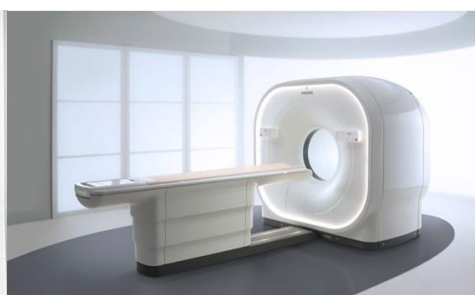




GT RADIOPROTECTION  
MEDECINE NUCLEAIRE

# GUIDE DU BON USAGE DE LA TDM EN MEDECINE NUCLEAIRE



**Version SFMN V1.0 du 24/05/2018**

## Table des matières

<b>PREFACE.....</b>	<b>6</b>
<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>10</b>
<b>I. RAPPELS PHYSIQUES ET OUTILS D’OPTIMISATION DE LA QUALITE IMAGE ET DE LA DOSE.....</b>	<b>14</b>
1. Rappels physiques et instrumentation .....	14
2. Optimisation en pratique, spécificités des outils industriels.....	22
<b>II. PRISE EN COMPTE DU CONTEXTE CLINIQUE .....</b>	<b>40</b>
<b>III. ILLUSTRATIONS PRATIQUES.....</b>	<b>46</b>
III.1. ONCOLOGIE .....	48
III. 2 OSTÉO-ARTICULAIRE .....	76
III.3. PNEUMOLOGIE (EMBOLE PULMONAIRE).....	108
III.4. ENDOCRINOLOGIE.....	122
III.5. NEUROLOGIE .....	142
III.6. CARDIOLOGIE .....	150
III.7. PEDIATRIE .....	168
III. 8. PRODUITS DE CONTRASTE IODÉS (PCI).....	190
III.9. PIÈGES ET ARTEFACTS / TRUCS ET ASTUCES .....	212
III.10. ASPECTS PRATIQUES ET RÉGLEMENTAIRES .....	226
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>236</b>
<b>ANNEXE: TABLEAU DE SYNTHESE CLINIQUE .....</b>	<b>240</b>

## **CONTRIBUTEURS**

BONARDEL Gérald, Médecin nucléaire, Centre Cardiologique du Nord, Saint-Denis

Coordonnateur, Responsable de la rédaction

D'ESTANQUE Emmanuel, Médecin nucléaire, CHU de Nîmes, Nîmes

ERRA Benoît, Médecin nucléaire, CHU de Tours, Tours

ETARD Cécile, Physicien médical, IRSN, Fontenay-Aux-Roses

FAYARD Nadège, Radiopharmacien, ASN, Montrouge

HABERT Marie-Odile, Médecin nucléaire, CHU Pitié-Salpêtrière, Paris

HAPDEY Sébastien, Physicien médical, Centre Henri Becquerel, Rouen

HINDIE Elif, Médecin nucléaire, CHU Pellegrin, Bordeaux

HYAFIL Fabien, Médecin nucléaire, CHU Bichat, Paris

LABRIOLLE VAYLET Claire, Médecin nucléaire, CHU Trousseau, Paris

LAIREZ Olivier, Médecin nucléaire, CHU Rangueil, Toulouse

LEROUX Pierre-Yves, Médecin nucléaire, Brest

OLIVIER Pierre, Médecin nucléaire, CHU de Nancy, Nancy

QUENEAU Mathieu, Médecin nucléaire, Centre Cardiologique du Nord, Saint-Denis

RUST Edmond, Médecin nucléaire, Clinique du Diaconat, Mulhouse

SEBAN Romain, Médecin nucléaire, Institut Gustave Roussy, Villejuif

SIBILLE Louis, Médecin nucléaire, CHU de Nîmes, Nîmes

SORET Marine, Physicien médical, CHU Pitié-Salpêtrière, Paris

WARTSKI Myriam, Médecin nucléaire, CHU Cochin, Paris

## **Relecteurs**

BARRAU Corinne, Physicien médical, CHU de Nîmes, Nîmes

SOUSSAN Michael, Médecin nucléaire, CHU Avicenne, Bobigny

## **LEXIQUE DES ABREVIATIONS**

TEP: Tomographie par Emission de Positons / Tomographie par Emission de Positons

TEMP: Tomographie d'Emission MonoPhotonique / Tomographe d'Emission MonoPhotonique

PET: Positron Emission Tomography (TEP en anglais)

SPECT: Single Photon Emission Tomography (TEMP)

TDM: Tomodensitométrie / Tomodensitomètre (Scanner X)

CT: Computed Tomography (TDM ou scanner X)

PET/CT: TEP/TDM

SPECT/CT: TEMP/TDM

IRM: Imagerie par Résonance Magnétique

TAP: Exploration Thorax-Abdomen-Pelvis

kV: kilo-volt

mA: milli-ampere

mAs: milli-ampere-seconde

FOV: Field of View (Champ de vue)

PDL: Produit Dose Longueur

DLP: Dose Length Product (PDL)

IDSV: Indice de dose scanographique volumique

CTDI: Computed Tomography Dose Index (IDSV)

FDG: 18F-Fluorodesoxyglucose

Gy: Gray

MIP: Maximum Intensity Projection

MN: Médecine Nucléaire

ASN: Autorité de Sureté Nucléaire

IRSN: Institut de Radioprotection et de Sureté Nucléaire



## **PREFACE**

Je vous invite à lire avec attention cet excellent ouvrage qui, par ses messages, remettra en question des certitudes établies. Ce travail, réalisé sous l'égide et le contrôle du groupe de travail pluridisciplinaire de radioprotection traite de l'utilisation de la TDM, en médecine nucléaire. Depuis plus de 15 ans, la multimodalité TEP-TDM et plus récemment la TEMP-TDM fait partie de notre exercice quotidien. Tous les médecins nucléaires ont ainsi intégré lors de leur interprétation, la lecture des informations morphologiques produites par une TDM. Cependant, chacun, ici, avouera son sentiment de frustration lorsque le TDM est paramétré de manière à délivrer de "trop faibles doses" fournissant des images de qualité très critiquables et ne permettant pas d'utiliser de manière optimale l'outil mis à notre disposition.

Mais alors, comment optimiser les paramètres d'acquisition de la TDM pour améliorer la pertinence des informations biologiques provenant de la scintigraphie ou, plus globalement, pour répondre de manière plus pertinente aux attentes des cliniciens demandeurs ? Pour quelles indications ? Ce document apporte une réponse précise et construite à ces questions. C'est ainsi un véritable ouvrage de formation qui saura guider le lecteur dans sa pratique quotidienne. C'est aussi, par ailleurs, une œuvre innovante et anticipatrice grâce à laquelle, le lecteur pourra aisément imaginer son exercice futur.

Le premier chapitre propose au lecteur un rappel des principes physiques qui sont à l'origine de la production de l'image TDM. Il insiste surtout, et de manière très pédagogique, sur les paramètres d'acquisition qui influencent la qualité de l'image et la dose reçue par le patient. La fin du chapitre énumère les différentes solutions techniques, choisies par les constructeurs afin d'optimiser les acquisitions. Ce chapitre constitue ainsi une véritable référence sur laquelle le lecteur pourra s'appuyer.

La lecture du second chapitre requiert la plus grande attention. Cinq niveaux d'utilisation de la TDM en médecine nucléaire sont définis, de l'absence de TDM (niveau zéro), à la réalisation d'un examen TDM en conditions radiologiques (niveau quatre). Cette affirmation est sans appel, totalement assumée. Le contexte clinique peut justifier, et justifie souvent, la réalisation, en médecine nucléaire, d'une TDM de qualité diagnostique de niveau 3 ou 4. C'est ici une avancée notable qui traduit une évolution de notre spécialité et de notre pratique. Cela suppose de la part de nos services, une maîtrise complète de l'outil TDM : l'adaptation des paramètres d'acquisition et/ou de reconstruction et injection de produits de contraste en fonction de la question clinique posée. L'information principale reste celle fournie par le radiopharmaceutique. Elle sera cependant interprétée avec d'autant plus de justesse et de finesse que le médecin nucléaire aura pu intégrer

des données morphologiques de qualité. Je rejoins aussi les auteurs sur l'obligation, désormais réglementaire, de justifier dans le compte-rendu, non seulement des modalités de réalisation de la scintigraphie mais également celles de la TDM.

Le troisième chapitre répond à une question majeure : quelle TDM pour quelle indication de médecine nucléaire ? Deux domaines sont abordés en particulier : l'oncologie et les pathologies ostéoarticulaires. Pour le premier, la TDM réalisée lors de l'examen TEP doit être dans la grande majorité des cas au minimum de niveau 3 (qualité diagnostique basse dose / sémiologie radiologique). Des exemples de protocole d'acquisition en fonction des localisations tumorales et de l'indication clinique guideront chaque praticien dans son propre exercice. Le lecteur trouvera également des éléments très pertinents sur la réalisation des TDM lors des scintigraphies des récepteurs à la somatostatine ou lors du repérage du ganglion sentinelle. Les explorations ostéoarticulaires par TEMP TDM requièrent le plus souvent des acquisitions TDM de niveau 3. Des exemples de protocoles d'acquisition et reconstruction optimisés, par exemple en présence de matériel métallique, sont proposés au lecteur. Ces mêmes informations sont disponibles pour l'exploration de l'embolie pulmonaire, et les pathologies les plus souvent rencontrées en neurologie, cardiologie et endocrinologie nucléaire. Une partie qui a particulièrement attiré mon attention est celle consacrée à la pédiatrie nucléaire. Le lecteur sera informé du niveau de TDM et des spécificités d'acquisition liées à l'âge bien sûr pour l'exploration des tumeurs cancéreuses mais aussi pour l'exploration de pathologies bénignes comme la recherche de spondylolisthésis ou dysplasie osseuse.

Toutes ces indications et ces domaines sont illustrés par des cas agrémentés d'une iconographie de haute qualité. Le contexte clinique et les paramètres d'acquisition sont listés avec le même formalisme, toujours suivis de commentaires très pertinents.

Un chapitre entier est consacré à l'utilisation des produits de contraste iodés. Les mécanismes d'action, les toxicités et leur prise en charge sont rapportés. Des protocoles d'acquisition avec injection de produit de contraste sont proposés en fonction de la localisation des pathologies explorées.

Cet ouvrage répond à plusieurs objectifs : un objectif de formation scientifique d'abord par la qualité des informations apportées par exemple, sur les principes physiques de la TDM. Un objectif de formation pratique qui est aussi remarquable par les exemples des protocoles d'acquisition et que chacun saura intégrer dans ses propres procédures. Il replace surtout la TDM dans le contexte de l'exercice du médecin nucléaire moderne et nous amène à nous interroger sur le futur de notre spécialité. La médecine nucléaire reste une spécialité d'avenir qui s'appuie avant tout sur le



développement de nouveaux radiopharmaceutiques diagnostiques ou thérapeutiques. Cependant, le médecin nucléaire du 21e siècle se doit de maîtriser l'ensemble des outils qui lui sont offerts. Certains des éléments ou des idées neuves figurant dans ce document feront peut-être débat, mais, peu importe car le train est en marche, « the show must go on » ! Un ouvrage à distribuer dans tous les services ! Un ouvrage dont les enjeux se devront de trouver une résonance chez tous.

Pr. Florent CACHIN

Président de la SFMN



## INTRODUCTION

L'imagerie hybride correspond en médecine nucléaire à l'évolution technologique des caméras de détection qui sont désormais très souvent couplées à un dispositif d'imagerie anatomique, essentiellement tomодensitométrique (les appareils couplés à une IRM étant pour l'instant très peu nombreux sur le territoire et cantonnés à de rares centres de recherche ou hospitalo-universitaires).

Dans le courant des années 2000, les Tomographes par Emission de Positons (TEP) et les gamma-caméra ou Tomographes par Emission Mono-Photonique (TEMP) ont été progressivement couplés à des TDM, forme mature des techniques scintigraphiques permettant d'apporter dans une seule procédure d'imagerie des informations fonctionnelles, biologiques ou métaboliques d'une part et anatomiques d'autre part.

Il peut être utile de rappeler que le suffixe "scan" utilisé en terminologie anglaise ne fait pas référence au scanner X mais à l'ensemble de l'imagerie en coupes. Ainsi la TDM prend-elle le nom en anglais de CTscan, la TEP celui de Petscan et la TEP-TDM celui de PET-CTscan. Tous les autres termes, abréviations et acronymes qui ont pu être utilisés et tout particulièrement les termes anglais ou mixant français et anglais (scinti, scintiscan, SPECT, SPECT-CT, TEMP-CT, PET, PETscan, PET-CT, CT-PET, TEP-CT, TEPscan, PET-MRI, PET-IRM, TEP-MRI, morphoTEP, tepographe, caméra à positons etc...) ne sont pas recommandés et ne devraient pas être employés. Cependant, bien que l'utilisation de la terminologie française soit recommandée (TEP, TEP-TDM, TEP-scanner, TEMP, TEMP-TDM etc...), les acronymes anglais ou franglais sont malheureusement souvent employés par un grand nombre de personnes.

Toujours d'un point de vue sémantique, il est rappelé que le terme "diagnostique" en imagerie n'est pas synonyme et ne doit pas être amalgamé avec l'expression "en conditions radiologiques". Tout examen de médecine nucléaire, couplé ou non à un TDM, et pour ce dernier, indépendamment de ses paramètres techniques, est un examen diagnostique, le TDM pouvant dans certains cas être utilisé en conditions radiologiques, les caractérisations précises d'un point de vue technique concernant cette appellation n'étant pas clairement définies.

De même, le terme d'optimisation peut prendre plusieurs significations en fonction du contexte. En radioprotection, il est associé à la notion de processus de diminution de dose à qualité diagnostique égale. En imagerie, il pourra être utilisé pour signifier l'amélioration de la qualité de l'image afin d'augmenter les performances diagnostiques d'un examen. Dans ce guide, on considérera que le terme d'optimisation des procédures tomодensitométriques consiste à améliorer la qualité image à moindre coût dosimétrique.

Initialement conçus comme de simples dispositifs de correction d'atténuation, il est très vite apparu que l'information tomodensitométrique pouvait également être utilisée pour le repérage anatomique des anomalies scintigraphiques sous-jacentes, mais aussi pour l'analyse des informations radiologiques présentes dans l'examen à hauteur du protocole d'imagerie utilisé, ce dernier pouvant aller, en fonction du contexte clinique et du médecin en charge de l'examen, jusqu'à un authentique examen "full diagnostic" ou "one-stop shop", entendre par ces anglicismes la possibilité de tirer le maximum des informations diagnostiques des appareils couplés. Quel que soit le niveau d'utilisation du scanner dans le cadre des examens scintigraphiques, l'apport diagnostique de la TDM couplée est désormais parfaitement démontré et admis pour un grand nombre de situations cliniques en augmentant de manière très significative à la fois la sensibilité et la spécificité des examens avec un impact clinique d'aval et un bénéfice médical considérable. Ainsi, cette révolution diagnostique explique que désormais la quasi-totalité des appareils de TEP du territoire sont des TEP-TDM (à l'exception des rares TEP-IRM) et qu'en ce qui concerne la TEMP, des pans entiers de l'imagerie scintigraphique se conçoivent de moins en moins sans le scanner.

En parallèle de la révolution médicale qu'a constituée cette évolution technologique, la seconde conséquence majeure de ces appareils hybrides est d'ordre dosimétrique, la dose au patient engendrée par l'irradiation X couplée pouvant représenter jusqu'à 70% de la dose efficace en fonction de la procédure d'imagerie utilisée. Même si les procédures d'imagerie nucléaire demeurent des procédures restant strictement dans le domaine des faibles ou très faibles doses de rayonnements ionisants, l'adjonction de l'irradiation X à celle délivrée par le radionucléide incorporé dans le médicament radiopharmaceutique administré au patient, peut multiplier cette dernière par trois ou quatre pour une dose efficace cumulée pouvant atteindre 15 mSv en TEP-TDM par exemple.

A ce jour, il existe une certaine hétérogénéité des perceptions et des pratiques autour de l'imagerie hybride d'un praticien médecin nucléaire à l'autre, d'un service à l'autre, d'une région à l'autre, celle-ci étant multifactorielle intégrant le diplôme (les médecins et les non médecins), la formation initiale et continue de chacun, la génération (l'éternel fossé entre jeunes et moins jeunes !), la culture personnelle et locale, la "sous-spécialité" exercée quand c'est le cas (endocrinologie nucléaire, neurologie nucléaire, oncologie nucléaire, médecine nucléaire thérapeutique etc...), la perception individuelle de la dangerosité des rayonnements ionisants, l'environnement médical local et les rapports avec les radiologues, le type et la génération de matériel utilisé etc...

Faisant suite à une forte demande de la part des médecins nucléaires eux-mêmes mais également de l'autorité de sûreté nucléaire, ce guide est destiné à l'ensemble de la communauté de médecine nucléaire pour intégrer à la fois les aspects de radioprotection lié à la TDM couplée mais aussi ceux liés à la qualité de l'image tomodensitométrique attendue en fonction du contexte clinique.

Il s'agit avant tout d'un ouvrage collectif élaboré par de nombreux contributeurs médecins nucléaires ou physiciens médicaux exerçant dans diverses structures hospitalières publiques, universitaires ou non, et libérales. Il est placé sous l'égide et le contrôle du groupe de travail pluridisciplinaire de radioprotection en médecine nucléaire comprenant des médecins nucléaires mais également des physiciens médicaux, des radiopharmaciens, des manipulateurs en électroradiologie.

Une première partie est consacrée aux rappels physiques et instrumentation en TDM afin de présenter les différents paramètres définissant la qualité de l'image radiante et les différents outils d'optimisation de la dose.

La seconde partie rappelle la nécessité de prendre en compte les différentes situations cliniques susceptibles d'être rencontrées en TEP comme en TEMP pour mieux comprendre la grande hétérogénéité des pratiques s'expliquant par le pilotage différent des appareils hybrides en fonction du contexte, ce dernier pouvant aller de l'absence de scanner jusqu'à l'utilisation maximale de l'information TDM.

La troisième partie concerne des illustrations pratiques classées par sous-spécialités couvrant les domaines de l'oncologie, la pathologie ostéo-articulaire, la pneumologie, l'endocrinologie, la neurologie, la cardiologie, la pédiatrie, l'utilisation des produits de contraste iodés, la présentation de pièges et d'artéfacts assortis de trucs et astuces en rapport, et enfin quelques aspects pratiques et réglementaires.

Ce guide se veut essentiellement technique et pratique et son but principal est d'apporter des éléments de réponse concernant la réalisation des TDM en TEMP ou TEP intégrant en amont la justification du niveau de scanner utilisé allant, du niveau 0 au niveau 4, jusqu'à la réalisation pratique de ces derniers avec, pour chaque niveau, des exemples de double optimisation croisée relative à la qualité d'image et la dosimétrie. Il n'aborde pas les aspects propres à l'interprétation des examens à savoir, comment interpréter et qui interprète la partie TDM des examens de médecine nucléaire ; ces questions étant variables en fonction de la formation initiale et continue des médecins nucléaires et des pratiques de chaque centre.



# I. RAPPELS PHYSIQUES ET OUTILS D'OPTIMISATION DE LA QUALITE IMAGE ET DE LA DOSE

## 1. Rappels physiques et instrumentation

Le principe de la TDM repose sur la mesure de la transmission d'un faisceau de photons X par un patient. Cette transmission, si l'objet est homogène, est exprimée par l'équation :

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu L}$$

avec

I : intensité du rayonnement transmis

$I_0$  : intensité du rayonnement incident

$\mu$  : coefficient d'atténuation linéaire (en  $\text{cm}^{-1}$ )

L : l'épaisseur de l'objet en cm

La source de photons X est obtenue par un tube à rayons X constitué d'un générateur de haute tension (entre 70 kV et 140 kV) et d'un tube sous vide (cf. figure 1). Le tube est composé d'une cathode fortement chauffée, à partir de laquelle sont émis des électrons, accélérés par la haute tension afin de bombarder une anode constituée d'un matériau dense (tungstène). Une partie des électrons, à l'approche du noyau des atomes de tungstène, subissent des déviations électromagnétiques engendrant l'émission de photons X de freinage (bremsstrahlung). Il en résulte l'émission d'un faisceau de photons X, non focalisés et d'énergie variant entre 0 keV et la valeur de la tension accélératrice. L'énergie émise sous forme de photons de freinage représente environ 1% de l'énergie des électrons.

Le flux de photons émis en sortie de tube est directement proportionnel au nombre d'électrons émis, lui-même proportionnel aux milliampères (mA) appliqués au tube multiplié par le temps d'exposition (s). Des systèmes de modulation d'intensité sont proposés afin d'adapter le flux de photons à la morphologie du patient, ou à la géométrie d'acquisition.

La tension appliquée au tube (kV) détermine l'énergie du faisceau de photons. Plus le faisceau est énergétique, plus la proportion de photons transmis est importante (augmentation du signal enregistré sur les détecteurs), mais moins l'image finale est contrastée. Dans certaines applications, l'émission de rayons X peut se faire à 2 tensions différentes (par exemple 80 kV et 120 kV), les substances contenant des éléments à numéro atomique supérieur (calcium, fer, ...), subiront de plus grandes différences d'atténuation que les éléments à numéro atomique inférieur (tissus mous,

graisse). On pourra donc disposer d'informations complémentaires sur la composition tissulaire. Ces techniques d'imagerie spectrale ne sont pas encore utilisées en médecine nucléaire.

