan ainsi qu'avec le type histologique des cancers pulmonaires, plus particulièrement pour les cancers pulmonaires de type non à petites cellules³⁶.



Figure 12. Lésion infiltrant le septum inter-auriculaire. Les résultats de l'imagerie spectrale montraient une lésion tissulaire de nature adipeuse, avec une quantification strictement nulle de la concentration d'iode à 3 minutes après injection, corrélant avec l'absence de prise de contraste en PET scan FDG (fluorodeoxyglucose) en faveur de sa nature bénigne.

4. Limites de la TDM double énergie

Malgré ses avantages évidents, la TDM double énergie présente deux limites importantes. Premièrement, la résolution spatiale de ces systèmes est quasi-identique à celle des TDM conventionnels. En effet, bien que la résolution en contraste soit très nettement améliorée, les détecteurs à scintillation équipant ces systèmes diffèrent très peu, notamment en taille, de ceux équipant les systèmes conventionnels, et ne permettent donc pas d'améliorer significativement la résolution spatiale. Deuxièmement, le faible échantillonnage du spectre de rayons X (seulement deux mesures du spectre d'atténuation sont réalisées) limite la décomposition en matériaux ne permettant pas de décomposer des matériaux de masse atomique proche ni d'analyser leur k-edge (cf ci-dessous).

Imagerie spectrale à comptage photonique multi-énergie

La TDM multi-énergie s'inscrit dans la continuité des avancées technologiques de l'imagerie spectrale, étendant les possibilités de discrimination spectrale de la TDM double énergie. Cette technologie repose sur un nouveau type de détecteurs dits à comptage photonique, constituant ainsi la TDM spectrale à comptage photonique (*SPCCT pour spectral photon-counting computed tomography*), par opposition aux détecteurs classiques par intégration. Ces détecteurs présentent plusieurs avantages par rapport aux détecteurs classiques :

- Ils permettent de compter les photons incidents et de les trier en fonction de leur niveau d'énergie améliorant ainsi la résolution spectrale du scanner (de 5 à 10 énergies mesurées contre deux en double énergie)

-Ils présentent un rendement de gestion des photons amélioré permettant de diminuer les doses de rayons X mais aussi d'améliorer la qualité d'image objective à basse dose, notamment par la baisse du bruit.

- Ils ont une taille plus petite que les détecteurs classiques permettant d'améliorer significativement la résolution spatiale avec une résolution de l'ordre de 250 μ m.

Les informations spectrales supplémentaires issues de ces détecteurs permettent une meilleure caractérisation des matériaux d'une façon générale, et plus particulièrement l'étude de la raie spécifique d'atténuation (k-edge) de certains atomes (iode, or, gadolinium, tantale...) permettant de les quantifier de façon spécifique (figure 13). Cette raie d'atténuation correspond à l'énergie de liaison des électrons de la couche K d'un atome donné. En mesurant l'atténuation avant cette raie et au pic de celle-ci, il est possible, par soustraction, d'obtenir la concentration de l'élément étudié de façon spécifique.



Figure 13. Représentation du profil d'atténuation de 3 éléments(iode, calcium et eau) de signature spectrale très différente. Le profil d'atténuation de l'iode met en évidence l'effet K-edge, c'est à dire l'absorption brutale et importante à énergie proche de celle de liaison des électrons de la couche K au noyau de l'atome d'iode (k-edge = 33.3 keV).

Les premiers résultats *in vivo* en oncologie et en imagerie cardio-vasculaire ont démontré le potentiel de cette nouvelle technologie en termes d'amélioration de la caractérisation des tissus et de quantification précise d'agents de contraste classiques tels que l'iode et le gadolinium ^{37,37–40}, mais aussi de nouveaux agents comme des nano éléments marqués à l'or, au gadolinium ou au baryum^{41,42} (Figure 14). Cela ouvre la voie au développement de nouveau agents de contraste basés sur ces éléments. Leur association à des molécules spécifiques d'un processus pathologique pourrait même permettre, dans un avenir assez proche, de réaliser une imagerie moléculaire en scanner sans nécessité d'utiliser des produits radioactifs comme cela est actuellement le cas en Pet-CT par exemple.



Figure 14. Discrimination spectrale du couple or/gadolinium, iode/or et iode/gadolinium basée sur le procédé de décomposition en matériaux grâce à l'imagerie spectrale multi-énergie.

Conclusion

En conclusion, les applications de la TDM double énergie sont nombreuses et représentent une avancée importante dans le domaine de l'imagerie. L'évolution des détecteurs se poursuit avec le développement de scanners à comptage photonique qui vont encore améliorer la résolution spatiale et spectrale des images tomodensitométriques.

