

# Tomodensitométrie spectrale : de la double énergie à la multiénergie



## Spectral CT: Dual energy towards multienergy CT

S.A. Si-Mohamed<sup>a,b</sup>  
P.C. Douek<sup>a,b</sup>  
L. Bousset<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup>Université Lyon, INSA-Lyon, université Claude-Bernard Lyon 1, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, 69621 Lyon, France

<sup>b</sup>Département de radiologie, hospices civils de Lyon, France

Reçu le 15 octobre 2018 ; accepté le 6 novembre 2018  
Disponible en ligne sur [ScienceDirect](https://www.sciencedirect.com) le 11 janvier 2019

### 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 photoélectriques et Compton, dépend principalement du numéro atomique Z et de la densité  $\rho$  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 photoélectrique 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 décrivons ensuite les principales applications cliniques de cette technique. Nous évoquerons enfin les évolutions futures vers la tomodensitométrie spectrale à comptage photonique.

© 2018 Société française de radiologie. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

### SUMMARY

Standard computed tomography imaging allows the differentiation between anatomic structures based on their X-ray global attenuation difference. This difference, due to the Compton and photoelectric effects, depends essentially on the effective atomic number and electronic density  $\rho$  of the elements evaluated. Spectral dual energy CT extends the capabilities of standard CT by distinguishing elements of same attenuation by their difference of Compton and photoelectric effects. The purpose of this didactic content is to introduce principles and explain the technology of spectral CT imaging, based on the attenuation difference at two different energies. Moreover, evolutions towards spectral multienergy CT will be introduced.

© 2018 Société française de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

### ABRÉVIATIONS

HTP hypertension pulmonaire  
TAVI implantation de valve aortique percutané (TAVI)  
TDM tomodensitométrie  
TEP tomoscintigraphie par émission de positons

TEMP tomoscintigraphie par émission monophotonique  
VME virtuellement monoénergétiques  
VSC virtuellement sans contraste  
FDG fluorodeoxyglucose  
SPCCT Spectral Photon-Counting Computed Tomography

### MOTS CLÉS

TDM spectrale  
TDM double énergie  
TDM spectrale à comptage photonique  
K-edge  
Produit de contraste  
Image virtuellement monoénergétique

### KEYWORDS

Spectral CT  
Dual energy CT  
Spectral photon-counting CT  
K-edge  
Contrast agents  
Virtual monoenergetic image

### Auteur correspondant :

**S. Si-Mohamed**,  
département d'imagerie cardiovasculaire, CHU cardiologique Louis-Pradel, 59, boulevard Pinel, 69500 Bron, France.  
Adresse e-mail : [salim.si-mohamed@chu-lyon.fr](mailto:salim.si-mohamed@chu-lyon.fr)

<https://doi.org/10.1016/j.jidi.2018.11.004>

© 2018 Société française de radiologie. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.



## 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 de la TDM conventionnelle, 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 photoélectrique et la diffusion Compton. En combinant ces deux effets mesurés il est alors possible de reconstruire, en plus des images standard, des images virtuellement monoénergétiques et des images de paires de matériaux.

Cette technologie TDM multiénergie se diffusant de plus en plus, il est important, comme dans toute innovation technologique en imagerie, d'en maîtriser 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

### 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 (Fig. 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 photoélectrique 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 80 kVp et 120–140 kVp) [1].

Cette idée n'est pas nouvelle. En 1976, Alvarez et Macovsky [2] ont décrit l'absorption d'un matériau comme étant la somme des effets photoélectriques et Compton :

$$\mu(E) = \mu P(E) + \mu C(E) = \alpha P fP(E) + \alpha C fC(E)$$

où  $\mu$  est l'atténuation,  $E$  est l'énergie,  $\alpha P$  est le coefficient d'atténuation photoélectrique de l'élément considéré,  $\alpha C$  son coefficient d'atténuation Compton.  $fP(E)$  et  $fC(E)$  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 inconnues (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 EL), l'autre à haute énergie (notée EH) issues du « découpage » du spectre décrit ci-dessus.

On obtient alors :

$$\begin{aligned} \mu(EL) &= \alpha P fP(EL) + \alpha C fC(EL) \\ \mu(EH) &= \alpha P fP(EH) + \alpha C fC(EH) \end{aligned}$$

où  $\mu(EL)$  est l'atténuation à énergie basse et  $\mu(EH)$  l'atténuation à énergie haute.  $fP(E)$  et  $fC(E)$  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 ( $\alpha P$ ,  $\alpha C$ ) décrivant l'effet photoélectrique et l'effet Compton.

Il va alors être possible de recombinaison ces deux valeurs pour recréer « artificiellement » des images conventionnelles (en unité Hounsfield), des images virtuellement monoénergétiques (dites aussi monochromatiques), des images dites virtuellement sans contraste, des images de paires d'éléments

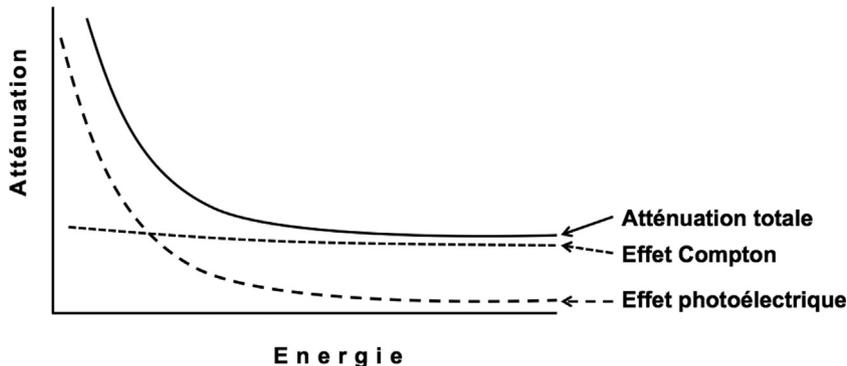


Figure 1. Représentation des atténuations photoélectriques et Compton pour un spectre d'énergie superposable à celui utilisé en pratique clinique.