A la sortie du tube, 3 étapes sont nécessaires :

- une collimation primaire du faisceau afin de ne conserver que les photons se dirigeant vers les détecteurs et contribuant donc à la formation des images. Les détecteurs sont répartis sur un arc de cercle en regard du tube à rayons X, couvrant un secteur radial d'environ  $40^\circ$  ;
- l'application d'un filtre (0,2 à 2 mm de cuivre) pour absorber les photons dont l'énergie serait trop faible pour participer à la formation des images (photons totalement absorbés par les tissus ne contribuant qu'à la dose délivrée au patient) ;
- l'application d'un filtre « papillon » afin d'adapter le faisceau à la morphologie étudiée (crâne vs. TAP). Ce filtre atténue moins le faisceau au centre du champ de vue par rapport à la périphérie, d'où l'intérêt d'un bon centrage du patient au centre du champ de vue.

Lors de la traversée du patient, les faisceaux de rayons X subissent des interactions avec la matière se traduisant par une atténuation du faisceau. Cette atténuation peut être due soit à un effet photoélectrique au cours duquel le photon incident est absorbé, soit à une diffusion de ces photons avec ou sans perte d'énergie (diffusion Compton ou Rayleigh). Le type et l'amplitude des interactions dépendent à la fois de la densité électronique du milieu traversé et de l'énergie (kV) du photon incident. La diffusion est à l'origine d'un dépôt de dose en dehors de la zone explorée (cf figure 2).

Les photons transmis sont ensuite enregistrés par un ensemble de détecteurs couvrant un secteur donné (collimation du faisceau incident en éventail). La reconstruction des images tomodensitométrique « en coupe » nécessite que la source et les détecteurs, effectuent une rotation complète autour du patient afin de disposer d'un ensemble de « projections » obtenues selon  $360^\circ$  autour de cette coupe du patient.

Afin d'accélérer le temps d'acquisition, le mode hélicoïdal s'est imposé. Il combine une rotation de l'ensemble tube-détecteurs à une avancée du lit d'examen. Le pitch représente le rapport entre la largeur de détection (longueur explorée selon l'axe Z) et l'avancée de la table par rotation. Plus le pitch est élevé, plus l'hélice d'acquisition est étirée. Dans la même optique d'accélération des acquisitions, les TDM se sont vu dotés de plusieurs barrettes de détecteurs permettant l'enregistrement simultané de plusieurs coupes selon l'axe Z. Différentes épaisseurs de coupe sont accessibles par la combinaison de barrettes de détecteurs d'épaisseurs variables. A ce titre, une collimation secondaire au niveau des détecteurs est mise en œuvre afin de réduire le signal diffusé venant dégrader le signal utile reçu par les détecteurs. L'épaisseur de collimation élémentaire



choisie pour l'acquisition (ex : 16 x **0,6mm** ou 16 x **1,2mm**) va conditionner la résolution spatiale selon l'axe Z et donc la qualité image finale. Enfin, l'utilisation de scanner multicoupes, nécessite de débuter et de finir l'acquisition au-delà de la zone à explorer afin de disposer d'un jeu de données complet pour en permettre une reconstruction (overranging). Des systèmes de diaphragme glissant ont été proposés par les constructeurs afin de réduire l'exposition inutile des patients.

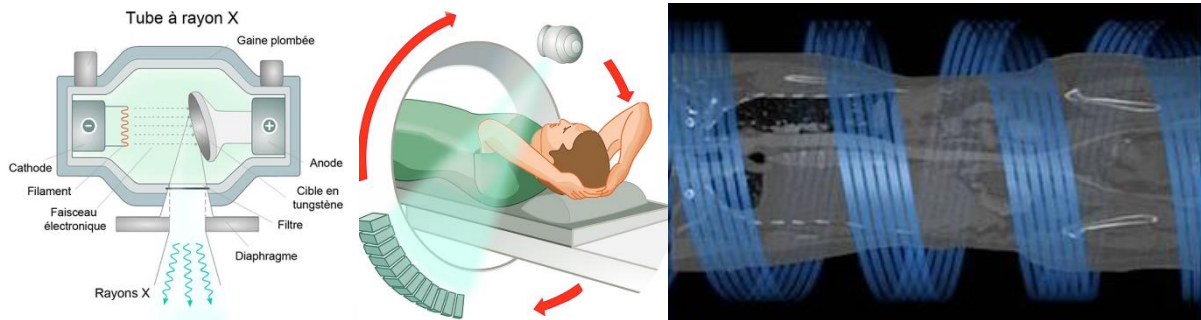


Figure 1 : schéma en coupe d'un tube à rayons X et principe d'acquisition des données par rotation du système tube-détecteur et translation du lit (Images CEA-I2BM; Siemens).

L'ensemble des données acquises lors d'une rotation est ensuite reconstruit pour disposer d'une image des coefficients d'atténuation  $\mu$  pour une ou plusieurs coupes de patient, en utilisant un algorithme de reconstruction tomographique. L'algorithme de reconstruction le plus couramment utilisé sur les TDM des systèmes hybrides est la rétroprojection des projections filtrée (souvent dénommée rétroprojection filtrée). Ces dernières années, à l'instar des algorithmes utilisés en scintigraphie, de nouveaux algorithmes algébriques itératifs régularisés sont apparus sur le marché. Ils s'avèrent être une bonne approche pour réduire significativement la dose en TDM sans dégrader la qualité des images par une réduction du bruit dans les images reconstruites. Ces algorithmes sont désormais accessibles sur les TDM utilisés en médecine nucléaire. Pour des raisons d'affichage, à l'issue de la reconstruction, les images sont normalisées par rapport à la valeur  $\mu$  de l'eau pour donner des images quantifiées en unité Hounsfield.

L'ensemble des éléments de la chaîne d'instrumentation présenté ici a une influence directe sur la qualité des images et la dose délivrée aux patients. La disponibilité d'un TDM dont l'ensemble des paramètres est accessible oblige à s'interroger sur le choix de ces paramètres dans le cadre d'une activité de médecine nucléaire. Ainsi, que l'examen TDM soit réalisé à visée de correction d'atténuation, de repérage anatomique des anomalies scintigraphiques sous-jacentes ou de diagnostic radiologique, il convient d'adapter les paramètres au contexte clinique. Depuis 2004, les TDM doivent indiquer un indice de dose scanner volume (IDSV ou CTDIvol en anglais) lors

de la préparation de l'examen. L'IDSV ne correspond pas à une dose aux organes, mais à la dose moyenne absorbée dans une coupe d'épaisseur 1cm, mesurée sur 2 fantômes de diamètre standardisé, compte-tenu des paramètres utilisés. Un faisceau de rayons X est majoritairement absorbé dans les premiers centimètres de patient. Du fait de l'acquisition en rotation, la dose est principalement délivrée en périphérie (de l'ordre de 2/3 de la dose). Pour tenir compte de cette répartition de dose, l'IDSV est obtenu en pondérant la dose mesurée en 5 points d'un fantôme acrylique de diamètre 16cm (équivalent tête) ou 32 cm (équivalent corps). Il est à noter que la chambre d'ionisation est une chambre de type crayon, de longueur 10 cm, permettant d'intégrer la dose déposée majoritairement par le rayonnement diffusé en avant et en arrière de la coupe acquise.

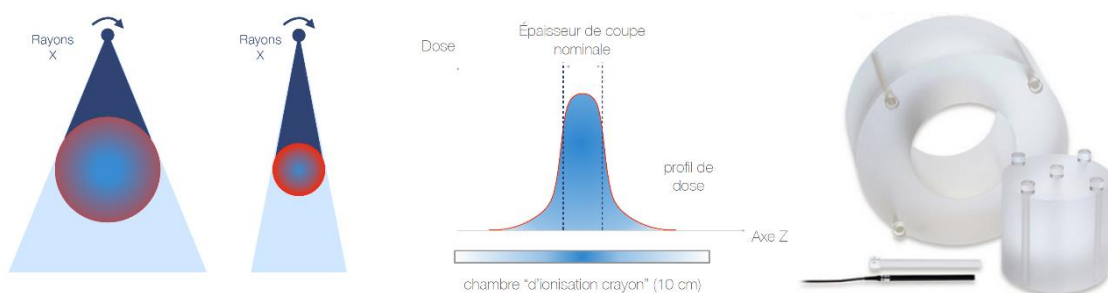


Figure 2 : répartition de la dose absorbée dans les plans transverse et axial (Images esprimed ; Orion France)

L'IDSV est un outil simple pour optimiser les paramètres d'acquisition, mais aussi pour comparer les TDM entre eux. Le PDL (produit dose longueur) aussi disponible sur les TDM est en première approximation égal au produit de l'IDSV par la longueur imagée. Ces 2 indices sont estimés par le tomodensitomètre à l'issue de l'acquisition en mode radio (« scout view », « topogramme » ou « survue » selon le constructeur), permettant ainsi d'ajuster les paramètres d'acquisition avant de réaliser l'acquisition hélicoïdale.

En termes de qualité d'image et dosimétrie, les paramètres TDM à considérer sont donc :

- le kilovoltage (kV) détermine l'énergie maximale du faisceau. La dose absorbée augmente avec le carré des kV. Une réduction des kV se traduira par un meilleur contraste des images, mais une augmentation significative du bruit par la réduction du nombre de photons détectés, si aucune compensation par une augmentation des mAs n'est utilisée. La modulation des kV n'est techniquement pas possible à l'heure actuelle en TDM, mais certains constructeurs proposent des outils de programmation automatique des kV selon les organes étudiés ou l'utilisation ou non de produit de contraste;
- les milliampères.secondes (mA.s) caractérisent le flux de photons. La dose absorbée est directement proportionnelle aux mA.s. Une augmentation des mA.s engendrera un meilleur rapport signal sur bruit et donc une meilleure qualité visuelle;
- l'épaisseur de collimation élémentaire choisie pour l'acquisition (par ex : 16 x **0.75mm**) conditionne l'épaisseur de coupe reconstruite. Une épaisseur plus large (par ex : 8 x **1.5mm**) permet de disposer d'un meilleur rapport signal sur bruit et donc potentiellement d'une réduction des mA.s. L'épaisseur de reconstruction ne peut pas être inférieure à l'épaisseur du détecteur élémentaire ;
- le nombre de détecteurs élémentaires (par ex **16** x 0.75mm). Lors de l'utilisation d'un TDM multi-coupes et malgré la présence d'une collimation primaire, une partie des photons émis en avant et arrière des détecteurs selon l'axe Z, ne contribuent pas à la formation de l'image. L'augmentation du nombre de détecteurs aura tendance à optimiser la proportion de photons « utiles » (overbeaming);
- le pas (ou pitch) qui caractérise l'étirement de l'hélice en acquisition hélicoïdale. Un pitch élevé correspond à une dose plus faible. Toutefois, chez certains constructeurs, l'intervention de la modulation de dose fait que, la modification du pitch n'a que peu d'incidence sur la dose.
- la longueur du champ exploré. La dose est directement proportionnelle à la longueur de la zone explorée. Lors d'une acquisition centrée sur un organe ou une lésion, la limitation de la longueur du champ TDM en deçà de celle de la scintigraphie permet un gain dosimétrique important. Certaines machines ne permettent pas cette réduction ;
- l'épaisseur de coupe reconstruite et la distance inter-coupe. Afin de réduire le bruit présent dans les coupes millimétriques il peut être intéressant de doubler l'épaisseur de coupe, mais de maintenir une distance inter-coupes millimétrique ;

- les outils de modulation d'intensité agissent sur la modulation des mA.s. Ils permettent d'adapter le flux de photons pour maintenir un niveau de bruit homogène en fonction de la morphologie du patient, de la zone anatomique explorée (modulation cranio-caudal) ou de la position de l'ensemble tube-détecteur par rapport au patient (modulation lors de la rotation). Selon le constructeur, l'indice de référence de modulation peut différer (cf. tableau 1). Une attention toute particulière doit être portée sur ces systèmes. En effet, pour les patients de forte corpulence, certains logiciels peuvent augmenter significativement les mA.s et donc la dose absorbée. Il faut noter que ces outils se basent sur l'acquisition en mode radio, il est donc essentiel de centrer correctement le patient dans le champ de vue (hauteur de table) afin de ne pas artificiellement augmenter ou diminuer la modulation par un effet géométrique ;

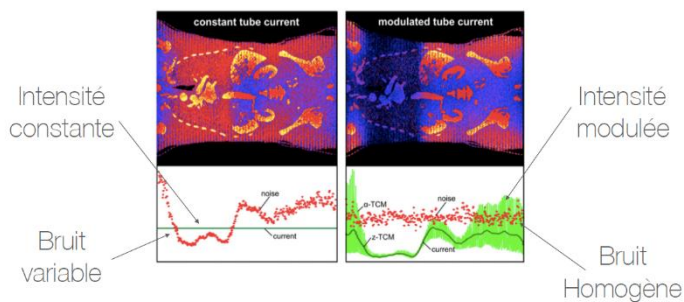


Figure 3 : modulation d'intensité selon l'axe Z pour conserver un niveau de bruit homogène quelle que soit la densité des tissus traversés)

- l'algorithme de reconstruction utilisé permet une réduction substantielle de la dose délivrée ou une amélioration de la qualité image par la modélisation statistique et la soustraction du bruit dans les projections et/ou les images reconstruites. Plusieurs générations de reconstruction itérative sont proposées par les constructeurs (cf. tableau 1). Les outils de 1ere génération travaillent dans l'espace des images pour réduire le bruit à chacune des itérations. Les algorithmes de 2eme génération, proposent de soustraire le bruit ou certains artefacts de renforcement à la fois dans l'espace des sinogrammes et dans l'espace des images. Enfin les algorithmes de 3eme génération s'apparentent plus aux algorithmes itératifs utilisés en médecine nucléaire. Ils prennent en compte les processus de formation des images pour modéliser et réduire le bruit lors des reconstructions itératives. A ce jour, les algorithmes de 3<sup>ème</sup> génération sont rarement implémentés en médecine nucléaire.

Constructeur	Nom commercial de la modulation	Indice de référence pour la modulation	Principe de modulation	Algorithme de reconstruction itératif (*disponible sur les scanners de médecine nucléaire)
General Electric	Auto MA – Smart MA	Indice de bruit	Bruit dans l'image constant en fonction du niveau d'atténuation à partir de la modulation des mA dans une gamme mA min et mA max paramétré par l'utilisateur	VISR* <sup>1</sup> ASIR* <sup>2</sup> ASIR-V* <sup>3</sup> Veo <sup>3</sup>
Philips	ZDOM ACS DoseRight	mAs de référence ou indice de qualité image	Maintien de la qualité image au niveau de l'image de référence en fonction du niveau d'atténuation	iDOSE4* <sup>2</sup> IMR <sup>3</sup>
Siemens	CAREdose 4D	Image de référence	Qualité image constante en fonction du niveau d'atténuation et par rapport à des mAs de référence pour un patient « standard »	IRIS* <sup>1</sup> SAFIRE* <sup>2</sup> ADMIRE <sup>3</sup>
* : Algorithme disponible sur les scanners de médecine nucléaire 1, 2 ou 3 : Génération de l'algorithme				

En résumé, de nombreux paramètres peuvent influencer sur la dose et la qualité d'image scanographique. Cependant, la modification de ces paramètres entraînera potentiellement une adaptation de la modulation d'intensité pour compenser ces modifications. Il est donc essentiel, pour chercher à optimiser les acquisitions d'un point de vue dosimétrique de connaître l'influence de ces paramètres ainsi que leur lien avec les outils modulation de dose. En tout état de cause, c'est l'index de dose scanographique (IDSV) donné de manière prospective après l'acquisition en mode radiologique (scout view, survue ou topogramme), qui permettra d'indiquer la réelle influence de la modification des paramètres d'acquisition sur la dose délivrée. Le tableau 2 reprend les différents paramètres, leur influence sur la dose et leur lien avec la modulation d'intensité.

Paramètres	Lien avec la dose	Influence sur la qualité image	Lien avec la modulation des mA
kV ↑	$\sim kV^2$	Contraste diminue pour les matériaux à Z élevés (iode, os) Bruit diminue	En partie compensé par la modulation des mA selon le constructeur
mA ↑	$\sim mA$	Augmentation de la résolution à bas contraste par diminution du bruit	Possibilité de définir des mAs de référence (Siemens, Philips) ou un index de bruit (GE, Philips) autour de laquelle s'ajuste la modulation. Possibilité de fixer les mA <sub>min</sub> et mA <sub>max</sub> pour bloquer la modulation en cas de présence de matériel ou de patient très corpulent
Temps de rotation ↑	$\sim$ temps (constructeur dépendant)	Amélioration de la résolution spatiale par réduction du flou cinétique Augmentation du bruit	Compensation directe par la modulation des mA (constructeur dépendant)
Pitch ↑	$\sim$ 1/pitch (constructeur dépendant)	Bruit augmente Résolution spatiale dégradée	Compensation directe par la modulation des mA (constructeur dépendant)
Épaisseur des détecteurs élémentaires ↑	↓ dose	Réduction du bruit associée à une perte de résolution spatiale	Compensation directe par la modulation des mA
Nombre de coupes acquises ↑	↓ par réduction de l'effet de pénombre	Aucun impact	
Épaisseur de reconstruction ↑	$\sim 1/\text{épaisseur}^{1/2}$	Diminution du bruit associée à une perte de résolution spatiale	
L'incrément de reconstruction ↑		Il peut être utile d'utiliser un incrément de reconstruction pour améliorer la résolution spatiale à niveau de bruit identique	
FOV de reconstruction ↑		Augmentation du bruit associée à un gain en résolution spatiale	

## 2. Optimisation en pratique, spécificités des outils industriels

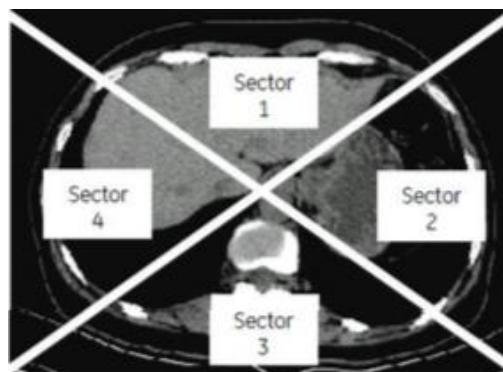
Ce chapitre a pour objectif de présenter l'état des lieux de l'offre commerciale en matière de gestion de la qualité image et de la dose en scanner. Pour chaque industriel, nous développons les solutions techniques retenues en insistant sur leur spécificité.

### 2.1. General Electric

#### 2.1.1. Outils de modulation d'intensité

##### SMART mA combiné à l'AutomA.

L'AutomA assure la modulation des mA selon l'axe Z, en tenant compte de l'information sur la corpulence et l'atténuation du patient obtenue par la dernière acquisition en mode radio et en se référant à la valeur de l'indice de modulation choisi : le 'noise index' ou 'indice de bruit'.



Ce paramètre tend à correspondre au bruit, mesurable sur fantôme homogène, qui serait présent dans les images reconstruites en mode standard. Quand l'indice de bruit augmente, les mA délivrés diminuent.

Un indice de bruit de référence, fonction des kV, de la collimation et de zone explorée a été établi en usine sur un fantôme d'eau à partir duquel le système calcule la régulation en mA demandée.

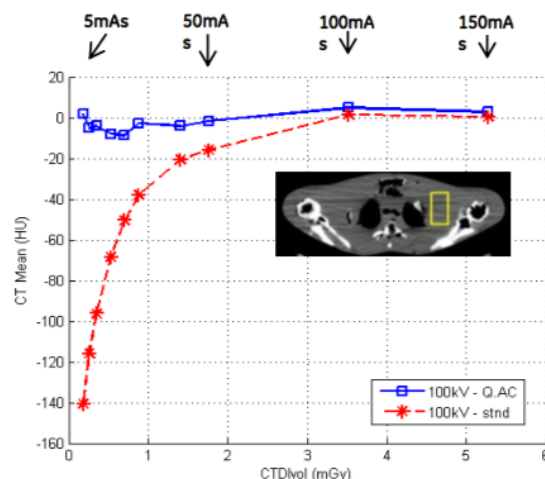
A chaque acquisition, l'utilisateur a la possibilité de fixer un niveau de bruit et des valeurs de mA seuil haut et bas.

Le SmartmA, combiné à l'AutomA, assure la modulation en X,Y en régulant les mA en rotation selon 4 secteurs et un coefficient d'ovalité calculé sur le mode radio.

L'utilisateur a la possibilité, avant l'exploration RX d'afficher une table de mA qui donne les mA en X,Y et Z qui vont être délivrer pour modifier si nécessaire

Idéalement, la tension utilisée lors du mode radio doit être la même que celle utilisée pour l'acquisition

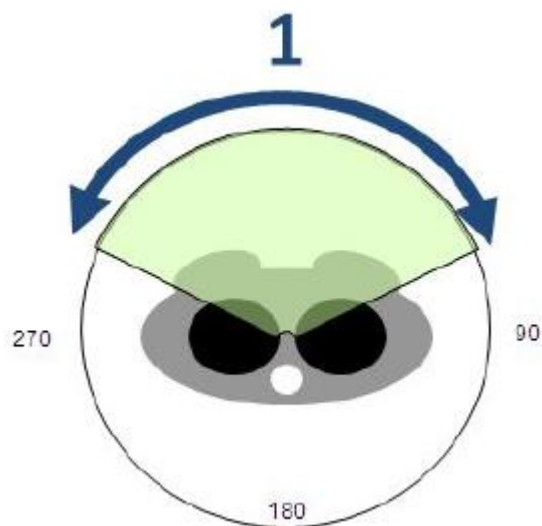
**Q.AC** : Q.AC est un algorithme travaillant sur le sinogramme dans le but de créer une carte de correction d'atténuation homogène à partir d'un TDM de très faible dose (jusqu'à 5mAs). Cet algorithme est aujourd'hui utilisé en TEP/TDM et TEMP/TDM. Le PDL pour un TAP à 100 kV est de l'ordre de 40 mGy.cm. Cet algorithme n'est à ce jour accessible que sur les machines General Electric. Il est préconisé dans le cas où le scanner n'est utilisé qu'à visée de correction d'atténuation.