Références

1. Johnson, T. R. C. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am. J. Roentgenol.* **199**, S3-8 (2012).

 Aran, S., Shaqdan, K. W. & Abujudeh, H. H. Dual-energy computed tomography (DECT) in emergency radiology: basic principles, techniques, and limitations. *Emerg. Radiol.* 21, 391–405 (2014).

3. Bolus, D. N. Dual-energy computed tomographic scanners: principles, comparisons, and contrasts. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **37**, 944–947 (2013).

4. Alvarez, R. E. & Macovski, A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys. Med. Biol.* **21**, 733–744 (1976).

5. van Hamersvelt, R. W. *et al.* Contrast agent concentration optimization in CTA using low tube voltage and dual-energy CT in multiple vendors: a phantom study. *Int. J. Cardiovasc. Imaging* (2018). doi:10.1007/s10554-018-1329-x

6. Delesalle, M.-A. *et al.* Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT. *Radiology* **267,** 256–266 (2013).

7. Martin, S. S. *et al.* Value of a noise-optimized virtual monoenergetic reconstruction technique in dual-energy CT for planning of transcatheter aortic valve replacement. *Eur. Radiol.* **27**, 705–714 (2017).

8. Rajiah, P., Abbara, S. & Halliburton, S. S. Spectral detector CT for cardiovascular applications. *Diagn. Interv. Radiol. Ank. Turk.* **23**, 187–193 (2017).

9. Dubourg, B. *et al.* Single-source dual-energy CT angiography with reduced iodine load in patients referred for aortoiliofemoral evaluation before transcatheter aortic valve implantation: impact on image quality and radiation dose. *Eur. Radiol.* **24**, 2659–2668 (2014).

10. Martin, S. S. *et al.* Noise-Optimized Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT Improves Diagnostic Accuracy for the Detection of Active Arterial Bleeding of the Abdomen. *J. Vasc. Interv. Radiol. JVIR* **28**, 1257–1266 (2017).

11. Martin, S. S. *et al.* Endoleaks after endovascular aortic aneurysm repair: Improved detection with noise-optimized virtual monoenergetic dual-energy CT. *Eur. J. Radiol.* **94**, 125–132 (2017).

Han, R. *et al.* Diagnostic accuracy of coronary CT angiography combined with dualenergy myocardial perfusion imaging for detection of myocardial infarction. *Exp. Ther. Med.*14, 207–213 (2017).

13. Wichmann, J. L. *et al.* Evaluation of monoenergetic late iodine enhancement dualenergy computed tomography for imaging of chronic myocardial infarction. *Eur. Radiol.* 24, 1211–1218 (2014).

14. Bouleti, C. *et al.* Usefulness of Late Iodine Enhancement on Spectral CT in Acute Myocarditis. *JACC Cardiovasc. Imaging* **10**, 826–827 (2017).

Jin, K. N. *et al.* Myocardial perfusion imaging with dual energy CT. *Eur. J. Radiol.* 85, 1914–1921 (2016).

16. Hickethier, T. et al. Monoenergetic reconstructions for imaging of coronary artery

22

stents using spectral detector CT: In-vitro experience and comparison to conventional images. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* **11,** 33–39 (2017).

17. Tijssen, M. P. M. *et al.* The role of dual energy CT in differentiating between brain haemorrhage and contrast medium after mechanical revascularisation in acute ischaemic stroke. *Eur. Radiol.* **24**, 834–840 (2014).

18. Won, S.-Y. *et al.* Imaging of contrast medium extravasation in anticoagulationassociated intracerebral hemorrhage with dual-energy computed tomography. *Stroke* 44, 2883–2890 (2013).

19. Kim, S. J. *et al.* Dual-energy CT in the evaluation of intracerebral hemorrhage of unknown origin: differentiation between tumor bleeding and pure hemorrhage. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **33**, 865–872 (2012).

Bae, K. *et al.* Improved Opacification of a Suboptimally Enhanced Pulmonary Artery in Chest CT: Experience Using a Dual-Layer Detector Spectral CT. *AJR Am. J. Roentgenol.* 210, 734–741 (2018).

21. Takagi, H. *et al.* Dual-energy CT to estimate clinical severity of chronic thromboembolic pulmonary hypertension: Comparison with invasive right heart catheterization. *Eur. J. Radiol.* **85**, 1574–1580 (2016).