**Tableau I. Différentes images spectrales largement disponibles sur tous les systèmes dits de double énergie.**

Type d'image	Principes	Avantages	Applications potentielles
VME (virtuellement monoénergétique)	Simuler une image à niveau monoénergétique 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
VSC (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) Différenciation iode versus 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 cardiovasculaire
Image de paires	Discrimination spectrale en fonction de 2 éléments choisis (iode/eau, calcium/hydroxyapatite, iode/calcium, gadolinium/iode...)	Différencier 2 éléments de composition chimique différente indépendamment de leur atténuation globale	Caractérisation des lithiases urinaires Image spécifique d'un élément donné

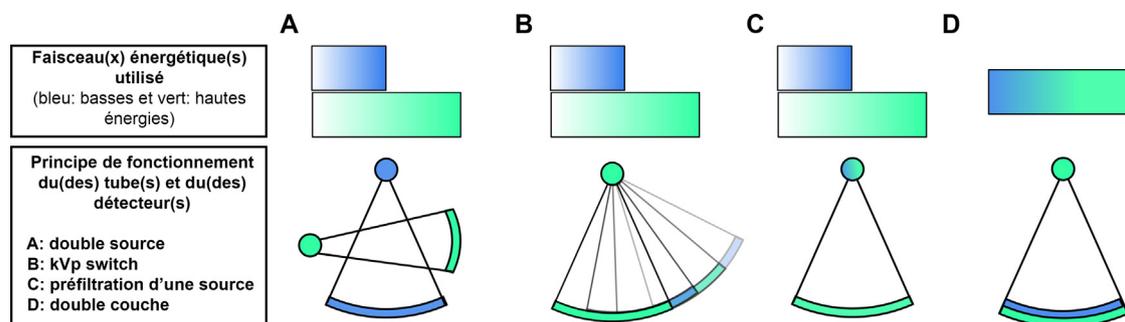
(telles que iode/eau, calcium/eau ou hydroxyapatite/calcium) ou des images plus complexes telles que les images Z effectif (Tableau I).

Plus en détail, nous allons retrouver :

- des images conventionnelles (dites aussi polychromatiques) identiques à celle obtenues en TDM conventionnelle ;
- des images virtuellement monoénergétiques (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 recombinaison des 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 :

- de caractériser les matériaux (par exemple analyser la composition des lithiases rénales pour adapter le traitement du patient),
- obtenir des images virtuellement sans contraste (VSC) à partir d'acquisition injectée, permettant, par exemple, de s'affranchir de la réalisation d'une première acquisition avant injection et donc de diminuer d'autant la dose de rayons X reçue par le patient,
- de quantifier la concentration d'iode présente dans une lésion et donc de permettre une quantification « vraie » de la perfusion avec des applications 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



**Figure 2.** Différenciation 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.



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.

### 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 (Fig. 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

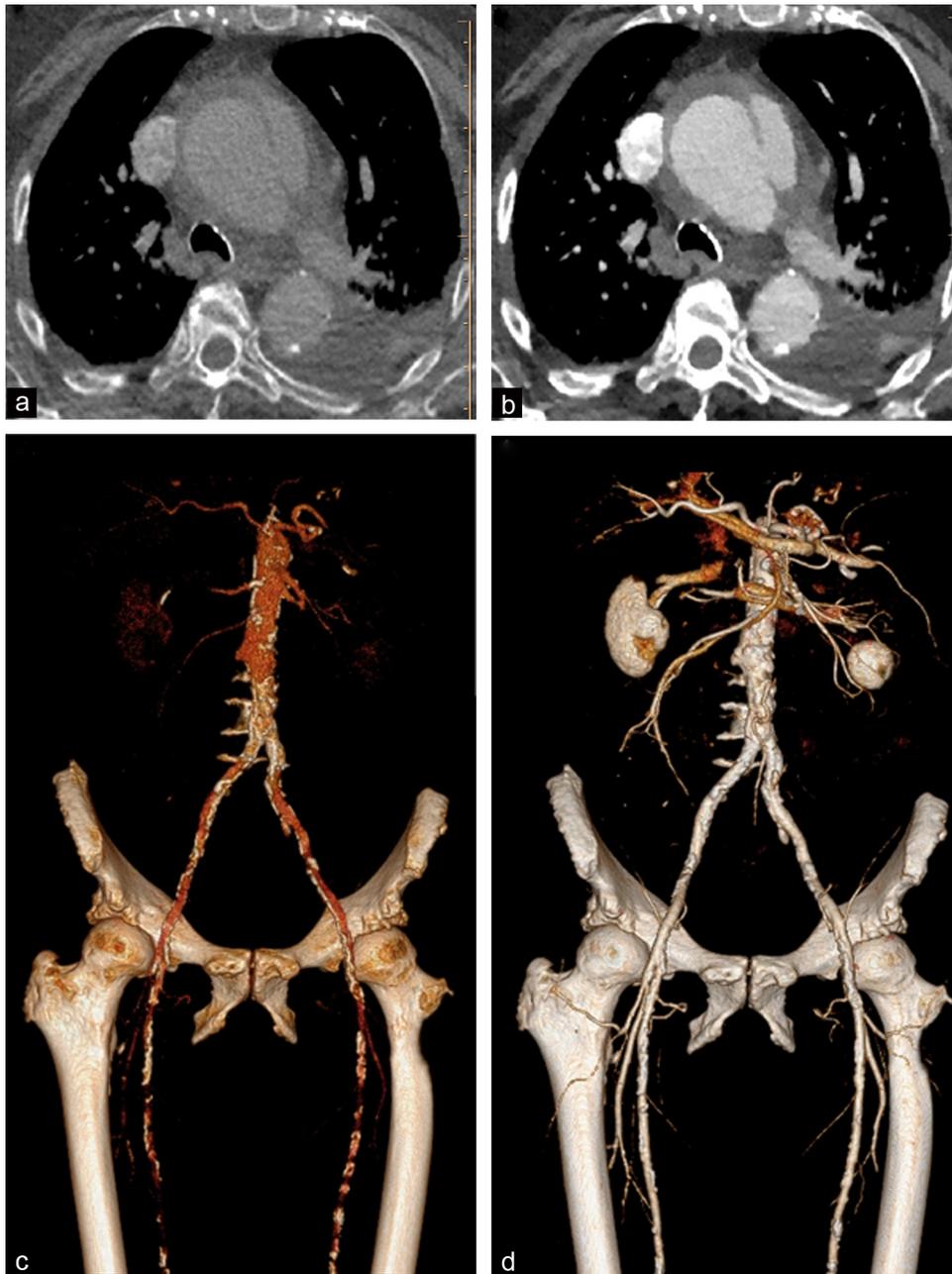


Figure 3. Visualisation du boost d'atténuation de l'iode entre l'image conventionnelle (a) et l'image monoénergétique à 40 keV au cours d'une acquisition artérielle à faible volume de produit de contraste pour suspicion de dissection aortique (20 mL de produit de contraste iodé). Reconstruction de type volume rendering à partir d'images conventionnelles (c) et d'images monoénergétiques à 40 keV (d) d'une acquisition artérielle pour angi scanner des membres inférieurs.



rapide à deux énergies différentes, soit un tube à rayons X avec une préfiltration 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.