### 2.1.2. Outils de protection des organes à risques

**ODM** : ODM ou (Organ Dose Modulation) est un outil permettant de réduire l'exposition des organes à risque (cristallin, sein, gonades, etc...) pendant l'acquisition.

L'opérateur a la possibilité d'identifier une zone (ou boîte) sur le mode radio sur laquelle les mA, combinés au SmartmA seront réduits sur un secteur de 90° ou 180° en antérieur pendant la rotation du tube RX. Cet outil permet de réduire en plus la dose de 30 à 40% dans la zone identifiée.



1= zone de réduction du courant du Tube RX

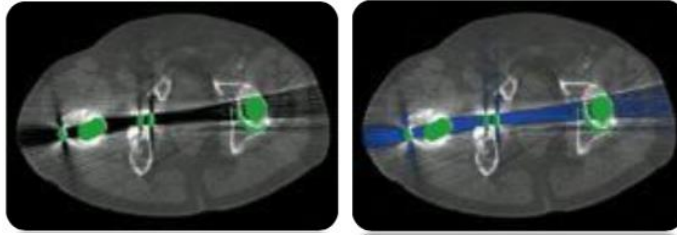
### 2.1.3. Réduction des artefacts métalliques

**MAR** : MAR a pour but de réduire les artefacts métalliques afin d'offrir un diagnostic de meilleure qualité. Grâce à MAR, il est alors possible d'apprécier les contours d'une prothèse afin d'y déceler une pathologie, de réduire des artefacts dentaires ou de durcissement de faisceau. L'approche se déroule en 3 étapes et ne nécessite pas d'acquisition supplémentaire :

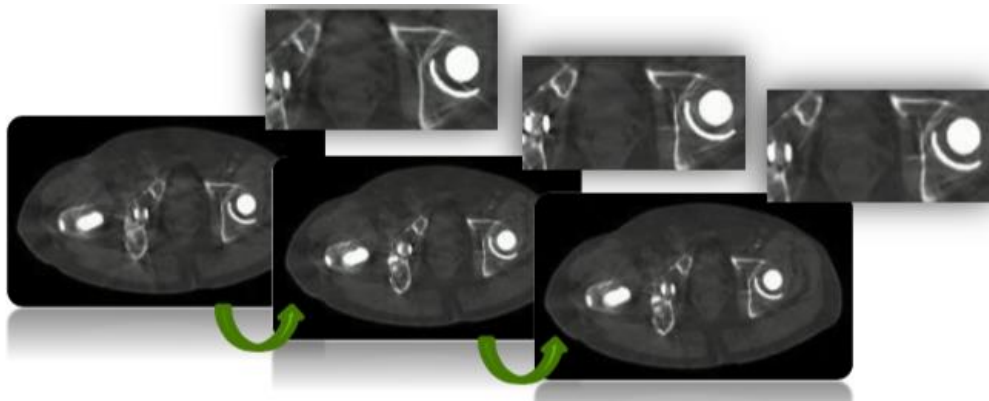
- Etape 1 : Identification des objets métalliques (en vert)



- Etape 2 : Identification des données corrompues par les objets métalliques (en bleu) et remplacement de celles-ci par les données corrigées

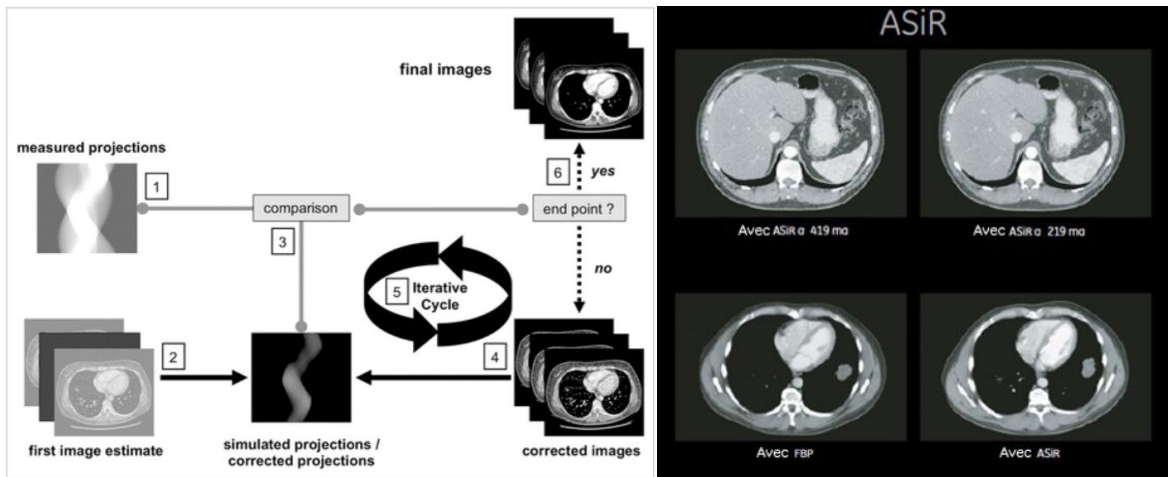


- Etape 3 : Image affinée progressivement afin de révéler des détails anatomiques masqués par les artefacts.



#### 2.1.4. Reconstruction itérative

**ASIR :** reconstruction itérative incluant une modélisation de la statistique de comptage des photons, du bruit électronique et une modélisation de l'objet (principe itératif de comparaison des projections acquises et estimées). Les différents niveaux d'ASIR proposés à l'utilisateur correspondent à la pondération des images reconstruites par FBP et ASIR afin de conserver un aspect visuel compatible avec l'interprétation radiologique. Par exemple ASIR 40 = 40% ASIR + 60% FBP.



**ASiR-V :** ASiR-V repose sur le même principe que ASiR, en incluant cependant plus de modélisation des processus physiques impliqués dans la détection des photons. Comme précédemment, différents niveaux d'ASiR-V sont proposés afin de maintenir une qualité visuelle acceptable pour une interprétation radiologique. Si l'objectif de l'acquisition CT en médecine nucléaire n'est au mieux qu'à visée de localisation, l'utilisation d'un pourcentage élevé d'ASiR ou d'ASiR-V peut être envisagé pour réduire la dose délivrée lors de l'examen.

## 2.2. Philips

### 2.2.1. Outils de modulation d'intensité

**DoseRight** : La fonction DoseRight suggère automatiquement la valeur mAs à utiliser pour chaque patient d'après un programme automatique qui utilise l'image Surview pour obtenir un niveau de bruit de l'image constant. Le système utilise le coefficient d'absorption de l'image Surview pour suggérer une valeur mAs. Cette valeur mAs est calculée d'après une taille de référence enregistrée sur le tomodensitomètre.

L'indice DoseRight (DRI) permet d'obtenir une qualité d'image constante pour des patients différents (adaptation en fonction de l'âge et du poids) à l'aide de la méthodologie suivante :

- Le système mesure, à l'aide de l'image Surview, la taille moyenne du corps de chaque patient exploré.
- La taille moyenne du patient est ensuite comparée à une taille de référence prédéfinie en fonction de la carte d'examen sélectionnée.
- Une valeur mAs moyenne est automatiquement calculée d'après la comparaison des tailles de patient. Cette valeur mAs est présentée comme la valeur recommandée.

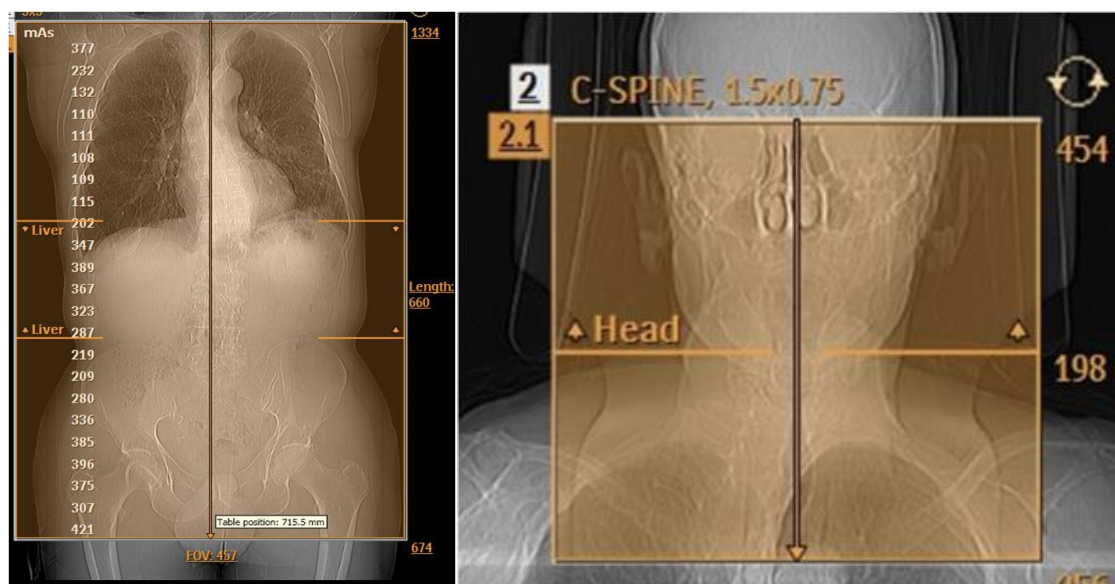
DoseRight a des tailles de référence (diamètre équivalent eau) pour différentes régions corporelles. Lors d'une exploration Surview du corps incluant le cou, la fonction DoseRight détecte automatiquement le cou et n'utilise pas la région de la tête ni du cou dans ses calculs (si le cou n'est pas une cible principale).

Groupe d'âge	Corpulence du patient (kg)	Taille de référence (en cm)	Taille de référence Tête (en cm)
Enfant	<10	16	13
Enfant	10-20	18	16
	20-30	20	16
	30-40	22	16
	40-50	24	16
	50-60	26	16
	60-70	27	18
	70-90	29	18

Groupe d'âge	Corpulence du patient (kg)	Taille de référence (en cm)	Taille de référence Tête (en cm)
Adulte	50-90	29	18
	90-120	33	18
	>120	37	18

**DoseRight Foie et DoseRight Tête :** L'Indice DoseRight zone Foie (ou tête) permet d'améliorer la qualité de l'image dans la zone du foie (ou de la tête). Lorsque l'Indice DoseRight est appliqué, le système détecte automatiquement le foie (ou la tête) et le présente sur l'image Surview. Le niveau de l'indice défini est ensuite appliqué à la zone détectée.

Pour augmenter l'exposition aux rayons X dans la zone du foie, il est possible de choisir un niveau compris entre +1 et +8. Le réglage par défaut est +3.



**Modulation 3D :** La Modulation 3D est conçue pour moduler le courant du tube en fonction de l'atténuation du patient à chaque position de la table (position Z) et de l'angle du statif afin de réduire les artefacts de striure. La Modulation 3D est une fonction du tomodynamomètre qui module le courant du tube pendant chaque rotation en fonction des différences de symétrie du corps du patient, au moyen d'algorithmes logiciels et matériels spécialement développés à cet effet. La Modulation 3D permet de réduire au maximum la dose dans les régions corporelles à asymétrie rotationnelle sans affecter la qualité de l'image.

Les signaux faibles, résultant d'objets asymétriques à la rotation, ont un bruit de fond supérieur, tandis que les signaux plus puissants contribuent faiblement au bruit de fond global. Le calcul de

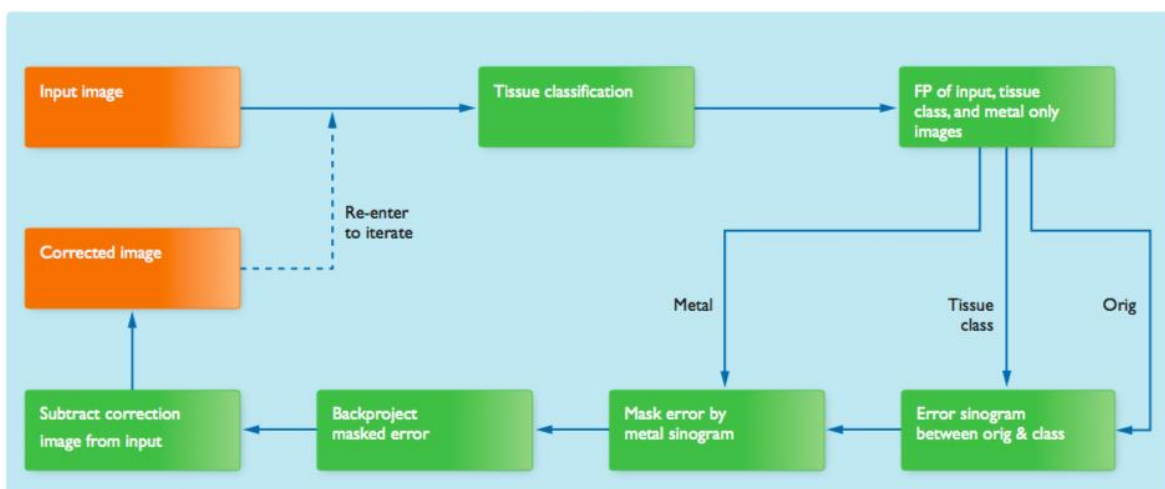
la modulation est réalisé en ligne pendant l'exploration en utilisant l'image Surview pour calculer la modulation de la rotation.

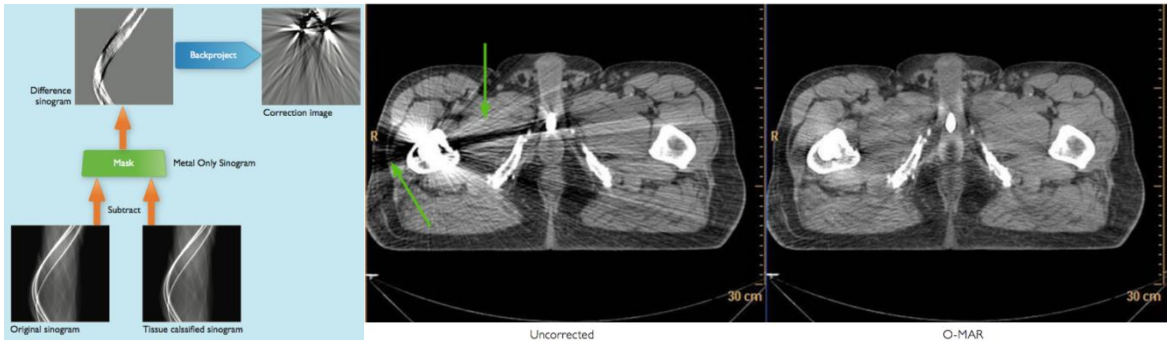
**Modulation Z :** La Modulation Z est conçue pour moduler le courant du tube en fonction de l'atténuation du patient à chaque position de la table (atténuation du patient dans la position Z) afin d'obtenir la même qualité d'image pour les différentes coupes. La Modulation Z peut être utilisée en même temps que DoseRight. Le diamètre de la coupe est calculé à partir de l'image Surview, et la modulation est calculée autour de la valeur mAs DoseRight moyenne. Les valeurs minimale/maximale absolues peuvent être modifiées afin de limiter la valeur mAs/coupe et d'optimiser la qualité d'image. Lorsque les fonctions DoseRight et Modulation Z sont utilisées conjointement, le système suggère une valeur mAs en fonction de la taille du patient.

**iDose :** iDose permet d'appliquer des niveaux de réduction du bruit afin de déterminer la quantité de bruit supprimée des images. Le niveau 1 représente la réduction de bruit la moins forte ; le niveau 7 représente la réduction de bruit la plus forte. Dans certains cas, le niveau maximal doit être limité afin de garantir une bonne qualité d'image.

### 2.2.2. Réduction des artefacts métalliques

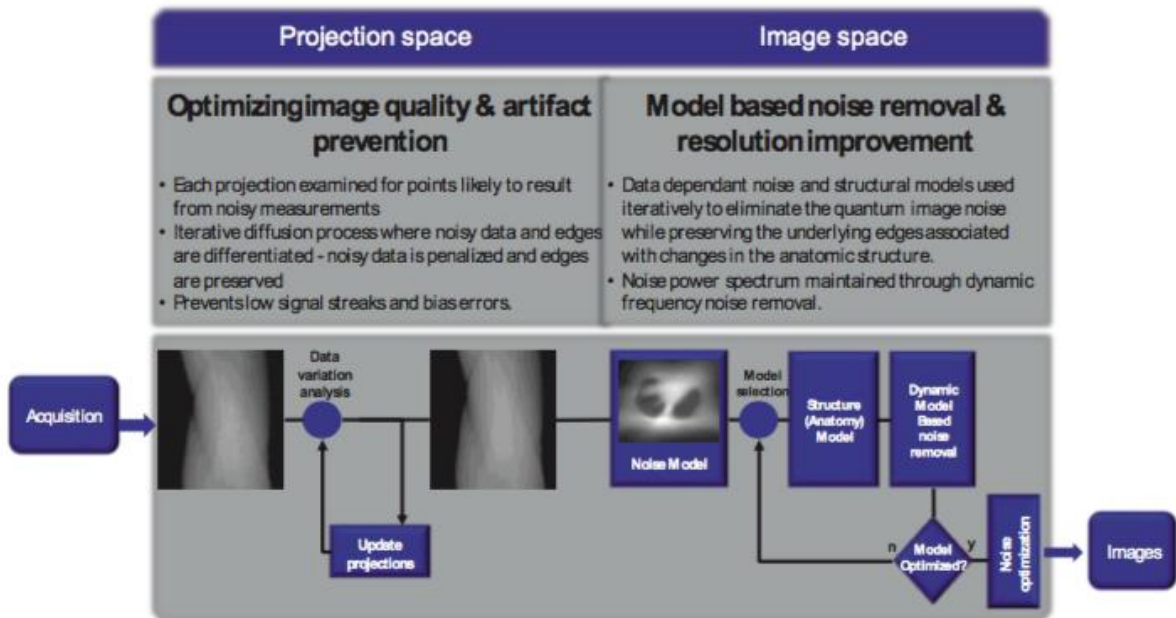
**O-MAR :** L'algorithme O-MAR (O-MAR, Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants), permet de réduire les artefacts métalliques provoqués par les objets métalliques. La fonction O-MAR n'est appliquée qu'aux images contenant du métal. Les autres images ne sont pas affectées. L'algorithme repose sur une détection par seuillage des objets métalliques dans l'image, pour identification dans les projections des pixels associés qui seront ensuite soustrait avant nouvelle reconstruction. L'approche est répétée jusqu'à la non détection d'images métalliques.