22. Kong, W.-F., Wang, Y.-T., Yin, L.-L., Pu, H. & Tao, K.-Y. Clinical risk stratification of acute pulmonary embolism: comparing the usefulness of CTA obstruction score and pulmonary perfusion defect score with dual-energy CT. *Int. J. Cardiovasc. Imaging* (2017). doi:10.1007/s10554-017-1188-x

23. Meinel, F. G. *et al.* Automated quantification of pulmonary perfused blood volume by dual-energy CTPA in chronic thromboembolic pulmonary hypertension. *ROFO. Fortschr. Geb. Rontgenstr. Nuklearmed.* **186,** 151–156 (2014).

24. Koike, H., Sueyoshi, E., Sakamoto, I. & Uetani, M. Clinical Significance of Late Phase of Lung Perfusion Blood Volume (Lung Perfusion Blood Volume) Quantified by Dual-Energy Computed Tomography in Patients With Pulmonary Thromboembolism. *J. Thorac. Imaging* **32**, 43–49 (2017).

25. Nakazawa, T. *et al.* Lung perfused blood volume images with dual-energy computed tomography for chronic thromboembolic pulmonary hypertension: correlation to scintigraphy with single-photon emission computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **35,** 590–595 (2011).

26. Takagi, H. et al. Dual-energy CT to estimate clinical severity of chronic

thromboembolic pulmonary hypertension: Comparison with invasive right heart catheterization. *Eur. J. Radiol.* **85**, 1574–1580 (2016).

27. Koike, H. *et al.* Quantification of lung perfusion blood volume (lung PBV) by dualenergy CT in patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension (CTEPH) before and after balloon pulmonary angioplasty (BPA): Preliminary results. *Eur. J. Radiol.* **85,** 1607– 1612 (2016).

28. Darras, K. E. *et al.* Virtual monoenergetic reconstruction of contrast-enhanced dual energy CT at 70keV maximizes mural enhancement in acute small bowel obstruction. *Eur. J. Radiol.* **85**, 950–956 (2016).

29. Graser, A. *et al.* Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest. Radiol.* **43**, 112–119 (2008).

30. Graser, A. *et al.* Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology* **252**, 433–440 (2009).

31. Choi, H. K. *et al.* Dual energy computed tomography in tophaceous gout. *Ann. Rheum. Dis.* **68**, 1609–1612 (2009).

32. Kosmala, A. *et al.* Dual-energy CT of the bone marrow in multiple myeloma: diagnostic accuracy for quantitative differentiation of infiltration patterns. *Eur. Radiol.* (2018). doi:10.1007/s00330-018-5537-5

33. Benveniste, A. P. *et al.* Potential Application of Dual-Energy CT in Gynecologic Cancer: Initial Experience. *AJR Am. J. Roentgenol.* **208**, 695–705 (2017).

34. Lee, S. H. *et al.* Additional value of dual-energy CT to differentiate between benign and malignant mediastinal tumors: an initial experience. *Eur. J. Radiol.* **82**, 2043–2049 (2013).

35. Baxa, J. *et al.* Dual-Phase Dual-Energy CT in Patients Treated with Erlotinib for Advanced Non-Small Cell Lung Cancer: Possible Benefits of Iodine Quantification in Response Assessment. *Eur. Radiol.* **26**, 2828–2836 (2016).

36. Schmid-Bindert, G. *et al.* Functional imaging of lung cancer using dual energy CT: how does iodine related attenuation correlate with standardized uptake value of 18FDG-PET-CT? *Eur. Radiol.* **22**, 93–103 (2012).

37. Si-Mohamed, S. *et al.* Review of an initial experience with an experimental spectral photon-counting computed tomography system. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.* **873**, 27–35 (2017).

38. Si-Mohamed, S. *et al.* Improved Peritoneal Cavity and Abdominal Organ Imaging Using a Biphasic Contrast Agent Protocol and Spectral Photon Counting Computed Tomography K-Edge Imaging. *Invest. Radiol.* (2018). doi:10.1097/RLI.00000000000483

39. Pourmorteza, A. *et al.* Abdominal imaging with contrast-enhanced photon-counting CT: First human experience. *Radiology* **279**, 239–245 (2016).

40. Symons, R. *et al.* Photon-counting CT for simultaneous imaging of multiple contrast agents in the abdomen: an in vivo study. *Med. Phys.* **44**, 5120–5127 (2017).

41. Cormode, D. P. *et al.* Multicolor spectral photon-counting computed tomography: in vivo dual contrast imaging with a high count rate scanner. *Sci. Rep.* **7**, 4784 (2017).

42. Si-mohamed, S. *et al.* Evaluation of spectral photon counting computed tomography K-edge imaging for determination of gold nanoparticle biodistribution in vivo. *Nanoscale* (2017). doi:10.1039/C7NR01153A