## Applications cliniques

### Imagerie vasculaire

#### Généralités

Comme nous l'avons vu précédemment, 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 [3,4], 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) [5-7]. 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 (Fig. 3). À 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 hématome [8], ou de

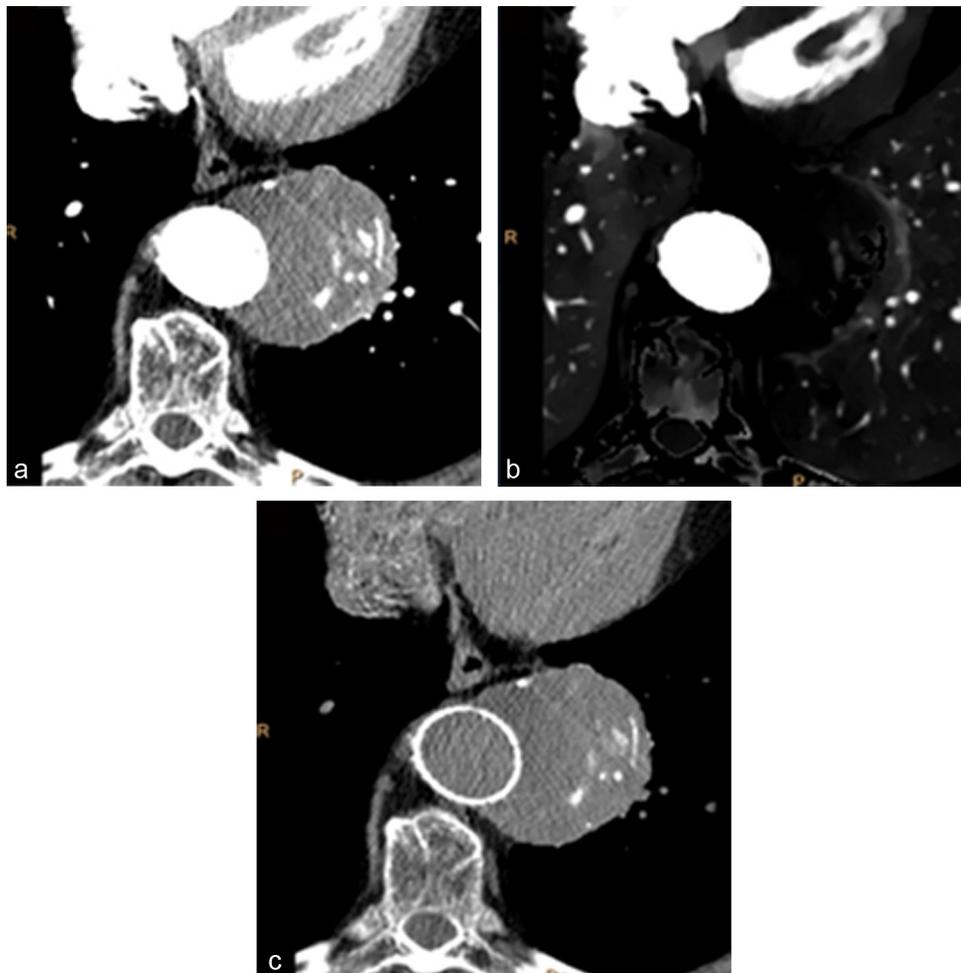


Figure 4. Anévrisme de l'aorte thoracique descendante traité par endoprothèse présentant sur l'image conventionnelle (a) à un temps artériel des hyperdensités au sein du faux chenal non différenciable d'une endofuite. L'absence de ces lésions sur l'image d'iode (b) et leur présence en image virtuellement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



différencier une calcification d'une endofuite dans le cas du suivi des anévrismes de l'aorte traités par stent.

#### Surveillance des endoprothèses aortiques

La TDM double énergie permet la différenciation 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 (Fig. 4). De plus, les images VME à basse énergie permettent de potentialiser la visualisation d'une endofuite de type II par exemple [9]. 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.

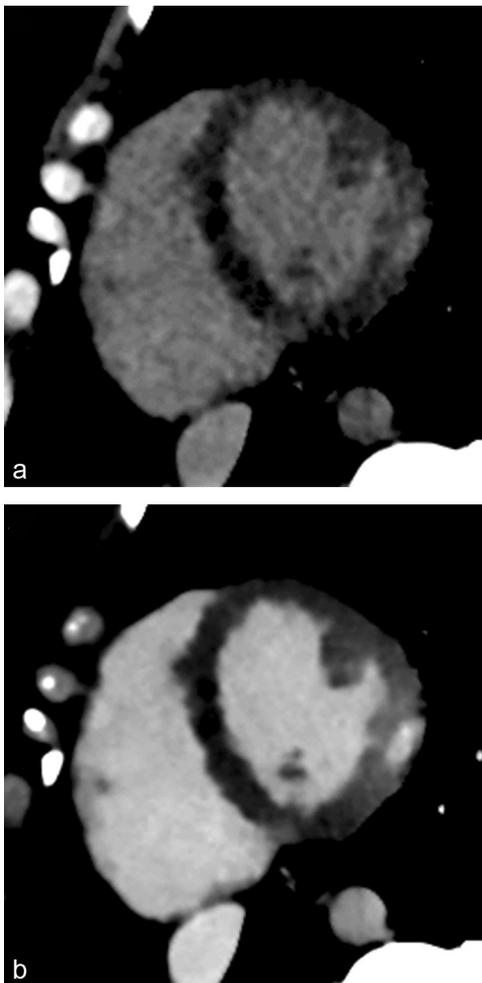


Figure 5. Patient présentant une douleur thoracique avec élévation importante de la troponine ultrasensible à 4000 ng/L. Prise de contraste sous-épicaudique de la paroi libre du ventricule gauche témoignant d'une myocardite. On note l'augmentation nette du rapport contraste à bruit entre les zones saines et pathologiques entre l'image à 70 keV (a) et l'image à 40 keV (b) (CNR à 7,1 et 17, respectivement).

#### Imagerie 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 [6] (Fig. 5). 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 intrastent, à partir de 80 keV [10].

#### Imagerie du syndrome aortique

Le diagnostic d'hématome intramural, 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

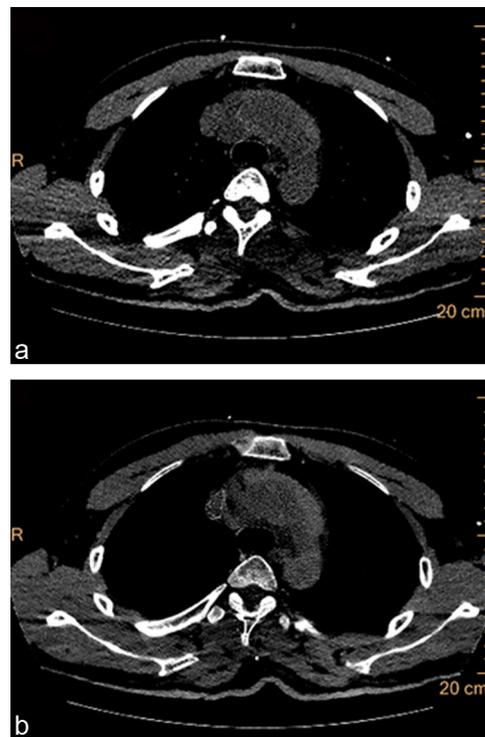


Figure 6. Patient présentant un hématome intramural diagnostiqué grâce à l'imagerie sans contraste non injectée (a). Cependant, l'analyse de l'image virtuellement sans contraste sur l'acquisition injectée (b) met en évidence avec les mêmes performances le croissant hyperdense aortique, remettant en question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



hyperdense directement à partir de l'acquisition artérielle (Fig. 6) en objectivant l'hyperdensité du sang coagulé constituant l'hématome intramural.