### 2.2.3. Reconstruction itérative

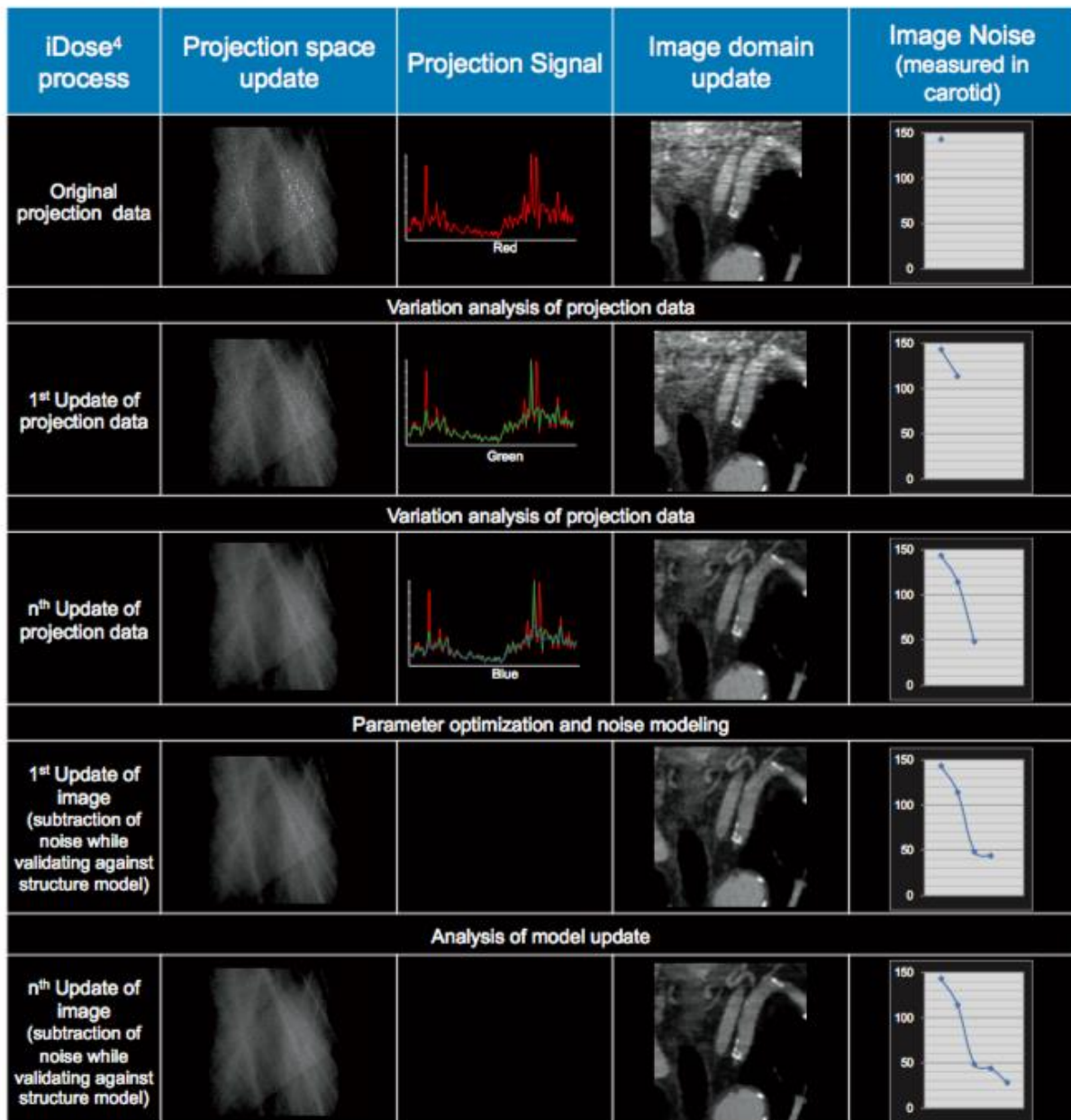
**iDose :** iDose4 est basé sur un traitement itératif réalisé dans les domaines des projections et des images. L'algorithme commence d'abord par identifier les pixels des données de projection présentant les mesures CT les plus bruitées - celles dont le rapport signal/bruit est très faible, ou dont le nombre de photons est très faible. Par un processus de propagation itératif, les données bruitées sont pénalisées et les bords préservés. Ce procédé assure le maintien des gradients des structures sous-jacentes, préservant ainsi la résolution spatiale tout en permettant une réduction significative du bruit. De plus, puisque les corrections sont effectuées sur les données d'acquisition, cette méthode permet d'éviter les erreurs de biais.



Le bruit qui subsiste après cette étape de l'algorithme est propagé dans l'espace image; cependant, le bruit propagé est très localisé et peut être éliminé efficacement. L'étape de soustraction de bruit au niveau de l'image préserve les bords sous-jacents à l'anatomie ou à la pathologie. Cette

soustraction commence par une estimation de la distribution du bruit dans le volume de l'image. Cette estimation est utilisée pour réduire le bruit tout en préservant la structure réelle. Cette estimation permet également de préserver les caractéristiques du spectre de puissance du bruit d'image caractéristique d'une acquisition à dose plus élevée et de la reconstruction FBP. Afin d'assurer une élimination uniforme du bruit à toutes les fréquences, l'élimination du bruit multi-fréquences est effectuée. Le schéma simplifié ci-dessous illustre l'effet des différents niveaux d'algorithme sur la qualité de l'image.

Step-by-Step evolution of the image through the iterative algorithm stages



Note: The total number of iterations is greater than demonstrated in the simplified schematic above. [Case Courtesy: Cleveland Clinic, USA].



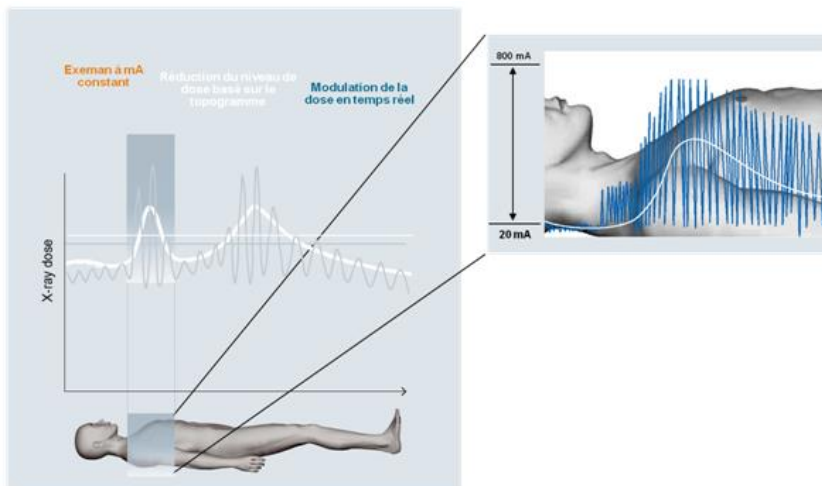


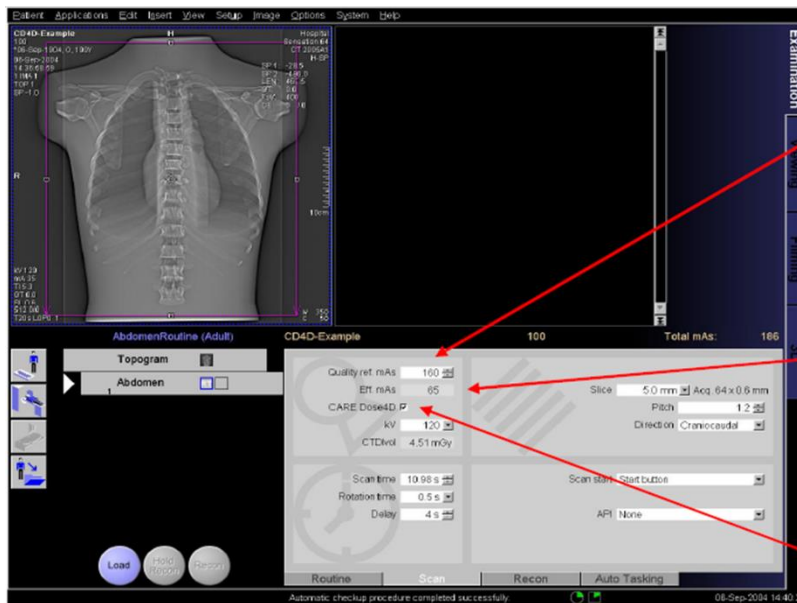
## 2.3. Siemens

### 2.3.1. Outils de modulation d'intensité

**Care Dose 4D :** Les mA sont modulés, pendant l'acquisition, de deux façons :

- A partir du topogramme (Modulation en Z, axe longitudinal du patient): modulation des mA en tenant compte de la morphologie du patient. Les différentes zones anatomiques présentant des atténuations variables, à partir de mesures et des calculs faits par rapport au topogramme, le système va adapter le courant.
- En temps réel, pendant la rotation du tube (Modulation angulaire) : adaptation des mA pour chaque coupe en analysant la densité des tissus traversés. Dans certaines régions anatomiques, le corps présente des différences d'atténuations angulaires importantes. Le système va pouvoir adapter en temps réel le courant en fonction de ces variations d'atténuations (ex: au niveau des épaules et du bassin).

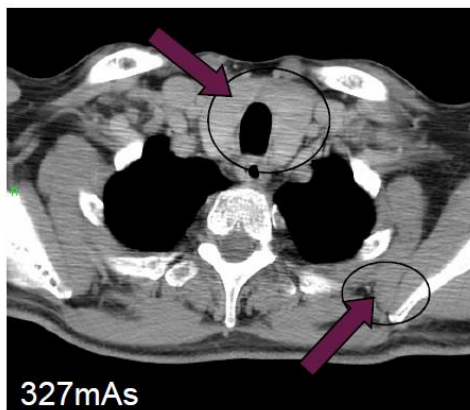




**Quality Ref mAs :**  
définit une quantité de mAs moyenne nécessaire pour obtenir la qualité d'image souhaitée, pour un patient standard.

**Eff mAs :**  
nombre de mAs réellement appliquées grâce au Care Dose 4D

**Care Dose 4D :**  
Activation ou non de l'application



Scan sans modulation de dose



Scan avec modulation de dose

**Dose réduite de 51 %**

Rq1 : Le calcul des mAs de référence se fait par rapport à un patient « standard » de 75kg. La variation autour du patient « standard » est estimée à partir des images du topogramme. Le centrage du patient dans le champ de vue est donc primordial. Par exemple, une table d'examen trop haute (patient trop près du tube sur un topogramme antéro-postérieur) se traduira par une augmentation des mAs de référence du fait d'un effet zoom grossissant.

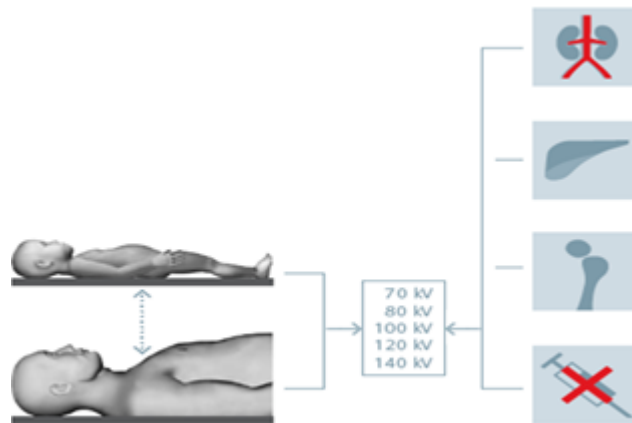
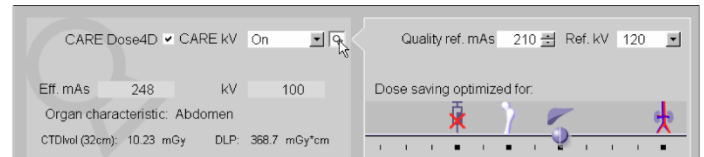
Rq2 : Chez Siemens, la dose est indépendante du pitch, les mAs de référence sont adaptés en fonction du pitch choisi par l'utilisateur afin de conserver une qualité d'image toujours identique.

**Care kV :** Care kV est un Algorithme permettant le réglage automatique des kV en fonction du morphotype et de l'objectif de l'examen, améliorant la qualité d'image et le rapport contraste/bruit tout en optimisant la dose avec jusqu'à 60% de réduction potentielle.

En combinaison avec le CARE Dose4D, il permet pour chaque patient d'adapter au mieux et de manière pertinente le courant tube mAs et tension du tube kV.

En outre cette application propose une fois que le Care kV est activé d'optimiser la dose en fonction de l'examen en cours :

- Tissu mou sans produit contraste
- Os
- Tissu mou avec produit de contraste
- Etudes vasculaires

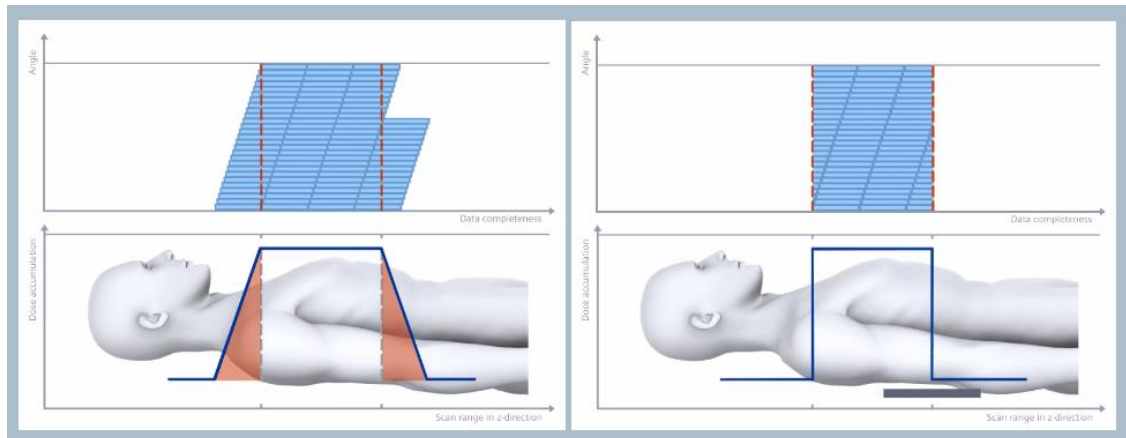


**Care Child :** Siemens est le seul constructeur à offrir la possibilité d'acquérir avec 70 kV : Protocoles basses dose spécifiques adaptés à la radio pédiatrie, permettant jusqu'à 50% de dose en moins.

### 2.3.2. Outils d'optimisation de la dose

En mode spiralé, il est courant de faire une demi-rotation supplémentaire en début et en fin de la zone utile d'acquisition. Seule une des parties des données acquises est nécessaire pour la reconstruction des images. En conséquence, des tissus qui ne feront jamais partie des images reconstruites sont exposés.

Le bouclier RX adaptatif répond entièrement à cette problématique. C'est une technologie basée sur le mouvement précis, rapide et indépendant des deux lames de collimateur qui s'ouvre asymétriquement au début et à la fin de chaque spirale, bloquant temporairement les parties du faisceau de rayons X qui ne sont pas utilisés pour la reconstruction d'image. Seuls les tissus ciblés sont irradiés.



Sans Bouclier

Avec Bouclier

### 2.3.3. Réduction des artefacts métalliques

**IMAR:** Algorithme de réduction des artefacts métalliques, utilisable pour la correction d'atténuation.

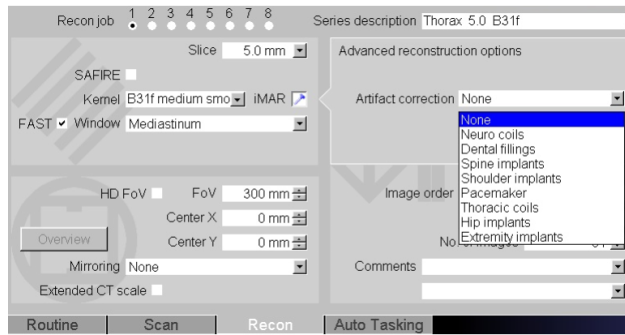
Logiciel de réduction d'artefacts métalliques adapté au diagnostic et à l'interventionnel. Il peut être appliqué lors d'une tâche de reconstruction et être intégré pour la correction d'atténuation des données TEMP et TEP. L'algorithme de réduction des artefacts métalliques iMAR (Iterative Metal Artifact Reduction) combine trois méthodes efficaces pour réduire les artefacts métalliques :

1. Correction du durcissement du faisceau
2. Inpainting normalisé du sinogramme : technique de reconstruction basée sur le remplissage des parties manquantes d'une image.
1. Séparation de fréquences

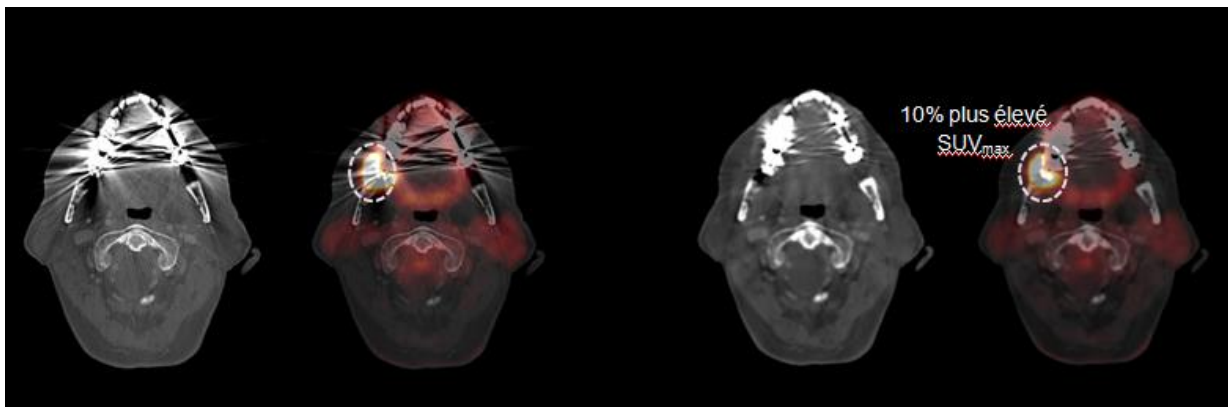
Le processus de correction est ensuite affiné itérativement par répétition de l'inpainting normalisé à partir des données brutes.

L'utilisateur sélectionne simplement le protocole souhaité dans un menu déroulant qui contient les types d'implants suivants :

amalgames dentaires  
 coils neuro  
 coils thoraciques  
 implants de hanche  
 implants d'extrémité  
 stimulateurs cardiaques  
 implants rachidiens  
 implants d'épaule.



Ce logiciel donne donc accès à une bibliothèque d'algorithmes de réduction d'artéfacts très efficaces car spécifiques à chaque type d'implant. Les images scanner générées sont corrigées des artéfacts métalliques et peuvent ensuite être utilisées pour la correction d'atténuation des images TEP et TEMP.



Sans IMAR

Avec IMAR

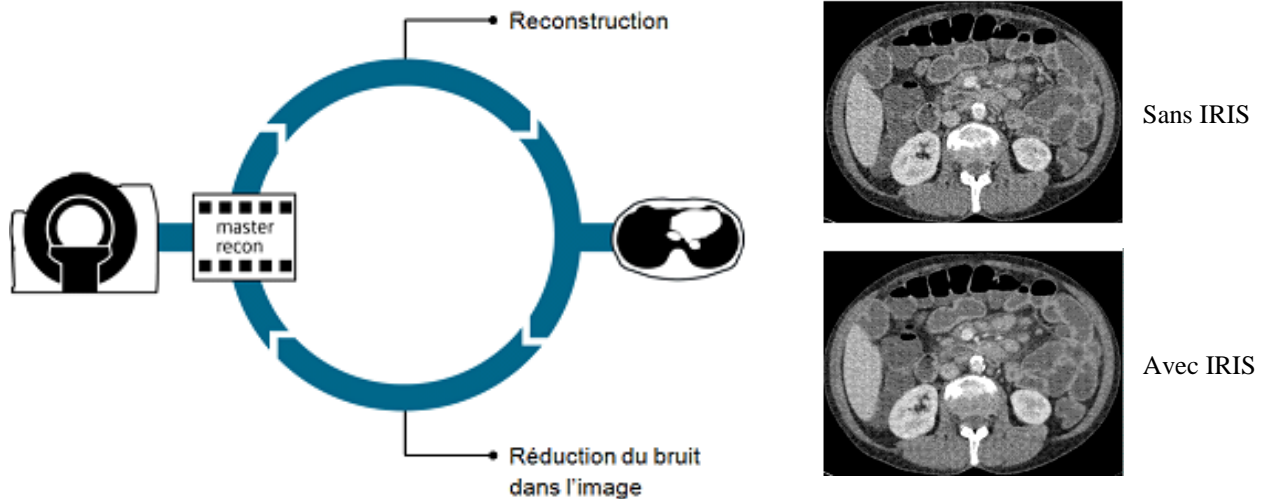
Rq : en fonction des versions, l'option IMAR doit être prise dès le début de l'acquisition

#### 2.3.4. Reconstruction itérative

##### **IRIS : Reconstruction itérative :**

La technique de reconstruction IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space) consiste à transférer la boucle de reconstruction itérative au niveau des données images, évitant le recours au système rétroprojection filtrée (FBP) utilisés jusque-là. IRIS permet d'obtenir à la fois une réduction significative du bruit de l'image et une reconstruction rapide pour l'utilisation clinique de routine. De plus, la texture du bruit des images est similaire à celle obtenue avec des noyaux standards de

convolution. L'originalité de la méthode IRIS est de prendre pour point de départ une reconstruction volumique de référence, qui utilise de façon optimale toutes les données mesurées et fournit toutes les informations détaillées disponibles.