## Imagerie cérébrale

### Différenciation entre saignement et rehaussement iodé

Une question fréquemment posée en imagerie cérébrovasculaire après thrombectomie mécanique ou thrombolyse est la différenciation entre iode intracérébral résiduel témoignant d'une rupture de la barrière hématoencéphalique et remaniements hémorragiques. La discrimination spectrale entre ces deux 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 [11]. 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 (Fig. 7).

## Imagerie thoracique

### Embolie pulmonaire aiguë

Le diagnostic d'embolie pulmonaire en TDM conventionnelle est simple en cas de thrombus proximal au sein de l'arbre artériel pulmonaire (Fig. 8). 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

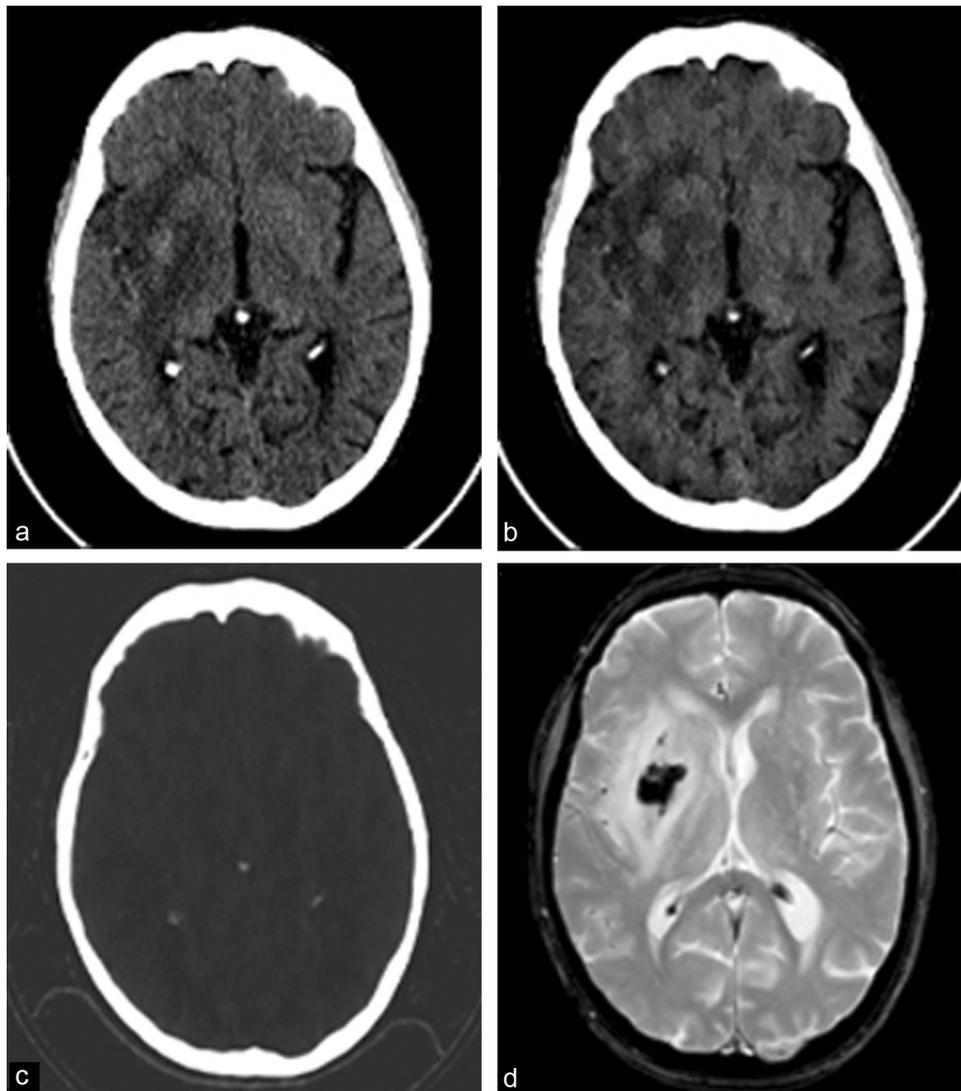


Figure 7. Contrôle à J1 après thrombectomie cérébrale dans le territoire sylvien droit, avec visualisation sur l'imagerie conventionnelle d'une hyperdensité spontanée lenticulaire (a), apparaissant en hyperdensité sur l'image virtuellement sans contraste (b), et non visualisable sur l'image d'iode (c)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