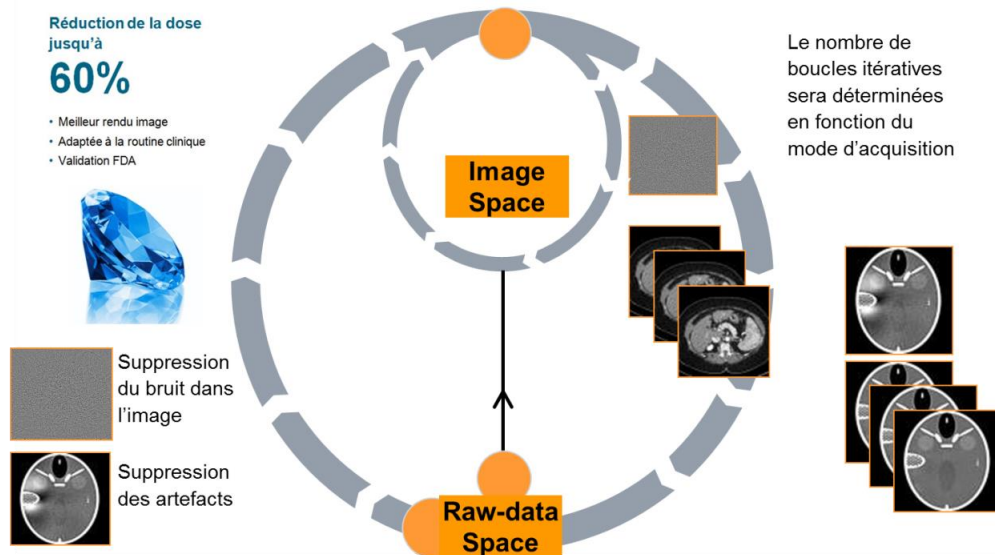


### **SAFIRE : Reconstruction itérative**

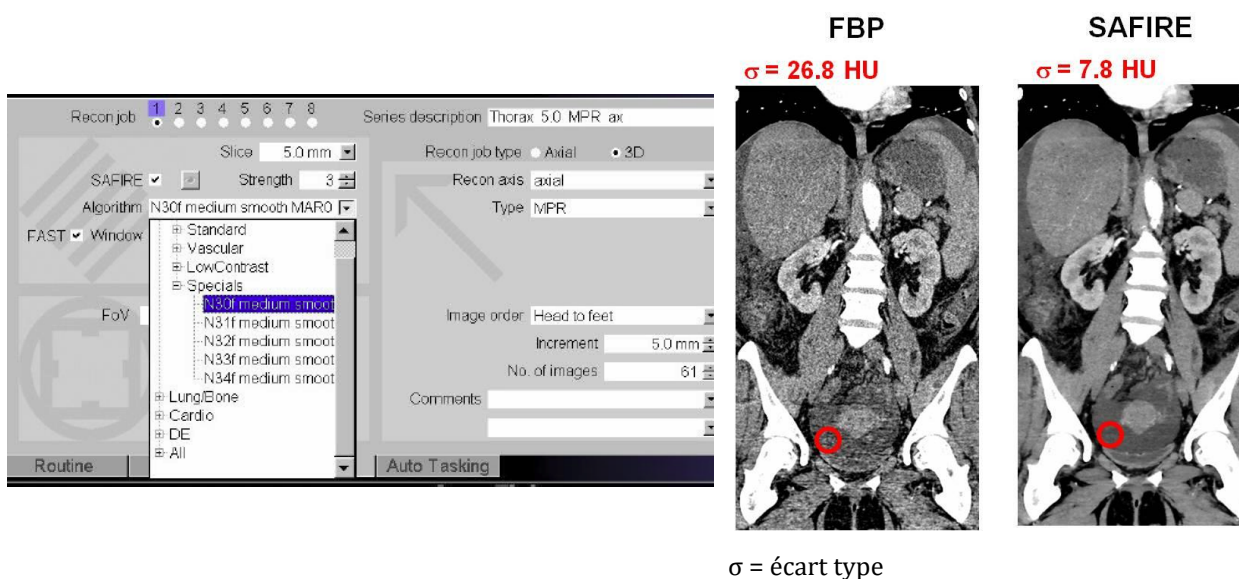
La technique de reconstruction SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative REconstruction) consiste à introduire des corrections dans le processus de génération des images.

Cette technique de reconstruction s'opère en 3 étapes :

1. Dans l'espace des données brutes, multiples boucles itératives permettant la correction des imperfections géométriques et autres artefacts.
2. Reconstruction des images à partir des données brutes « corrigées »
3. Dans l'espace Images, multiples boucles itératives pour la suppression du bruit et l'obtention d'images de qualité supérieure.



Cette technique livre une image de qualité avec réduction du bruit pouvant aller jusqu'à 25% et est un algorithme de reconstruction itérative certifié par la FDA avec une valeur chiffrée de potentiel de réduction de dose de 54 à 60 %.



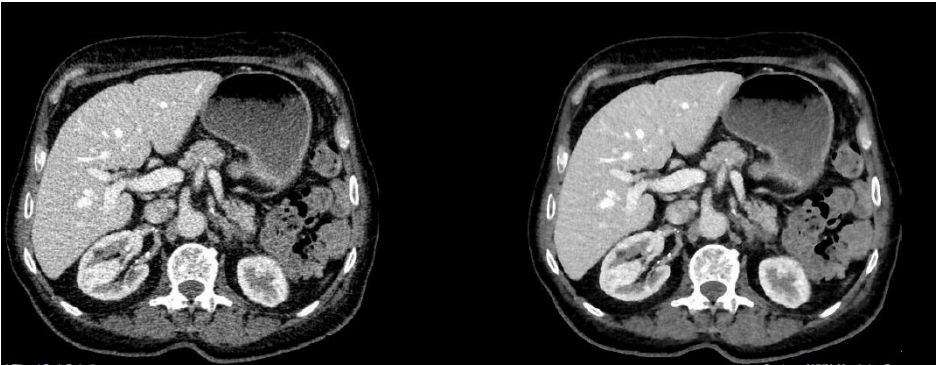
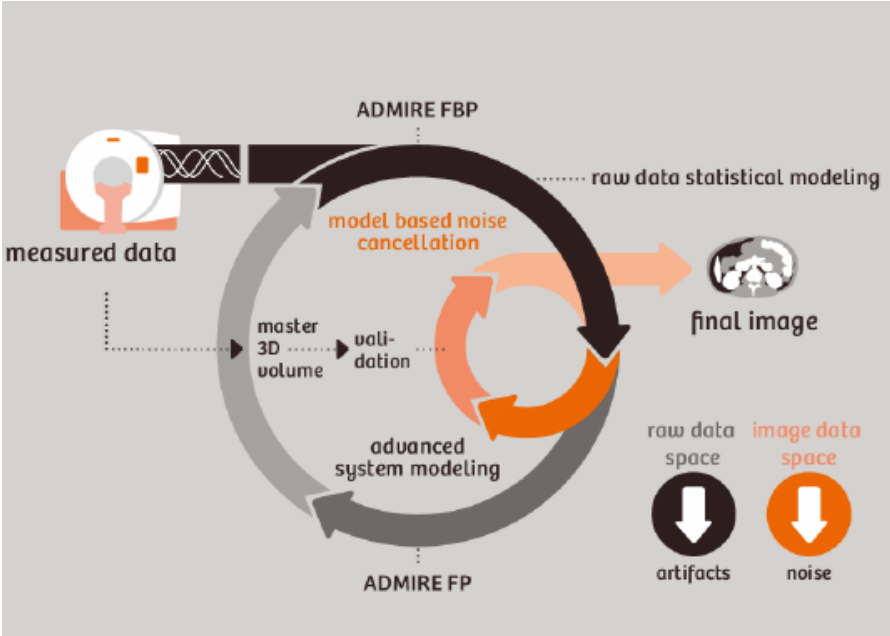
### **ADMIRE : La technique de reconstruction itérative du Biograph mCT Flow Edge**

La technique ADMIRE (ADvanced Modeled Iterative Reconstruction), reprend le principe de la reconstruction SAFIRE en introduisant des modélisations supplémentaires.

Les trois modélisations présentes dans l'algorithme sont :

1. Modèle statistique des données brutes
2. Modèle basé sur la suppression du bruit : analyse voxel par voxel dans toutes les directions

3. Modélisation du système d'acquisition permettant la correction d'artefacts : prise en compte du tube, des détecteurs et de la géométrie d'acquisition.



WFBP

ADMIRE



## II. PRISE EN COMPTE DU CONTEXTE CLINIQUE

Au tout début de l'introduction de la TDM en MN, cette évolution technologique a eu tendance à déstabiliser la communauté médicale, y compris celle de médecine nucléaire au niveau français et international, souvent par méconnaissance ou mauvaise analyse de la problématique. La pratique clinique au jour le jour et surtout le service médical rendu ont vite eu raison des croyances et peurs initiales. Un certain nombre de faits objectifs se sont imposés et il convient de les rappeler.

1. L'imagerie nucléaire (TEMP ou TEP) couplée ou non à un dispositif d'imagerie radiologique, apporte avant tout des informations de nature biologique (fonctionnelle, métabolique ou moléculaire) avant même les informations anatomo-morphologiques. C'est avant tout pour ces informations que les cliniciens demandent ces examens. Lorsque ce n'est pas le cas, ils demandent des examens radiologiques seuls. Les informations radiologiques présentes dans les examens de TEMP ou de TEP/TDM ne sont pas la finalité de l'examen mais seulement le cadre dans lequel les informations métaboliques sont positionnées. Cette double information morpho-métabolique fait désormais partie intégrante de l'acte de médecine nucléaire.

2. La limite de l'imagerie moléculaire est la difficulté à localiser les informations obtenues au sein des organes ou des lésions, simplement parce que le traceur ne se localise pas partout et que l'on doit donc deviner l'anatomie à partir de cette distribution. Grâce aux dispositifs radiologiques présents dans les appareils d'imagerie nucléaire, la localisation des foyers pathologiques est grandement facilitée et c'est sans doute la raison pour laquelle cette nouvelle technologie s'est répandue si vite. Les TDM présents dans les appareillages hybrides permettent de corriger de l'atténuation et ainsi accéder à la quantification de l'information métabolique, puis d'effectuer un repérage anatomique des anomalies scintigraphiques, tout en ayant la capacité, dans un même temps, d'être optimisés (à la fois d'un point de vue dosimétrique mais aussi concernant la qualité d'image souhaitée) lorsque le contexte clinique l'impose.

3. Il convient de rappeler que les TDM présents dans les appareils hybrides de médecine nucléaire ne possèdent pas de numéro d'agrément particulier et n'ouvrent donc pas droit à cotation d'un examen de radiodiagnostic.

4. La plupart des examens de TEMP-TDM ou de TEP-TDM surviennent dans un contexte clinique particulier où les techniques de médecine nucléaire sont pratiquées de manière additionnelle aux techniques radiologiques (qui ont souvent été pratiquées en amont et logiquement dans la prise en charge du patient) et ainsi non substitutive donc non concurrentielle avec les techniques purement radiologiques. On peut citer plusieurs exemples comme celui de la scintigraphie osseuse (TEMP-

TDM aux bisphosphonates marqués au Tc99m) demandée en rhumatologie pour exploration d'une douleur qui surviendrait après la réalisation d'une radiographie standard ou d'une IRM; ou encore celui de la TEP-TDM FDG demandée pour l'optimisation du bilan d'extension d'un cancer qui survient naturellement après la TDM réalisée en radiologie; celui de l'imagerie de perfusion ou du métabolisme cérébral ou de la neurotransmission demandée après une IRM; ou encore de la scintigraphie de perfusion myocardique demandée après un coroscanner qui serait non contributif.

Il existe cependant un nombre croissant de situations, en oncologie, notamment pour le suivi thérapeutique, mais aussi en ostéo-articulaire ou pour le diagnostic d'embolie pulmonaire, où ces examens TEMP-TDM ou TEP-TDM sont réalisés en première intention. Il s'agit alors du choix des cliniciens demandeurs d'examens dans le cadre de la justification des examens d'imagerie dans l'intérêt de la prise en charge de leur patient qui doit rester la principale préoccupation pour tout examen complémentaire. Dans ces cas de figure, le scanner réalisé en radiologie n'étant pas ou plus demandé, le TDM couplé à la TEMP ou la TEP se voit souvent optimisé en termes de qualité d'image pour répondre pleinement à la problématique clinique.

Au total, il apparaît que l'utilisation du scanner dans le cadre des examens d'imagerie nucléaire est à adapter de manière individuelle en fonction de plusieurs facteurs que sont avant tout la question clinique posée, le contexte et le temps de la prise en charge en fonction des examens qui ont déjà été réalisés, la sensibilité et l'expérience du médecin nucléaire.

Cette variabilité dans le paramétrage du scanner couplé n'est pas propre à la médecine nucléaire. Les radiothérapeutes, en fonction du contexte, peuvent paramétrer leurs scanners dosimétriques pour simple repérage ou suivi du volume cible avec des protocoles basse dose alors qu'à l'inverse, ils peuvent avoir besoin de réaliser des scanners en conditions radiologiques avec injection de produits de contraste iodés et acquisitions spécifiques.

Le terme de "TDM basse dose" parfois utilisé pour qualifier l'ensemble des TDM en MN est un terme peu précis, relatif et subjectif et il ne peut à lui seul résumer la pratique du TDM couplé en MN.

Celui de "TDM optimisé" est préférable car plus adapté à la pratique clinique. Il intègre la double optimisation relative à la qualité image et à la dosimétrie; la racine latine "optimus: le meilleur" étant tout à fait adaptée à la philosophie d'utilisation de la TDM en MN, à savoir, tirer le meilleur de l'information scanographique sous-jacente à moindre coût dosimétrique.

Aussi, de manière schématique on peut considérer qu'il existe globalement 5 niveaux d'utilisation de la TDM en MN.

### **Niveau 0: Pas de TDM**

Il est de nombreuses situations en MN où le TDM ne présente pas une grande, voire aucune utilité. On citera pour exemple la ventriculographie isotopique pour calcul de la FEVG, de nombreuses explorations pour l'étude des fonctions thyroïdienne ou rénale.

Cependant, de nos jours, il est inconcevable d'imaginer un examen de TEP sans TDM (ne serait-ce que pour l'accès à la correction d'atténuation et la quantification de l'information) ou de plus en plus en TEMP (os, poumon) tant l'apport considérable du TDM est désormais acquis.

### **Niveau 1: TDM "très basse dose": Correction de l'atténuation**

Il est des situations où seule la correction d'atténuation est nécessaire dans l'emploi du TDM, notamment en neurologie nucléaire.

### **Niveau 2: TDM "basse dose": Localisation anatomique**

Dans certaines situations, un examen radiologique préalable ayant identifié parfaitement la présence d'une lésion anatomique, l'examen scintigraphique est alors demandé pour la caractérisation métabolique de cette anomalie. Dans ces conditions, on pourrait considérer le scanner embarqué comme redondant avec celui réalisé en radiologie et seule la localisation anatomique semble intéressante, permettant alors d'envisager de conséquentes économies dosimétriques. Le problème avec ce niveau, c'est qu'il ne prend pas en compte la notion de prédiction diagnostique. En effet, les examens scintigraphiques sont souvent demandés pour établir une cartographie exhaustive des lésions du fait de leur capacité à réaliser une étude corps entier ou équivalent d'une part et grâce aux performances diagnostiques en sensibilité et en spécificités propres au MRP. Ainsi, en cas de découverte d'une nouvelle lésion, sa simple localisation anatomique ne permet pas souvent sa pleine caractérisation entraînant un nouvel examen d'imagerie radiologique lorsque le scanner est de niveau 2, entraînant de fait une sur-irradiation du patient, une perte de temps et d'argent.

### **Niveau 3: TDM "Diagnostic basse dose": Support anatomique / Sémiologie radiologique**

Pratique largement majoritaire à ce jour, en TEP comme en TEMP, elle consiste à utiliser pleinement l'information TDM sous-jacente et exploiter les données de sémiologie radiologique élémentaire – au même titre que les informations cliniques et biologiques fournies dans le dossier du patient- pour répondre aux attentes des cliniciens notamment pour la caractérisation des lésions (taille, densité, limites, rapports, etc...). L'administration de produit de contraste iodé peut se concevoir à partir de ce niveau puisqu'elle permet une meilleure étude du support anatomique.

### **Niveau 4: TDM en "Conditions radiologiques" +/- avec acquisitions TDM supplémentaires**

En pratique quotidienne, ce cas de figure est relativement rare car le TDM radiologique a déjà eu lieu en amont lorsque les patients arrivent à la scintigraphie ou à la TEP, lors du bilan d'extension initial par exemple.

Cependant, dans certaines situations cliniques, l'administration de produit de contraste iodé en conditions radiologiques et la réalisation d'acquisitions complémentaires intégrées dans la pratique de l'examen hybride (acquisitions thoraciques en apnée, de temps tardif etc...) peuvent permettre de répondre pleinement à la question clinique posée et de s'affranchir d'un examen radiologique complémentaire économisant ainsi du temps, de l'argent et de la dose.

On rappelle que ce guide ne concerne que la partie technique d'utilisation et réalisation des TDM et n'aborde pas l'interprétation des examens réalisés tant les pratiques, concernant l'interprétation, sont variables d'un centre à l'autre.

Concrètement, en fonction du type d'appareillage et de l'appréciation de chaque médecin, la frontière entre différents niveaux peut ne pas être parfaitement définie et globalement, trois catégories correspondant à des philosophies et conditions différentes d'utilisation peuvent être identifiées et regroupées: Niveau 0, Niveau 1 / 2 et Niveau 3 / 4.

La troisième partie de l'ouvrage "illustrations pratiques" contribuera à préciser de manière un peu plus concrète, sans pouvoir éliminer complètement l'aspect subjectif et relatif de cette classification, à quoi correspondent les différents niveaux en terme de qualité d'image. Schématiquement cependant, on peut illustrer le niveau 2 comme correspondant aux images de scanner telles qu'elles étaient disponibles dans la décennie 2000 sur les premières générations de TEP/TDM et de TEMP/TDM avec des images relativement bruitées, peu résolues, en particulier dans les plans de coupes reconstruits en frontal et sagittal. Le niveau 3 correspond aux images de routine de la décennie 2010 avec ou sans injection de contraste iodé à partir de scanners

multicoups modernes. Le niveau 4 correspond à des acquisitions complémentaires en conditions radiologiques (sans cotation particulière pour rappel) incluant plusieurs passages en fonction des différents temps vasculaires avant et après injection de PCI pouvant se concevoir pour optimiser la caractérisation d'une lésion dans le cadre de l'examen hybride (exemples: complément de caractérisation d'une lésion hépatique, surrénalienne etc...). Une scintigraphie osseuse couplée à un arthroscanner rentrerait dans cette catégorie, de même qu'une tomoscintigraphie myocardique couplée à un coroscaner ou une tomoscintigraphie pulmonaire couplée à un angioscaner pulmonaire.

Au total, c'est véritablement lors de l'étude du dossier et de la prise en charge du patient que le médecin nucléaire en charge de l'examen va gérer le pilotage de la partie TDM de son examen, en fonction des examens d'imagerie déjà réalisés, du contexte clinique et du type d'appareil à sa disposition, et ce, dans le cadre de la mise en œuvre des deux grands principes de la radioprotection en imagerie (le principe de limitation ne concernant pas les patients en radioprotection médicale).

### **1. La justification (avec l'introduction d'une double justification propre aux examens de médecine nucléaire):**

- la justification de l'examen scintigraphique en général dans le cadre de la balance bénéfice/risque
- la justification de l'usage ou non de la TDM pour l'examen scintigraphique et du type de niveau à utiliser en fonction du contexte et de la question clinique

### **2. L'optimisation de la procédure d'imagerie.**

- Lors de la prescription de son protocole d'imagerie, le MN prescrit non seulement son protocole purement scintigraphique (type de MRP, activité, voie d'administration, protocole d'imagerie scintigraphique) mais également son protocole tomодensitométrique (niveau 0 à 4 avec toute précision nécessaire pour une bonne mise en œuvre) en appliquant le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable).
- Pour rappel, le principe ALARA consiste à maintenir la dose délivrée aussi basse que raisonnablement possible, à la condition expresse de ne jamais remettre en cause la qualité diagnostique souhaitée pour l'interprétation de l'examen.

Ainsi, une fois l'examen d'imagerie justifié, compte tenu des faibles doses de rayonnements ionisants délivrées en imagerie nucléaire, la qualité du diagnostic médical prime toujours sur les considérations dosimétriques. Corolaire à cette assertion, l'altération volontaire de la qualité image et de la qualité du diagnostic sur des seuls arguments de radioprotection constitue une faute médicale.



### III. ILLUSTRATIONS PRATIQUES

- Les exemples et cas cliniques présentés dans cette partie n'ont pas vocation à être considérés comme des modèles absolus en termes de qualité image ou de paramétrage des appareils.
- Ils doivent contribuer à initier une réflexion individuelle concernant le paramétrage du scanner en fonction de la situation clinique, du niveau de scanner que l'on souhaite réaliser et de l'appareillage dont on dispose. Ils permettent de présenter de manière concrète à partir d'images de sélection, des exemples des différents niveaux de scanner envisageables dans une situation donnée.
- Les paramètres utilisés pour chaque cas sont issus de la pratique clinique de routine.
- Les images scintigraphiques présentées de TEMP ou TEP servent essentiellement de support pédagogique pour l'illustration clinique et le lecteur est encouragé à focaliser son attention et son esprit critique sur les images scanographiques.
- De rares situations cliniques requièrent un niveau 0 ou 1.
- Le niveau 2 peut se concevoir, si une imagerie radiologique (scanographique ou IRM récente est disponible) et si l'examen scintigraphique n'est réalisé uniquement pour caractériser une lésion déjà connue.
- L'utilisation du scanner en niveau 3 apparaît comme une pratique largement majoritaire et préférentielle. Avec ou sans injection de produit de contraste iodé, il permet dans une immense majorité des cas de fournir par ses informations morpho-métaboliques ou anatomico-fonctionnelles, un diagnostic complet au clinicien demandeur.
- Le niveau 4 demeure à ce jour relativement peu fréquent.
- Le tableau figurant en annexe P. 240 propose une synthèse clinique.





## **III.1. ONCOLOGIE**

Les indications relevant du domaine de l'oncologie (et de la médecine interne) représentent près de 50% des examens réalisés en médecine nucléaire (Enquête SFMN). Les examens TEP sont désormais prédominants mais il existe également de nombreuses indications relevant de l'imagerie monophotonique.

### **1. TEP**

#### **1.1. Généralités**

L'adjonction d'un TDM à la TEP au début des années 2000 a révolutionné la technique, et ainsi majoritairement l'oncologie nucléaire, permettant son développement en pratique clinique et contribuant grandement à améliorer ses performances diagnostiques et la confiance des cliniciens. Initialement, pensé pour obtenir une meilleure correction de l'atténuation avec notamment un gain de temps considérable par rapport aux sources radioactives précédemment utilisées à l'ère de la TEP dédiée seule, utilisant le Ge68 ou le Cs137, très vite il est apparu qu'au-delà de la correction d'atténuation, le couplage TEP/TDM permettait d'accéder aux informations morphologiques supportant les anomalies biologiques. A l'époque, les premiers scanners implémentés, d'abord séquentiels puis spirales, en raison de la technologie débutante et des habitudes de l'époque, s'ils permettaient d'assurer une assez bonne localisation anatomique des anomalies TEP (comparativement aux images tomoscintigraphiques seules), l'étude du support anatomique était relativement limitée. Ainsi, pendant de nombreuses années, le standard de la pratique en TEP/TDM s'est vu cantonner à du scanner de niveau 2.

Au-delà des avancées que représentaient la correction de l'atténuation permettant d'accéder à la quantification de l'information TEP et de l'avancée majeure que représentait la localisation précise des fixations physiologiques et pathologiques, les médecins nucléaires, la pratique clinique et les données de la littérature, ont rapidement mis en évidence l'intérêt majeur d'étudier les données anatomiques présentes dans le scanner couplé; la sémiologie radiologique élémentaire des anomalies fixantes comme non fixantes permettant d'augmenter encore les performances de la technique. La mesure puis le suivi morphologique d'une lésion d'un examen par rapport à l'autre (en plus de son évolution métabolique), l'étude précise de ses caractéristiques (contours, densité, prise de contraste vasculaire etc...), l'analyse et la découverte de lésions faiblement ou non fixantes bien que pathologiques (comme peuvent l'être des micrométastases pulmonaires plus exposées au

phénomène de volume partiel ou encore des lésions en grande partie nécrosées sous-estimant la fixation réelle etc...) valorisent la valeur diagnostique de l'information métabolique en augmentant à la fois la spécificité et la sensibilité de cette information et plus généralement améliorent la pertinence du diagnostic.

Ainsi, avec les nouvelles générations de TEP/TDM, le scanner de niveau 3 avec ou sans injection de PCI s'est imposé en pratique courante, faisant de la technique, et du médecin nucléaire des acteurs clés de l'imagerie oncologique [1, 2, 3].

### **Le scanner de niveau 1 potentiellement envisageable dans la cadre d'une association avec un scanner de niveau 3 injecté ou un niveau 4**

Certains protocoles d'acquisition proposent de débiter l'examen par un scanner de niveau 1 (très basse dose occasionnant un PDL d'environ 30-50 mGy.cm) utilisé uniquement pour la correction d'atténuation, un scanner complémentaire de niveau 3 ou 4 avec injection de PCI étant réalisé immédiatement après l'acquisition TEP et servant pour l'image de fusion.

### **Le scanner de niveau 2 non recommandé en oncologie**

La réalisation d'un scanner de niveau 2, et non de niveau 3, notamment dans un souci d'épargne dosimétrique est inadapté pour plusieurs raisons:

- l'information TEP n'est pas valorisée comme elle le devrait, l'examen devenant moins informatif avec le risque accru d'erreur diagnostique
- l'irradiation liée à ce scanner est peu justifiée relativement au fait qu'il n'y a pas eu d'optimisation
- un scanner de niveau 4 devra au final être réalisé en complément, du fait de l'incertitude diagnostique avec au bout du compte une perte de temps et un surcoût à la fois économique et dosimétrique

Il a pu être proposé de réaliser un scanner de niveau 2 et de fusionner les images TEP avec un scanner de qualité radiologique, réalisé par ailleurs. Cette pratique semble inadaptée pour plusieurs raisons :

- un scanner de qualité radiologique n'est souvent pas disponible, l'examen TEP-TDM étant volontiers réalisé de façon exclusive (évaluation de la réponse au traitement ou suivi, notamment)
- les éléments en imagerie TEP plus à mêmes d'être valorisés par le scanner couplé sont plutôt de petite taille et souvent, du fait des limites des logiciels de recalage, y compris en recalage élastique, seule une coregistration (même temps, même appareil) permet de faire le lien entre foyer fixant et anomalie correspondante sur le TDM

- une telle solution serait irréalisable dans la pratique quotidienne.

### **Le scanner de niveau 3, standard de la pratique clinique.**

Le scanner de niveau 3, qu'il soit ou non injecté en PCI, permet, grâce à l'étude de la sémiologie scanographique élémentaire, d'accéder à la majeure partie des informations morphologiques nécessaires pour une bonne interprétation d'un examen de TEP [4].

Ce scanner de niveau 3 correspond à un certain niveau de qualité d'image lui-même décrit par les caractéristiques de l'image au premier rang desquelles la résolution spatiale axiale (plan x-y) et longitudinale (axe z) et la résolution en contraste correspondant au contraste entre différentes structures de densité différentes.

Pour rappel, ces caractéristiques de l'image sont conditionnées **1)** par les caractéristiques intrinsèques du système utilisé et **2)** par les paramètres d'acquisition et, notamment la tension du tube (kV), la quantité de photons X émis (intensité du tube (mAs) / temps de rotation / pitch), **3)** par les paramètres de reconstruction (épaisseur de coupe, taille de la matrice et filtres) et enfin **4)** par l'administration ou non de produit de contraste.

Le paramétrage d'un niveau 3 n'est pas propre à la cancérologie et chaque protocole d'acquisition correspond à un compromis entre résolution spatiale et résolution en contraste d'une part et entre qualité d'image et dosimétrie d'autre part. Il n'existe a priori pas de différence majeure dans le paramétrage du scanner de niveau 3 en fonction du traceur TEP utilisé (FDG, FCH, FDOPA, FES, Ga-DOTA).

### **Le scanner de niveau 4, techniquement possible, relativement rare en pratique courante**

Même si les dernières générations de TEP/TDM sont équipées de scanners très performants, les toutes dernières avancées en matière de scanographie (scanner bitubes, logiciels de traitements spécialisés) ne sont habituellement pas implémentées sur les appareils hybrides.

Il est par ailleurs rappelé qu'un scanner de niveau 4, bien que potentiellement équivalent d'un point de vue technique à un scanner effectué dans un service de radiologie, ne peut aucunement être coté et valorisé spécifiquement, la partie TDM de la TEP, comme de la TEMP, étant totalement lié et intégré d'un point de vue économique dans l'acte de médecine nucléaire.

Par ailleurs, en cancérologie, lors de la prise en charge initiale des patients, la TEP clôt en général le bilan d'extension et survient systématiquement dans les suites rapprochées du bilan scanographique radiologique (équivalent du niveau 4 déjà réalisé dans le service de radiologie).

Un scanner de niveau 4 systématique à ce niveau serait alors redondant et de ce fait, inutile par rapport à la réalisation d'un TEP/TDM de niveau 3.

Cependant, dans certaines circonstances cliniques, au décours d'une exploration TEP/TDM de niveau 3 convenablement menée (avec ou sans injection de PCI), des incertitudes diagnostiques peuvent persister. Là, plusieurs attitudes sont possibles: prévoir un RDV à distance dans un service de radiologie pour réaliser un examen complémentaire dédié ou bien réaliser une acquisition complémentaire immédiate permettant de parfaire l'interprétation de l'examen de TEP et la réponse à la question clinique.

Il peut s'agir par exemple de la réalisation d'une acquisition thoracique complémentaire en apnée coupes fines qui ne sera pas destinée à la fusion avec l'image de TEP du fait des problèmes de décalage entre les deux images, mais permettra d'accéder à la sémiologie fine pour la détection des micronodules et une meilleure étude parenchymateuse souvent utile pour différencier lésions néoplasiques et lésions infectieuses ou inflammatoires. Au décours d'une TEP/TDM de niveau 3 non injectée initialement, certaines structures peuvent être difficilement caractérisables et une acquisition centrée complémentaire avec PCI peut être nécessaire. Enfin, dernier exemple, la nature exacte d'une lésion viscérale peut rester équivoque après une TEP/TDM de niveau 3 même injectée et un passage scanographique tardif peut apporter des éléments importants.

## **1.2. Paramétrage technique**

Plusieurs variantes et principes sont rappelés ici:

### **1.2.1. La taille et le type de champ exploré:**

Trois types de champ d'exploration de taille croissante sont rencontrés en TEP:

- L'historique "base du crâne-mi-cuisses version "short" s'arrêtant au 1/3 supérieur des cuisses": champs restreint au minimum du fait des longueurs d'acquisition et de reconstructions initiales (pour rappel 75 min d'acquisition par patient avec un tel champ de vue sur les premiers appareils de TEP dédiés),
- Le majoritaire "vertex-mi-cuisses version "bermuda" 1/3 inférieur des cuisses": permet de détecter les métastases de la voûte crânienne ou encore des métastases cérébrales même sans injection soit par leur hypermétabolisme, soit par l'hypodensité oedémateuse peri-lésionnelle, avec d'éventuels effets de masse sur les structures centrales et leurs conséquences, des séquelles d'accidents vasculaires etc...)
- Le véritable corps entier "vertex-orteils": pour les acro-métastases et pour les bilans de mélanomes en TEP-FDG ou pour la TEP-FNa.

La taille du champ de vue est primordiale à prendre en compte lorsque l'on compare un PDL par

rapport à un autre.

De même, la position des bras lors de l'acquisition doit également être prise en compte, l'irradiation étant significativement modifiée entre les acquisitions bras en abduction au dessus de la tête et celles bras le long du corps, cette position ayant des conséquences potentielles en termes d'artéfacts liés au bras dans le champ et de dosimétrie. Ainsi, les premiers NRD consacrés à la TEP/TDM se limiteront explicitement à la TEP-FDG sur un champ de vue de type vertex-1/3 inférieur des cuisses, bras en abduction, permettant ainsi une meilleure comparaison entre examens et entre centres.

### **1.2.2. Utilisation prioritaire des mAs régulés automatiquement et l'adaptation des kV en fonction des morphotypes.**

La charge (mA x durée de rotation de 360° du tube) est le plus souvent réglée de façon automatique grâce aux systèmes de modulation automatique d'intensité. Ceux-ci nécessitent de définir une quantité de bruit maximum tolérée dans l'image.

La tension du tube à rayons X (kV) est à définir en fonction de l'IMC du patient et du contraste souhaité. On rappelle qu'elle sera fixe pour toute l'hélice et que c'est un paramètre influençant grandement la dosimétrie patient ( $CTDI_{vol} \propto kV^2$ ).

Chaque protocole d'acquisition correspond donc à un compromis entre résolution spatiale et résolution en contraste d'une part et entre qualité d'image et dose d'autre part.

### **1.3. Exemples de protocoles**

Cancers ORL: Les bras étant générateurs d'artéfacts, les TEP pour cancers ORL sont en général réalisés bras le long du corps. Le fait d'avoir les bras le long du corps va avoir tendance à augmenter la dosimétrie avec une augmentation du PDL pouvant aller jusqu'à 30% par rapport à une acquisition bras en abduction. Les indications ORL sont une des meilleures indications d'injection de PCI.

Cancers broncho-pulmonaires: En oncologie, l'étude du parenchyme pulmonaire revêt une importance primordiale tant pour l'analyse d'une éventuelle lésion primitive que la détection de micronodules pulmonaires, potentiellement non ou faiblement fixants en raison du phénomène de volume partiel, mais pouvant correspondre à d'authentiques métastases. Aussi est-il recommandé de réaliser systématiquement une reconstruction spécifique en coupes fines du champ thoracique, à condition bien sûr que la collimation le permette à l'acquisition. Cependant, l'acquisition de

TEP/TDM standard se faisant en respiration spontanée, l'analyse fine du parenchyme, notamment de l'interstitium est particulièrement difficile en particulier au niveau des bases. Aussi, il est possible de réaliser une acquisition complémentaire en apnée avec reconstruction de coupes fines pour étude spécifique du parenchyme indépendamment du recalage.

#### Cancers digestifs:

Comme en pratique radiologique, il est possible d'augmenter les contrastes par des techniques de balisage digestif simples (administration d'un verre d'eau quelques secondes avant de lancer l'hélice pour l'étude de la paroi gastrique) ou plus complexes à l'aide de balisage digestif iodé pour le reste du tube digestif. L'injection de PCI au temps porte présente de nombreux avantages pour l'étude du parenchyme hépatique permettant notamment de localiser plus précisément les lésions des différents segments hépatiques, mais aussi pour l'étude du péritoine et du rétropéritoine.

### **2. Scintigraphie des récepteurs à la Somatostatine**

De nombreuses études [5] ont montré l'apport de l'acquisition complémentaire systématique par TEMP/TDM centrée sur l'abdomen en plus du balayage scintigraphique corps entier de la scintigraphie à l'Octréoscan.

De même, qu'un scanner de niveau 3 est requis pour les examens TEP/TDM Ga-DOTA, le même niveau de qualité image est requis pour la TEMP (lorsque l'appareillage le permet).

### **3. Lymphoscintigraphie pour repérage du ganglion sentinelle**

De nombreuses études [6, 7] ont montré l'apport de l'imagerie scintigraphique pre-opératoire pour la détection du ganglion sentinelle dans les mélanomes et les cancers du sein. La lymphoscintigraphie pre-opératoire permet de diminuer la morbidité. L'adjonction d'une acquisition TEMP/TDM permet d'améliorer les performances de la technique en augmentant notamment sa sensibilité. Elle permet également de diminuer encore plus la morbidité en précisant exactement la localisation du ou des ganglions sentinelles et/ou en différenciant authentiques ganglions et simples coudes lymphatiques.

Un scanner de niveau 2 ou 3 peut être réalisé dans cette indication.

#### **4. Scintigraphie osseuse et TEP FNa**

Cf. chapitre III.2. Ostéo-articulaire

#### **5. Références**

[1] Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015 Feb;42(2):328-54.

[2] De Wever W, Coolen J, Verschakelen JA. Integrated PET/CT and cancer imaging. *JBR-BTR*. 2009 Jan-Feb;92(1):13-9.

[3] Kuehl H, Antoch G. How much CT do we need for PET/CT? A radiologist's perspective. *Nuklearmedizin*. 2005;44 Suppl 1:S24-31.

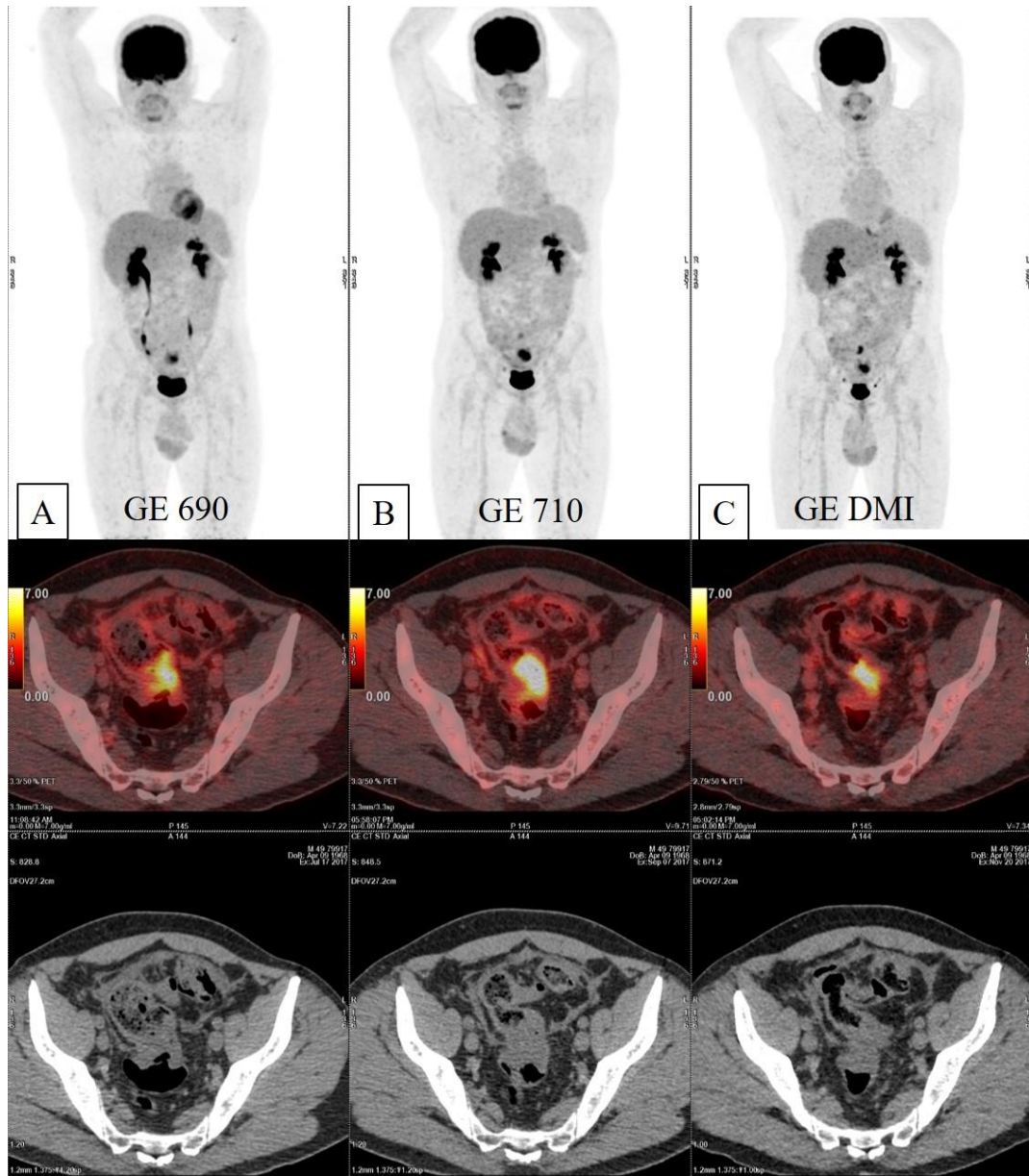
[4] Houzard C, Tychyj-Pinel C, Defez D et al. Point de vue d'un médecin nucléaire pratiquant les examens hybrides avec injection de produit de contraste. *Médecine Nucléaire* Vol 34 - N° 8 P. 439-443 - août 2010

[5] Deroose CM, Hindié E, Kebebew E, Goichot B, Pacak K, Taïeb D, Imperiale A. Molecular Imaging of Gastroenteropancreatic Neuroendocrine Tumors: Current Status and Future Directions. *J Nucl Med*. 2016 Dec;57(12):1949-1956.

[6] Kim SC, Kim DW, Moadel RM, Kim CK et al. Using the intraoperative hand held probe without lymphoscintigraphy or using only dye correlates with higher sensory morbidity following sentinel lymph node biopsy in breast cancer: a review of the literature. *World J Surg Oncol*. 2005 Sep 29;3:64.