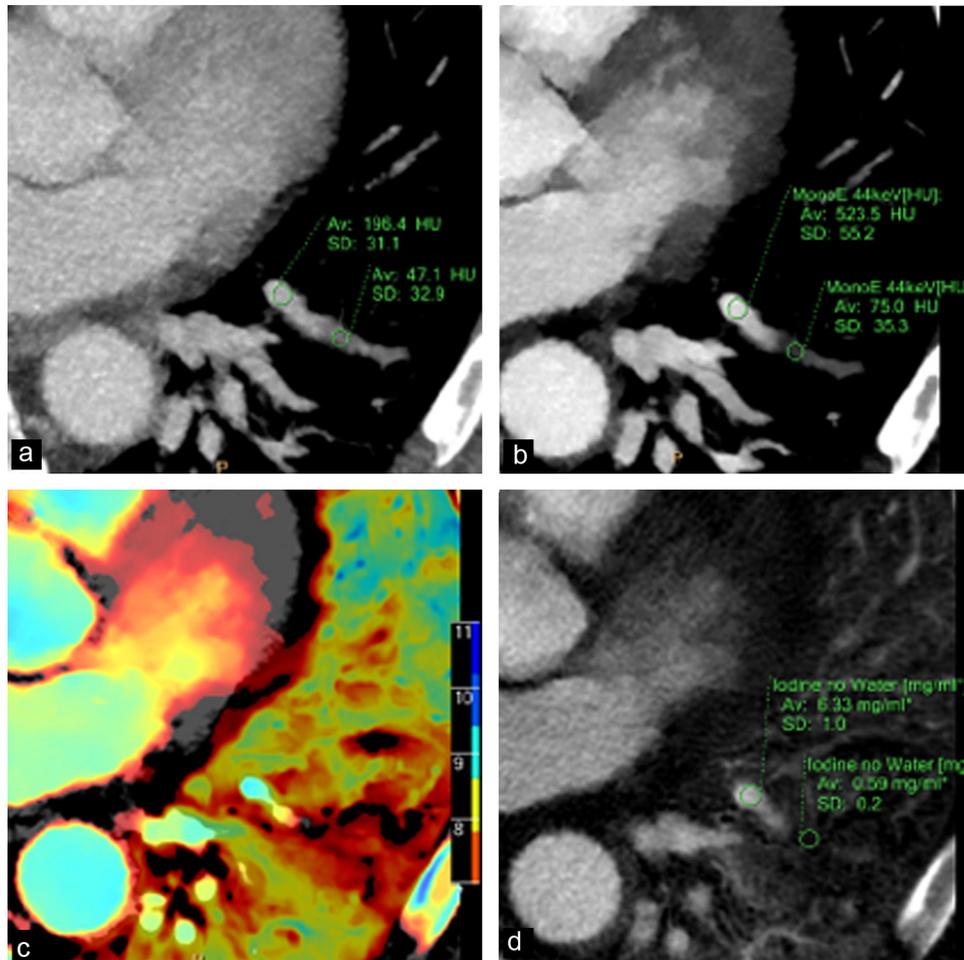


Figure 8. Embolie pulmonaire sous-segmentaire non diagnostiquée sur les images conventionnelles (a), mais visible sur images spectrales (b, c, d) : le défaut de perfusion visible sur l'imagerie Zeffectif (c) comme sur les images d'iode (d) incite en effet à rechercher un thrombus artériel pulmonaire, finalement mis en évidence sur les images à basse monoénergie (b).

par rapport au passage du bolus). La TDM double énergie a trois avantages majeurs par rapport au scanner conventionnel dans ces situations :

- 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 ;
- ces images permettent de rattraper un examen sub-optimal avec un temps d'opacification peu satisfaisant ;
- les images d'iode et Z effectif permettent de mettre en évidence de manière équivalente à la scintigraphie les défauts de perfusion [12] (Fig. 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 pulmonaire [13]. Il faut noter qu'il existe l'absence possible de défaut de perfusion, en cas de thrombus partiellement occlusif [14].

### **Hypertension pulmonaire d'origine thromboembolique (HTP)**

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 cartographies 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 (Fig. 9). De plus, il a été montré que la quantification de ces défauts de perfusion corrélait avec l'évaluation scintigraphique de perfusion et avec les pressions artérielles mesurées lors du cathétérisme droit, permettant ainsi un bilan diagnostique complet non invasif [13,15–17].

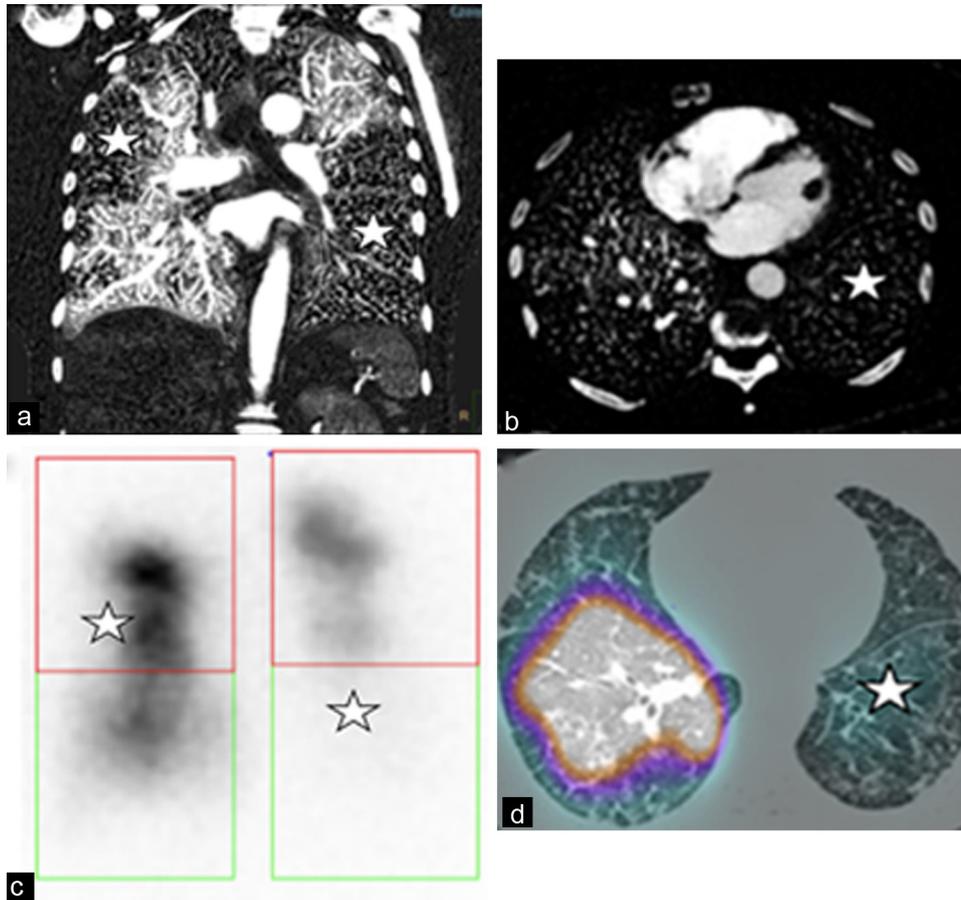


Figure 9. Patientte présentant une HTP postembolique évaluée en TDM double énergie et scintigraphie de perfusion réalisée en tomoscintigraphie par émission monophotonique couplée à la TDM. La visualisation des défauts de perfusion (étoile) est superposable entre l'imagerie d'iode (a : coupe épaisse coronale, b : coupe fine axiale) et de TEMP-TDM (c : reconstruction planaire coronale, d : fusion TEMP-TDM coupe axiale).

## Imagerie abdominopelvienne

### 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 par rapport à une autre [18] (Fig. 10). Ainsi, les protocoles d'acquisition peuvent être écourtés, avec suppression de la phase sans contraste et des phases tardives.

### 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 exemple, les calculs d'acide urique seront principalement traités par alcalinisation des urines [19] alors que les autres calculs nécessiteront une procédure interventionnelle. Il faut