[7] Vercellino L, Ohnona J, Groheux D, et al. Role of SPECT/CT in sentinel lymph node detection in patients with breast cancer. *Clin Nucl Med*. 2014 May;39(5):431-6

## Adénocarcinome rectal (1/3)



Patient de 49 ans. 70 kg; 1,63 m; IMC 27 kg/m<sup>2</sup>

Adénocarcinome rectal. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 690; B: GE Discovery 710; C: DE Discovery MI

MIP et Coupes axiales transverses

Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour C). Champ exploré : vertex-tiers inf des cuisses

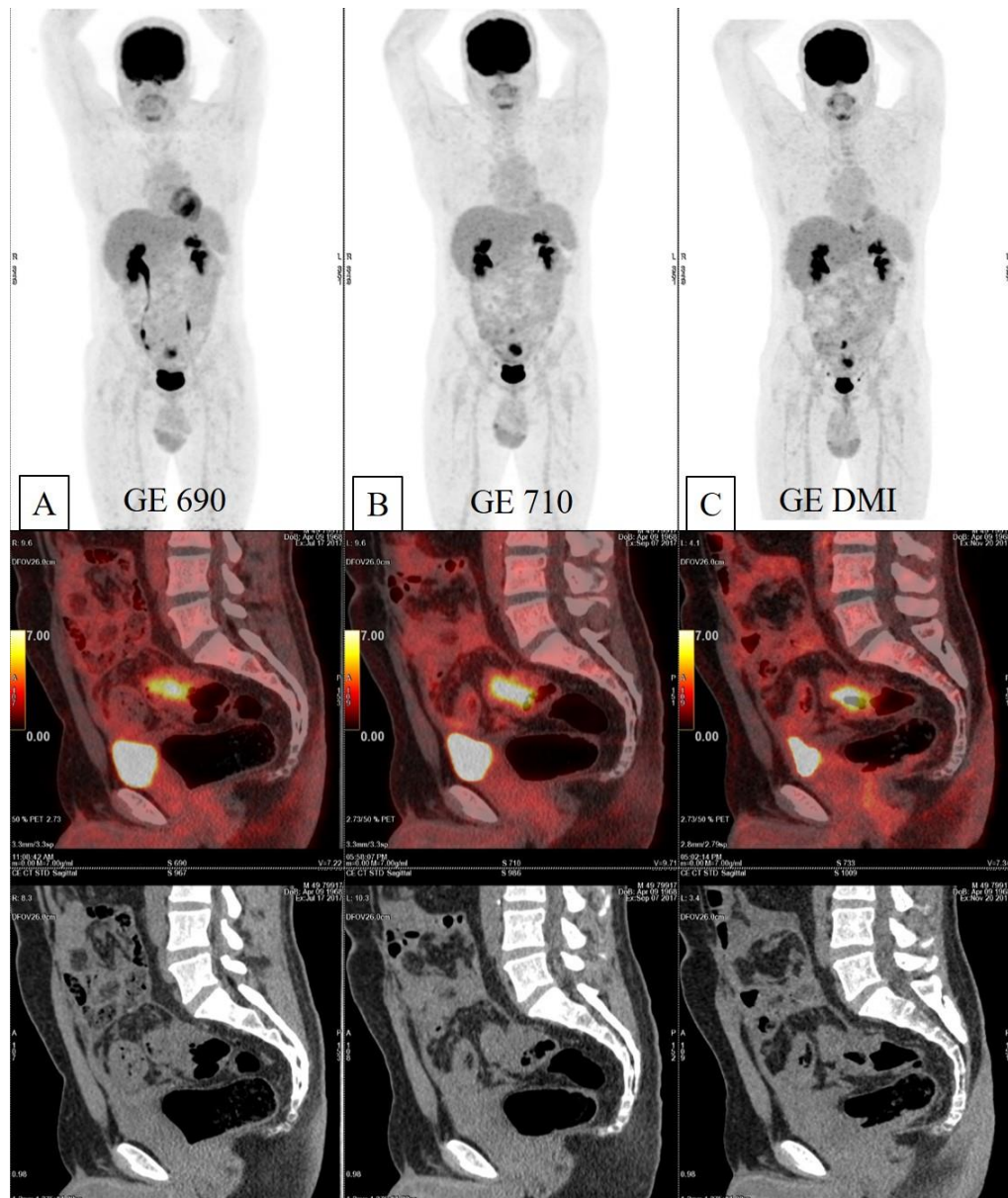
IDSV: A : 7,8 mGy ; B : 7,0 mGy ; C: 4,0 mGy

PDL: A: 832 mGy.cm; B: 791 mGy.cm; C: 441 mGy.cm

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM (notamment avec reconstruction itérative en C)



## Adénocarcinome rectal (2/3)



Patient de 49 ans. 70 kg; 1,63 m; IMC 27 kg/m<sup>2</sup>

Adénocarcinome rectal. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 690; B: GE Discovery 710; C: DE Discovery MI

MIP et Coupes sagittales

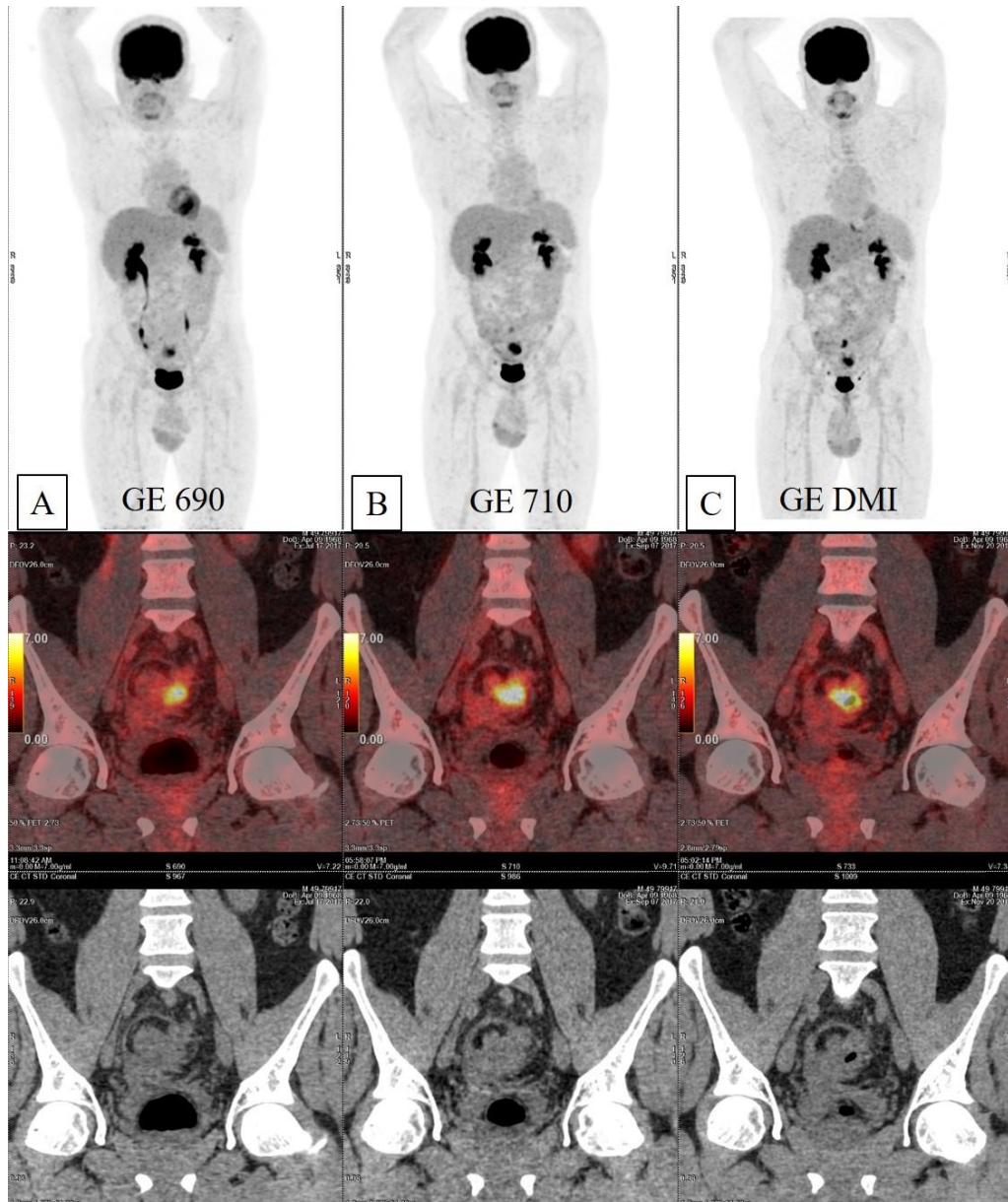
Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour C). Champ exploré : vertex-tiers inf des cuisses

IDSV: A : 7,8 mGy ; B : 7,0 mGy ; C: 4,0 mGy

PDL: A: 832 mGy.cm; B: 791 mGy.cm; C: 441 mGy.cm

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM (notamment avec reconstruction itérative en C)

### Adénocarcinome rectal (3/3)



Patient de 49 ans. 70 kg; 1,63 m; IMC 27 kg/m<sup>2</sup>

Adénocarcinome rectal. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 690; B: GE Discovery 710; C: DE Discovery MI

MIP et Coupes frontales

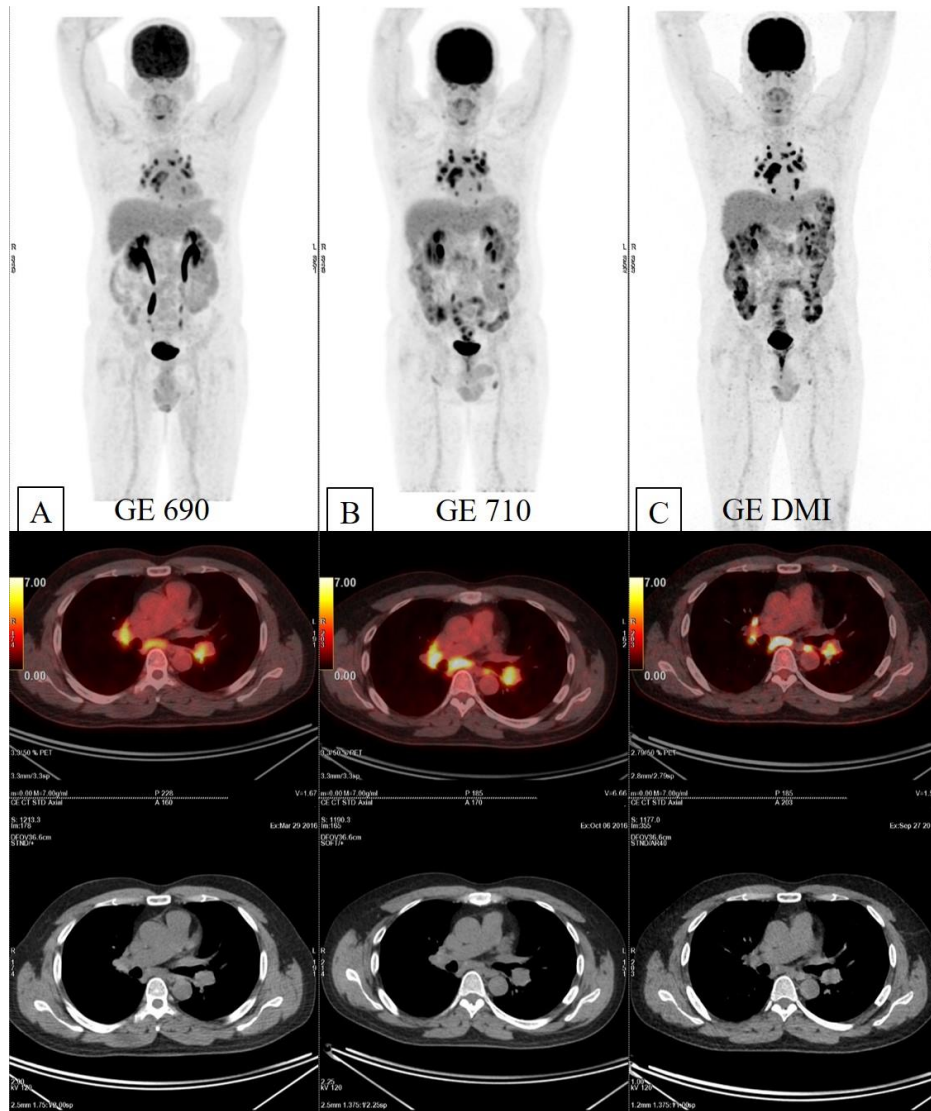
Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour C). Champ exploré : vertex-tiers inf des cuisses

IDSV: A : 7,8 mGy ; B : 7,0 mGy ; C: 4,0 mGy

PDL: A: 832 mGy.cm; B: 791 mGy.cm; C: 441 mGy.cm

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM (notamment avec reconstruction itérative en C)

## Sarcoïdose (1/2)



Patient de 49 ans. 70 kg; 1,68 m; IMC 25 kg/m<sup>2</sup>

Sarcoïdose. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 690; B: GE Discovery 710; C: DE Discovery MI

MIP et Coupes axiales transverses

Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour C). Champ exploré : vertex-tiers inf des cuisses

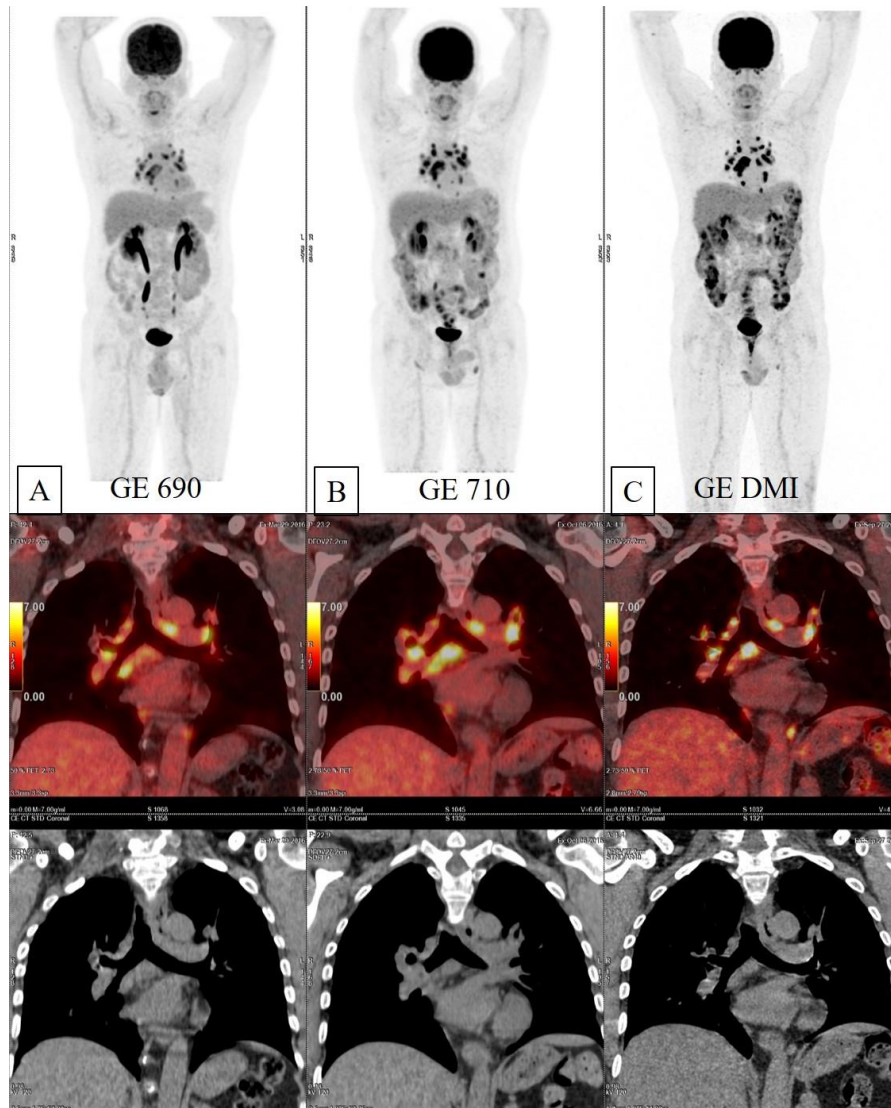
IDSV: A: 5,2 mGy ; B: 4,5 mGy ; C: 3,6 mGy

PDL: A: 588 mGy.cm; B: 690 mGy.cm; C: 441 mGy.cm

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM (notamment avec reconstruction itérative en C)

Du point de vue de l'utilisation du TDM, les indications de médecine interne sont assimilables à celles d'oncologie.

## Sarcoïdose (2/2)



Patient de 49 ans. 70 kg; 1,68 m; IMC 25 kg/m<sup>2</sup>

Sarcoïdose. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 690; B: GE Discovery 710; C: DE Discovery MI

MIP et Coupes frontales

Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour C). Champ exploré : vertex-tiers inf des cuisses

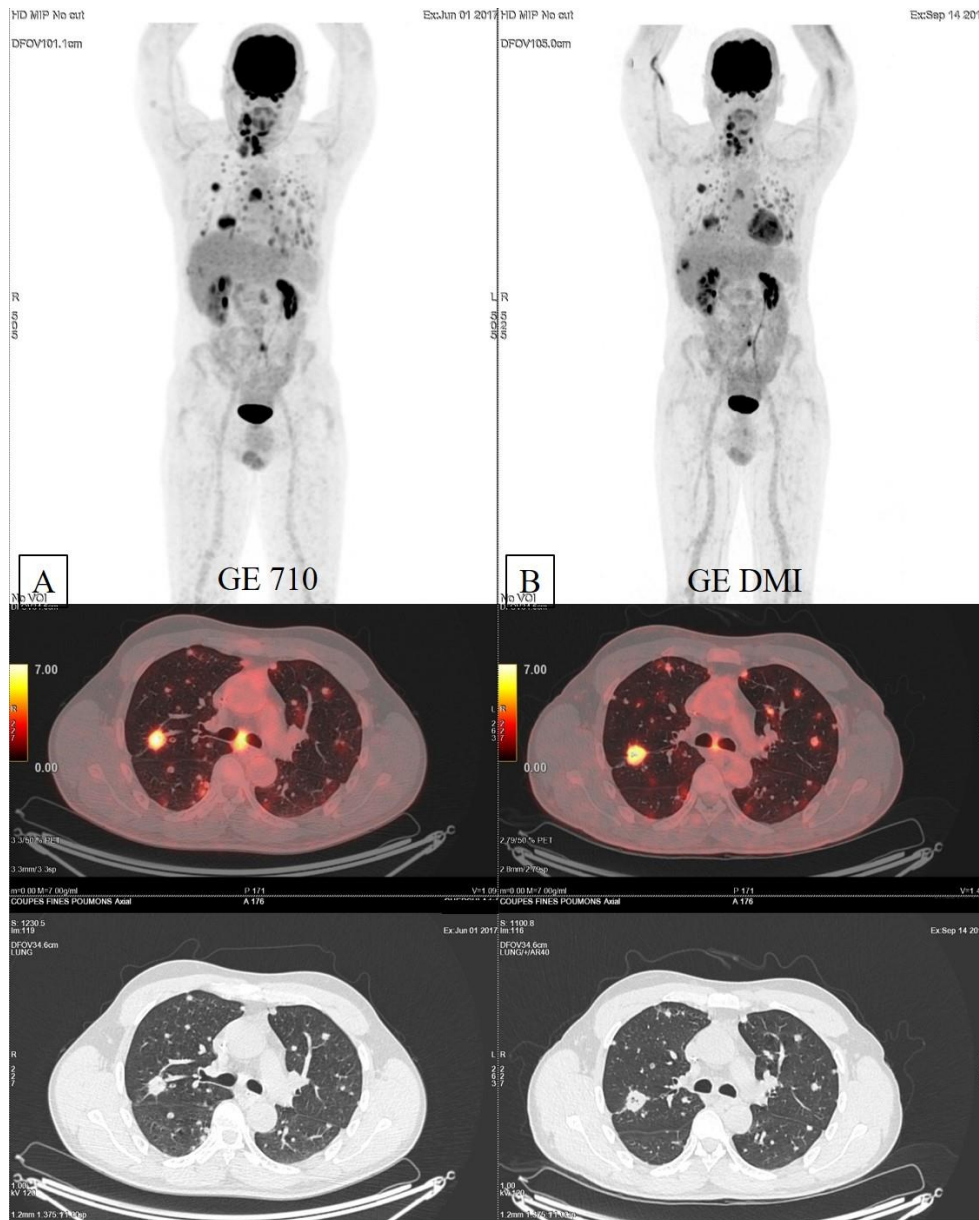
IDSV: A: 5,2 mGy ; B: 4,5 mGy ; C: 3,6 mGy

PDL: A: 690 mGy.cm; B: 588 mGy.cm; C: 441 mGy.cm

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM (notamment avec reconstruction itérative en C)

Du point de vue de l'utilisation du TDM, les indications de médecine interne sont assimilables à celles d'oncologie.

## Métastases pulmonaires (1/3)



Patient de 48 ans. 76 kg; 1,85 m; IMC 23 kg/m<sup>2</sup>

Métastases pulmonaires. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 710; B: DE Discovery MI

MIP et Coupes axiales transverses

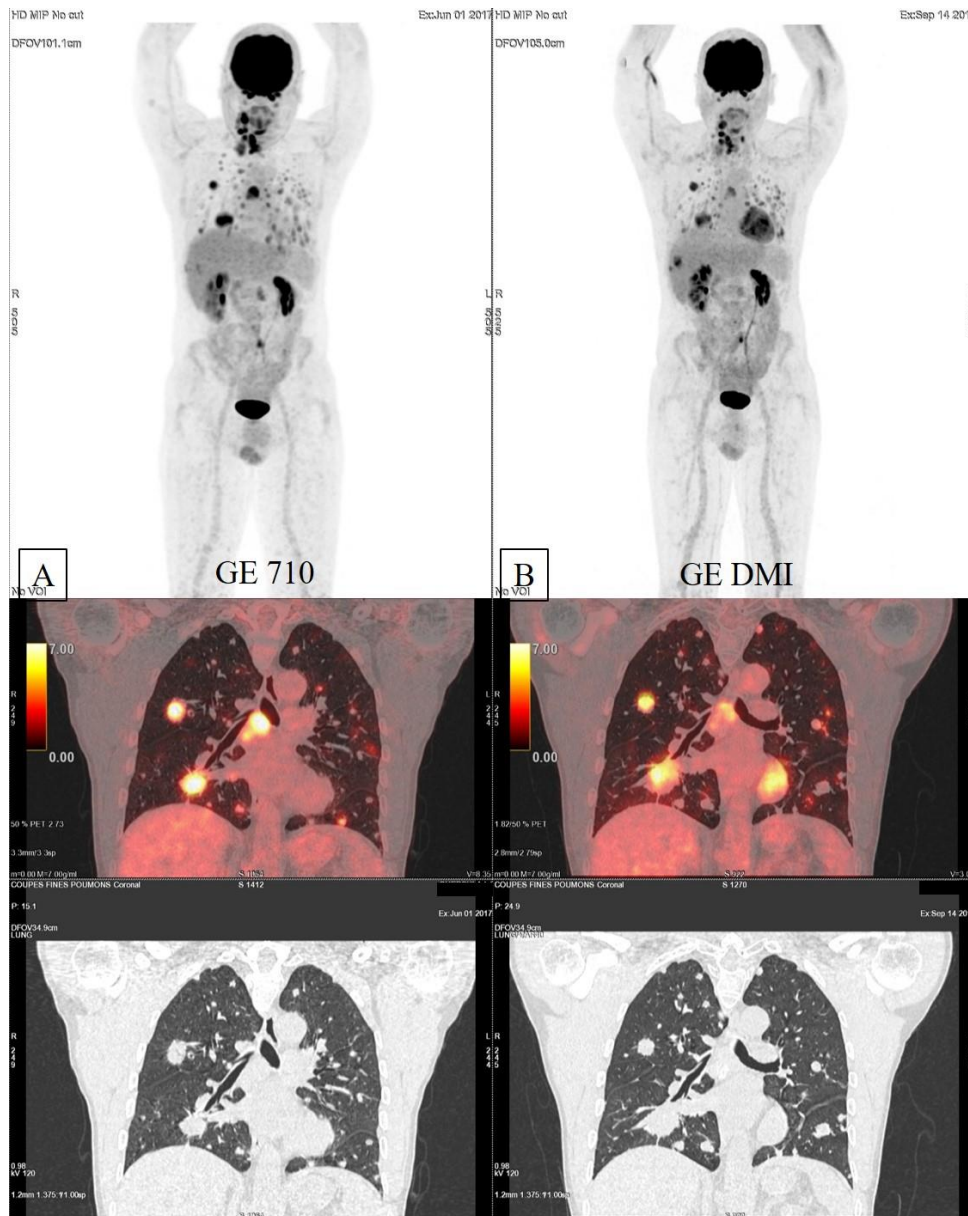
Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour B). Champ exploré : vertex-tiers inf des cuisses