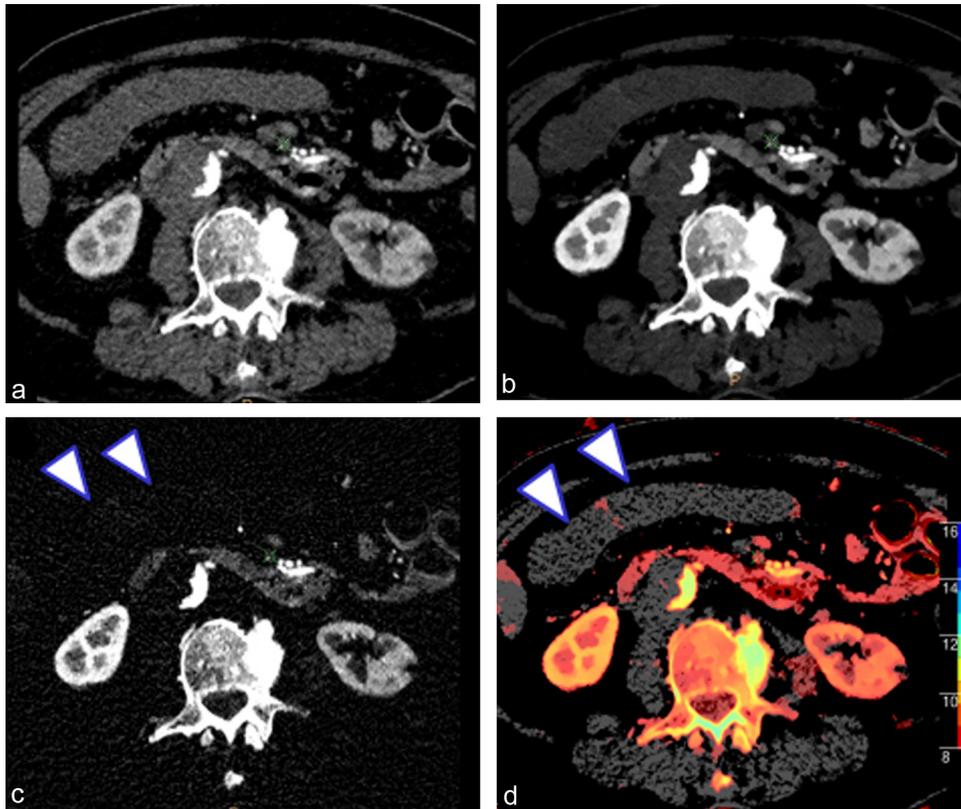


Figure 10. Dissection aortique présentant une extension à l'aorte mésentérique supérieure visualisée au temps artériel. L'analyse du rehaussement des anses digestives est très difficile sur les images conventionnelles (a) au temps artériel alors qu'elle est bien visible sur les images spectrales VME 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.

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 apparaîtra hyperdense en VSC, tandis qu'un kyste avec des végétations rehaussées apparaîtra hypodense (Fig. 11). Inversement, une hyperdensité sur l'image spécifique d'iode sera en faveur d'une lésion maligne [20].

#### Imagerie ostéoarticulaire

##### 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 deux matériaux (calcium/urate de sodium) avec des performances hautement élevées : sensibilité et spécificité à 100 % pour le diagnostic du tophus de la goutte [21]. 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) [22]. Enfin, l'utilisation des images monoénergétiques à haute énergie, réduisant les artefacts 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...).

#### Bilan oncologique

D'une façon générale en oncologie, l'emploi des images monoénergétiques 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. L'emploi des cartographies d'iode et de l'imagerie de perfusion

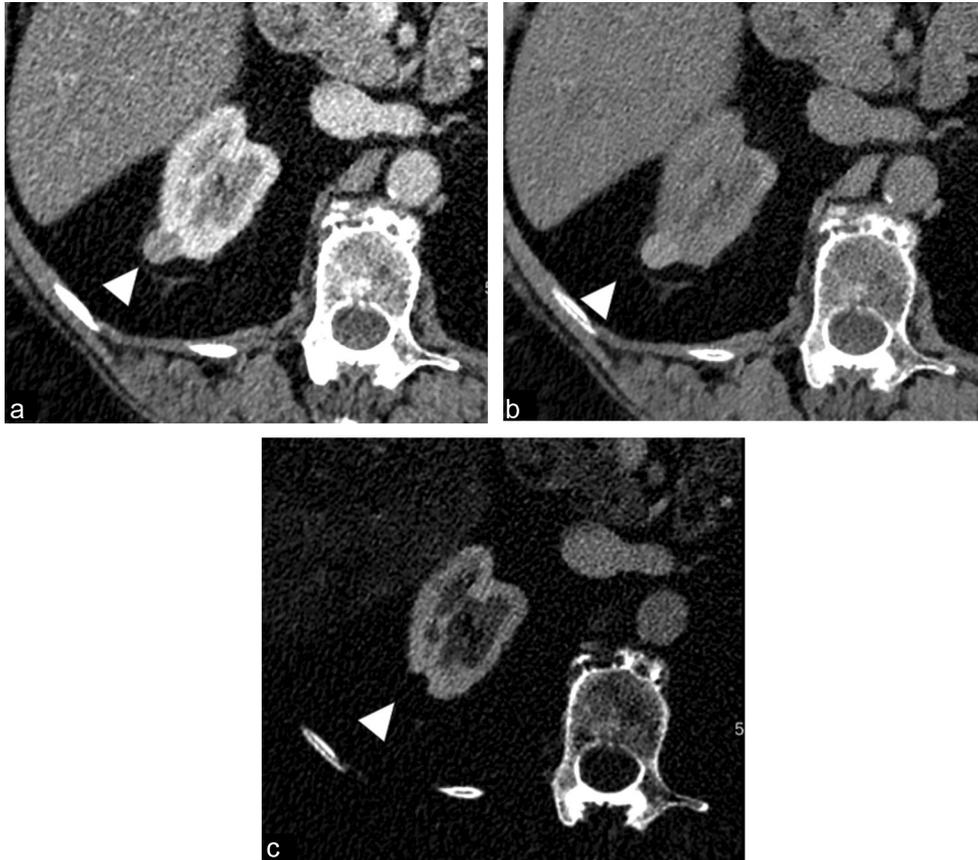


Figure 11. Lésion rénale dense sur le temps portal non évaluable en TDM conventionnelle (a), hyperdense sur l'image virtuellement sans contraste (b), sans signal sur l'imagerie d'iode (c) en faveur d'un kyste hémorragique.

permet de quantifier la perméabilité tumorale et la néoangiogénèse et pourrait représenter un marqueur de suivi de l'efficacité thérapeutique notamment en ce qui concerne les médicaments à visée anti-angiogénique [23] (Fig. 12).

Enfin il semble par exemple exister une corrélation entre la concentration en iode et la valeur de fixation normalisée en TEP-TDM ainsi qu'avec le type histologique des cancers pulmonaires, plus particulièrement pour les cancers pulmonaires de type non à petites cellules [24].

### 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 conventionnelles. 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 MULTIÉNERGIE

La TDM multiénergie 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

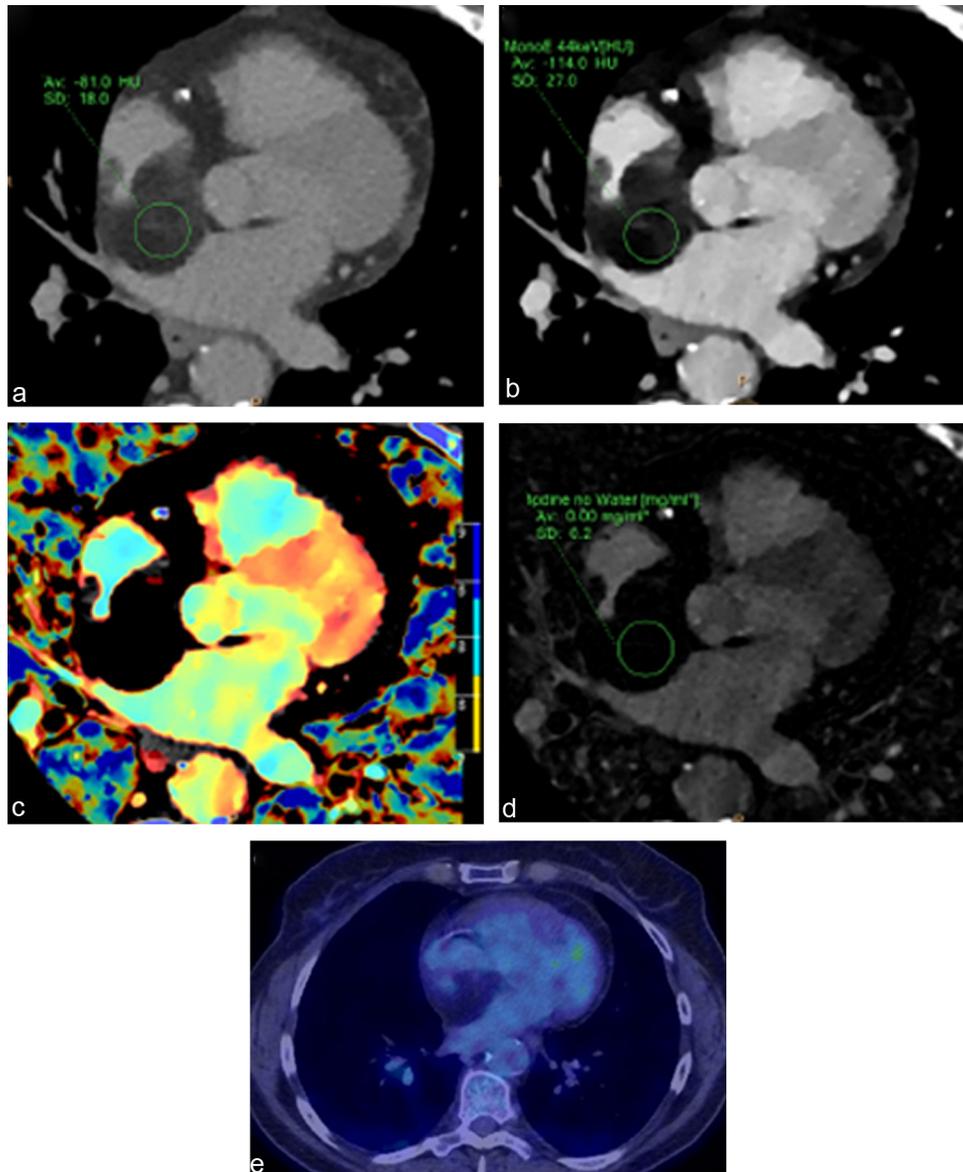


Figure 12. Lésion infiltrant le septum interauriculaire. Les résultats de l'imagerie spectrale montraient une lésion tissulaire de nature adipeuse, avec une quantification strictement nulle de la concentration d'iode à 3 minutes après injection, corrélant avec l'absence de prise de contraste en TEP-TDM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

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  $\mu\text{m}$ .

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 (Fig. 13) [25]. 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.

Les premiers résultats in vivo en oncologie et en imagerie cardiovasculaire 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 [26,27], mais aussi de



nouveaux agents comme des nanoéléments marqués à l'or, au gadolinium ou au baryum [28,29] (Fig. 14). Cela ouvre la voie au développement de nouveaux 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 TEP-TDM par exemple.

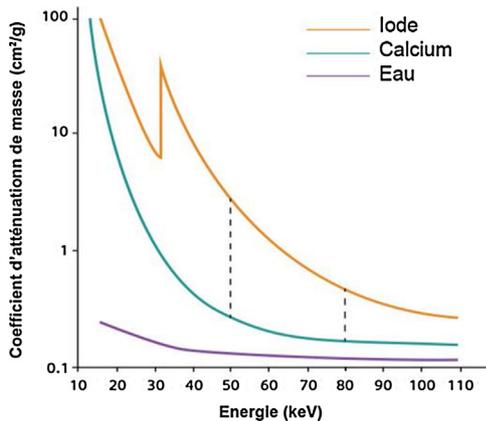


Figure 13. Représentation du profil d'atténuation de trois éléments (iode, calcium et eau) de signature spectrale très différente. Le profil d'atténuation de l'iode met en évidence l'effet k-edge, c'est-à-dire l'absorption brutale et importante à énergie proche de celle de liaison des électrons de la couche K au noyau de l'atome d'iode (k-edge = 33,3 keV).

## 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 TDM à comptage photonique qui vont encore améliorer la résolution spatiale et spectrale des images tomodensitométriques.

## Déclaration de liens d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts. Ce travail a été supporté par le projet d'Union Européenne Horizon H2020 No 643694 et par France Life Imaging (FLI).

## RÉFÉRENCES

- [1] Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR* 2012;199:S3–8.
- [2] Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol* 1976;21:733–44.
- [3] Delesalle M-A, Pontana F, Duhamel A, Faivre J-B, Flohr T, Tacelli N, et al. Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT. *Radiology* 2013;267:256–66.
- [4] van Hamersvelt RW, Eijvoogel NG, Muhl C, de Jong PA, Schilham AMR, Buls N, 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;34:1265–75.
- [5] Martin SS, Albrecht MH, Wichmann JL, Hüser K, Scholtz J-E, Booz C, et al. Value of a noise-optimized virtual monoenergetic reconstruction technique in dual-energy CT for planning of transcatheter aortic valve replacement. *Eur Radiol* 2017;27:705–14.

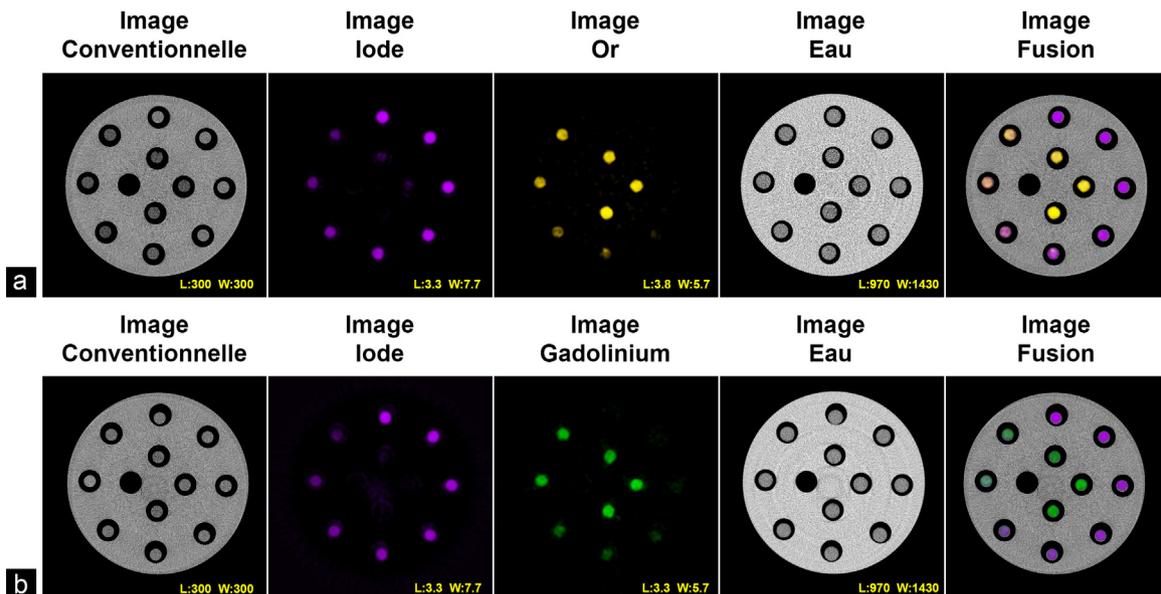


Figure 14. Discrimination spectrale du couple or/gadolinium, iode/or et iode/gadolinium basée sur le procédé de décomposition en matériaux grâce à l'imagerie spectrale multiénergie.



- [6] Rajiah P, Abbara S, Halliburton SS. Spectral detector CT for cardiovascular applications. *Diagn Interv Radiol Ank Turk* 2017;23:187–93.
- [7] Dubourg B, Caudron J, Lestrat J-P, Bubenheim M, Lefebvre V, Godin M, et al. Single-source dual-energy CT angiography with reduced iodine load in patients referred for aortoiliac femoral evaluation before transcatheter aortic valve implantation: impact on image quality and radiation dose. *Eur Radiol* 2014;24:2659–68.
- [8] Martin SS, Wichmann JL, Scholtz J-E, Leithner D, D'Angelo T, Weyer H, et al. Noise-optimized virtual monoenergetic dual-energy CT improves diagnostic accuracy for the detection of active arterial bleeding of the abdomen. *JVIR* 2017;28:1257–66.
- [9] Martin SS, Wichmann JL, Weyer H, Scholtz J-E, Leithner D, Spandorfer A, et al. Endoleaks after endovascular aortic aneurysm repair: Improved detection with noise-optimized virtual monoenergetic dual-energy CT. *Eur J Radiol* 2017;94:125–32.
- [10] Hickethier T, Baeßler B, Kroeger JR, Doerner J, Pahn G, Maintz D, et al. Monoenergetic reconstructions for imaging of coronary artery stents using spectral detector CT: In-vitro experience and comparison to conventional images. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2017;11:33–9.
- [11] Tijssen MPM, Hofman PM, Stadler AR, van Zwam W, de Graaf R, van Oostenbrugge RJ. The role of dual energy CT in differentiating between brain haemorrhage and contrast medium after mechanical revascularisation in acute ischaemic stroke. *Eur Radiol* 2014;24:834–40.
- [12] Bae K, Jeon KN, Cho SB, Park SE, Moon JI, Baek HJ, 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* 2018;210:734–41.
- [13] Takagi H, Ota H, Sugimura K, Otani K, Tominaga J, Aoki T, et al. Dual-energy CT to estimate clinical severity of chronic thromboembolic pulmonary hypertension: comparison with invasive right heart catheterization. *Eur J Radiol* 2016;85:1574–80.
- [14] 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;33:2039–47.
- [15] 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* 2017;32:43–9.
- [16] Nakazawa T, Watanabe Y, Hori Y, Kiso K, Higashi M, Itoh 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* 2011;35:590–5.
- [17] Koike H, Sueyoshi E, Sakamoto I, Uetani M, Nakata T, Maemura K. Quantification of lung perfusion blood volume (lung PBV) by dual-energy CT in patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension (CTEPH) before and after balloon pulmonary angioplasty (BPA): Preliminary results. *Eur J Radiol* 2016;85:1607–12.
- [18] Darras KE, McLaughlin PD, Kang H, Black B, Walshe T, Chang SD, et al. Virtual monoenergetic reconstruction of contrast-enhanced dual energy CT at 70keV maximizes mural enhancement in acute small bowel obstruction. *Eur J Radiol* 2016;85:950–6.
- [19] Graser A, Johnson TRC, Bader M, Staehler M, Haseke N, Nikolaou K, et al. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol* 2008;43:112–9.
- [20] Graser A, Johnson TRC, Hecht EM, Becker CR, Leidecker C, Staehler M, et al. Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology* 2009;252:433–40.
- [21] Choi HK, Al-Arfaj AM, Eftekhari A, Munk PL, Shojania K, Reid G, et al. Dual energy computed tomography in tophaceous gout. *Ann Rheum Dis* 2009;68:1609–12.
- [22] Kosmala A, Weng AM, Heidemeier A, Krauss B, Knop S, Bley TA, et al. Multiple myeloma and dual-energy CT: diagnostic accuracy of virtual noncalcium technique for detection of bone marrow infiltration of the spine and pelvis. *Radiology* 2018;286:205–13.
- [23] Baxa J, Matouskova T, Krakorova G, Schmidt B, Flohr T, Sedlmair M, 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* 2016;26:2828–36.
- [24] Schmid-Bindert G, Henzler T, Chu TQ, Meyer M, Nance JW, Schoepf UJ, 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* 2012;22:93–103.
- [25] Si-Mohamed S, Bar-Ness D, Sigovan M, Tatar-Leitman V, Cormode DP, Naha PC, et al. Multicolour imaging with spectral photon-counting CT: a phantom study. *Eur Radiol Exp* 2018;2:34.
- [26] Si-Mohamed S, Bar-Ness D, Sigovan M, Cormode DP, Coulon P, Coche E, et al. Review of an initial experience with an experimental spectral photon-counting computed tomography system. *Nucl Instrum Methods Phys Res* 2017;873:27–35.
- [27] Si-Mohamed S, Thivolet A, Bonnot P-E, Bar-Ness D, Képénékian V, Cormode DP, 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;53:629–39.
- [28] Si-Mohamed S, Cormode DP, Bar-Ness D, Sigovan M, Naha PC, Langlois J-B, et al. Evaluation of spectral photon counting computed tomography K-edge imaging for determination of gold nanoparticle biodistribution in vivo. *Nanoscale* 2017;9:18246–57.
- [29] Cormode DP, Si-Mohamed S, Bar-Ness D, Sigovan M, Naha PC, Balegamire J, et al. Multicolor spectral photon-counting computed tomography: in vivo dual contrast imaging with a high count rate scanner. *Sci Rep* 2017;7:4784.