IDSV: A : 6,1 mGy ; B : 4,0 mGy

PDL: A: 761 mGy.cm; B: 519 mGy.cm

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM (notamment avec reconstruction itérative en B)

## Métastases pulmonaires (2/3)



Patient de 48 ans. 76 kg; 1,85 m; IMC 23 kg/m<sup>2</sup>

Métastases pulmonaires. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 710; B: DE Discovery MI

MIP et Coupes frontales

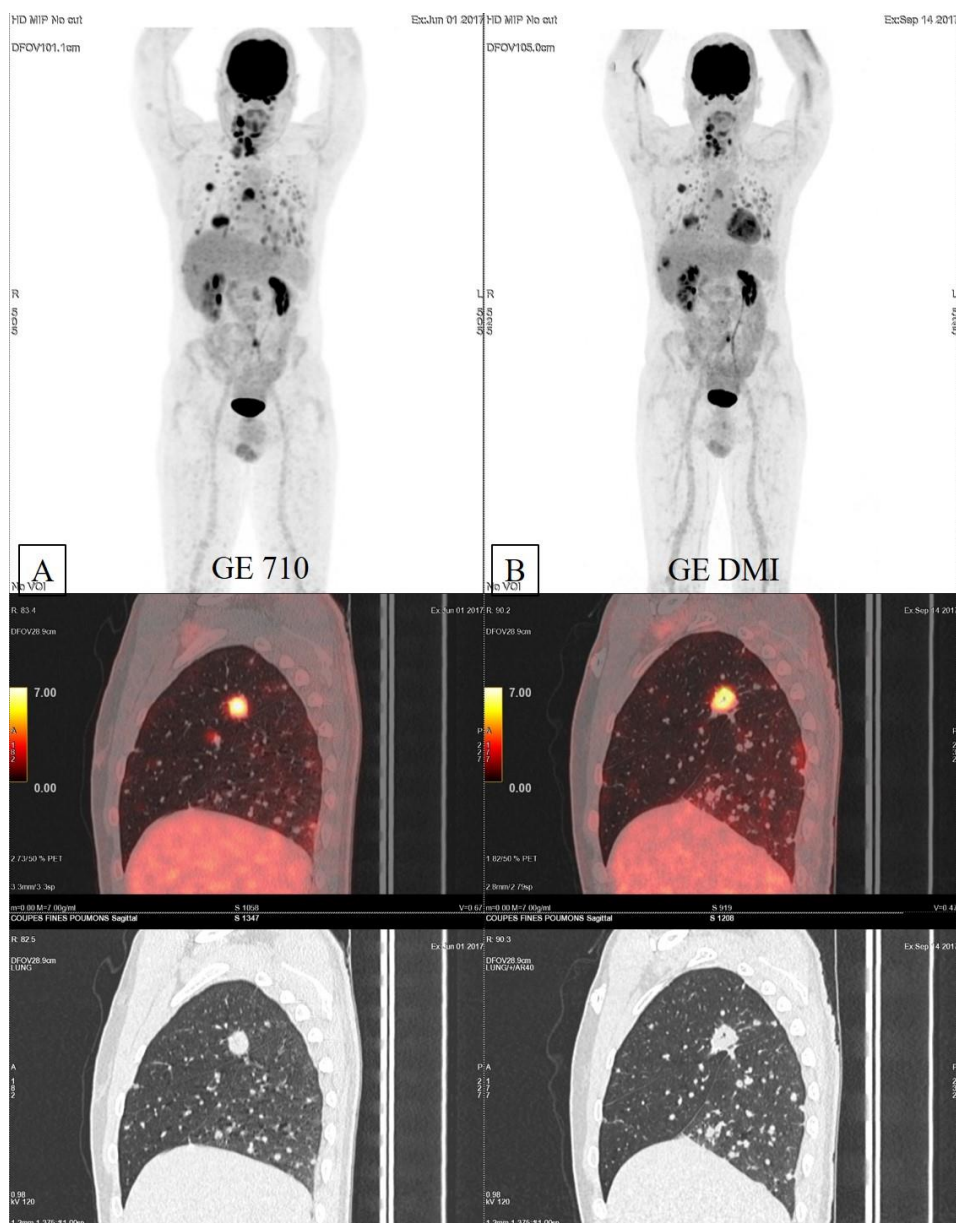
Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour B). Champ exploré : vertex-tiers inf des cuisses

IDSV: A : 6,1 mGy ; B : 4,0 mGy

PDL: A: 761 mGy.cm; B: 519 mGy.cm

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM (notamment avec reconstruction itérative en B)

## Métastases pulmonaires (3/3)



Patient de 48 ans. 76 kg; 1,85 m; IMC 23 kg/m<sup>2</sup>

Métastases pulmonaires. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 710; B: DE Discovery MI

MIP et Coupes sagittales

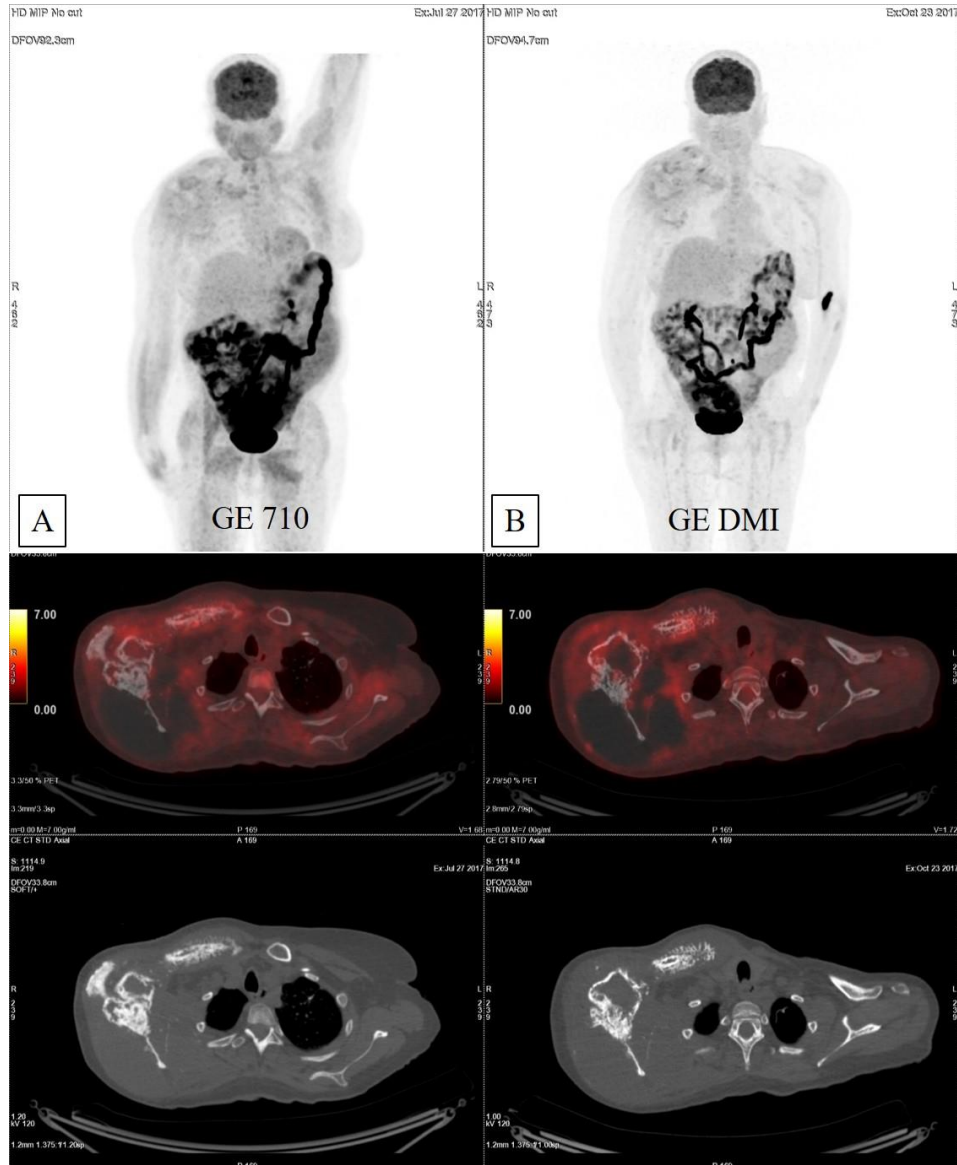
Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour B). Champ exploré : vertex-tiers inf des cuisses

IDSV: A : 6,1 mGy ; B : 4,0 mGy

PDL: A: 761 mGy.cm; B: 519 mGy.cm

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM (notamment avec reconstruction itérative en B)

## Sarcome (1/2)



Patiente de 58 ans. 60 kg; 1,56 m; IMC 25 kg/m<sup>2</sup>

Sarcome de l'épaule droite. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 710; B: DE Discovery MI

MIP et Coupes axiales transverses

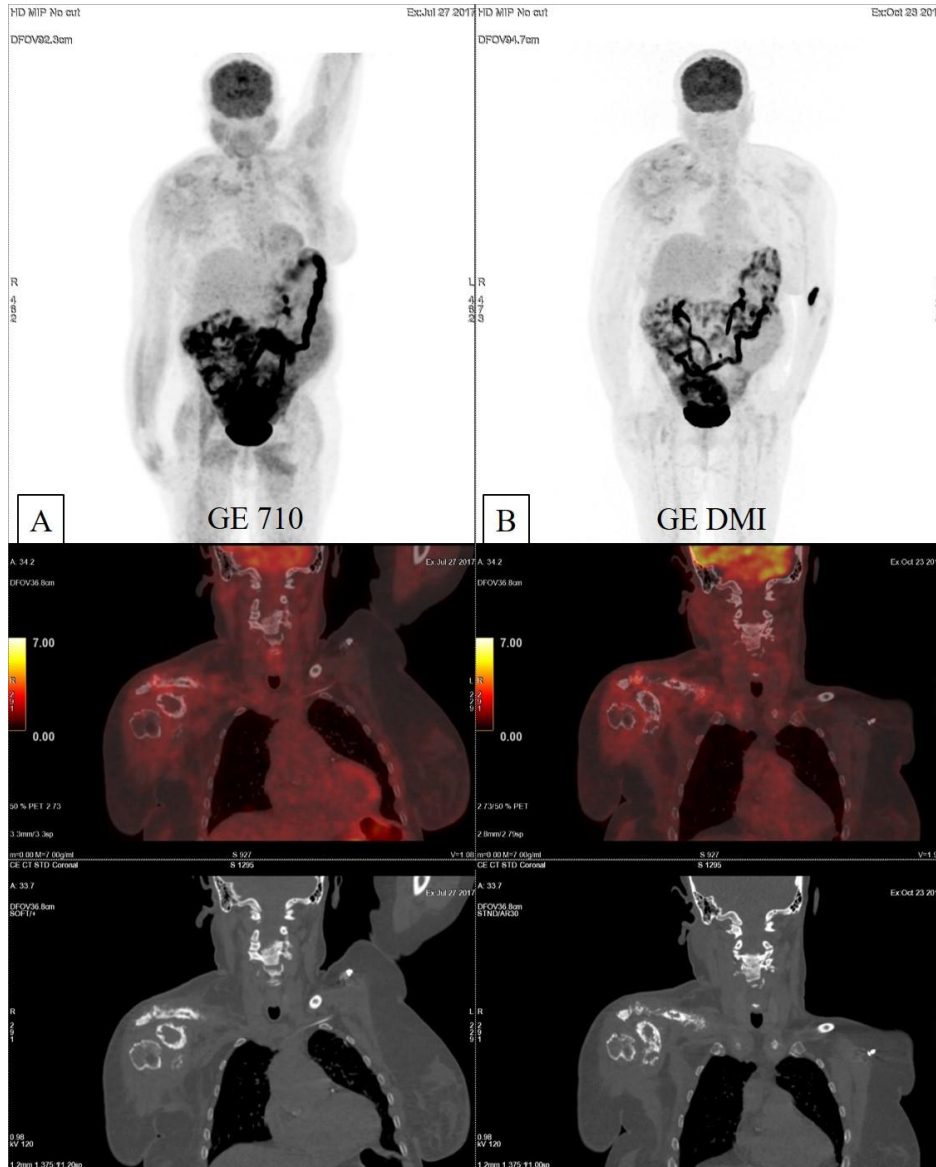
Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour B). Champ exploré : vertex-tiers sup des cuisses  
IDSV: A: 7,1 mGy; B: 4,2 mGy

PDL: A: 764 mGy.cm; B: 463 mGy.cm;

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM malgré le bras gauche le long du corps (reconstruction itérative en B)



## Sarcome (2/2)



Patiente de 58 ans. 60 kg; 1,56 m; IMC 25 kg/m<sup>2</sup>

Sarcome de l'épaule droite. TEP-FDG pour suivi évolutif et évaluation de l'efficacité thérapeutique.

A: GE Discovery 710; B: DE Discovery MI

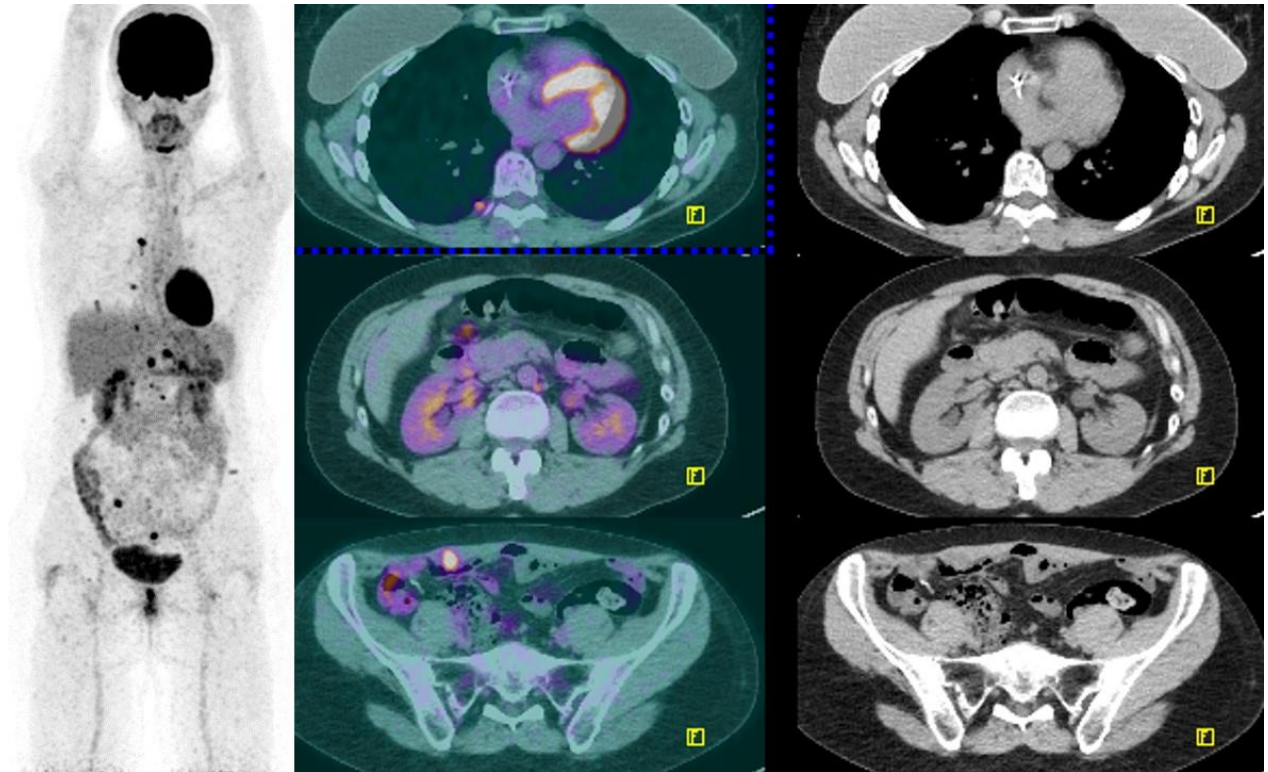
MIP et Coupes frontales

Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutomA et SmartmA, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25 mm, Matrice 512; ASIR 70% (pour B). Champ exploré : vertex-tiers sup des cuisses  
IDSV: A: 7,1 mGy; B: 4,2 mGy

PDL: A: 764 mGy.cm; B: 463 mGy.cm;

**Commentaire:** A qualité diagnostique égale, noter le gain dosimétrique en fonction des générations de TEP/TDM malgré le bras gauche le long du corps (reconstruction itérative en B)

## Adénocarcinome ovarien



Patiente 59 ans. Poids : 70 kg. Taille : 1,70 m IMC : 24 kg/m<sup>2</sup>

Adénocarcinome ovarien, ; augmentation du CA.125

TEP FDG

Vereos Philips

Acquisition du vertex au tiers distal des fémurs

Scanner niveau 3 : 120 kV, mAs Ref 50

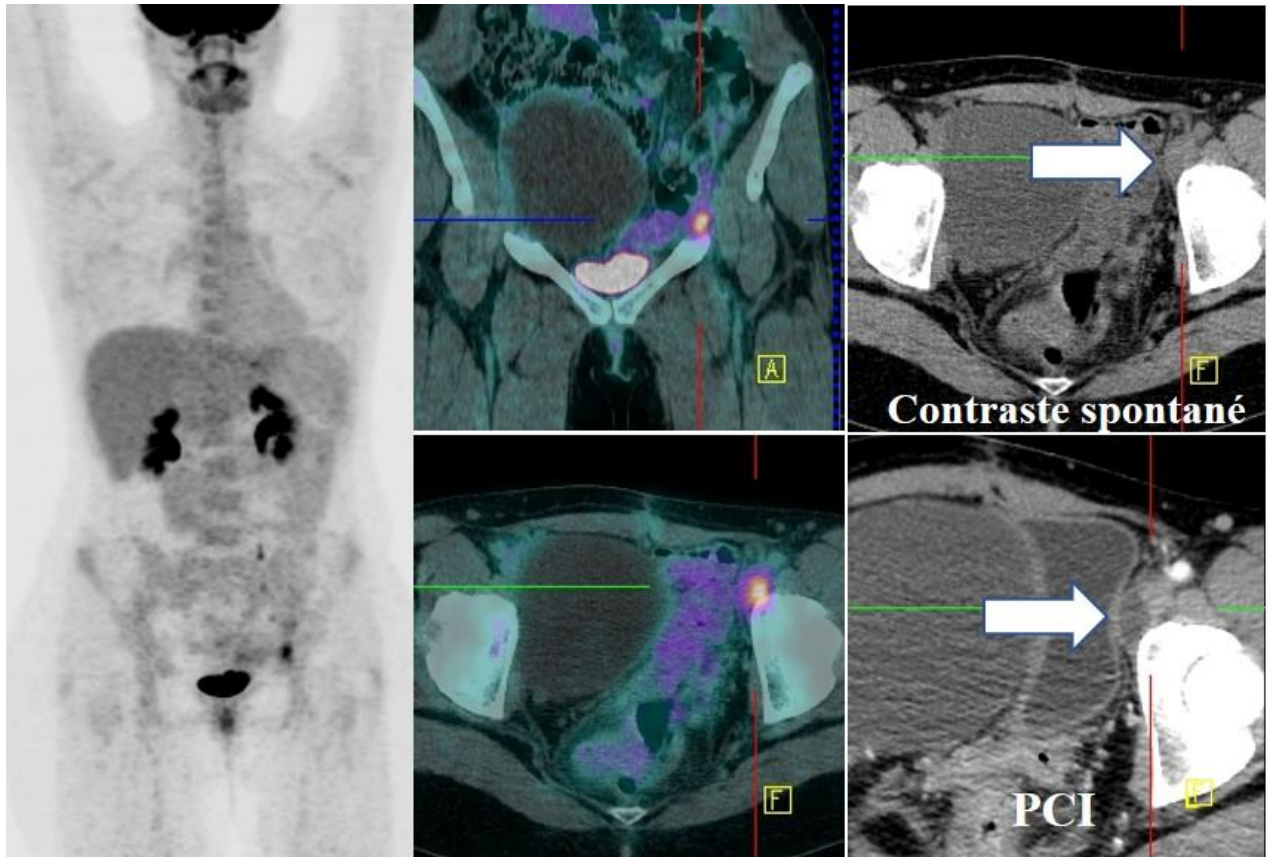
Index DoseRight : 12 Index IDose = 3.

Reconstruction en coupes de 3 mm tous les 1 mm

IDSV 3.8 mGy PDL : 468 mGy.cm

**Commentaire :** Récidive ganglionnaire, pleurale et péritonéale ; la qualité du scanner se caractérise par sa résolution spatiale ici suffisante pour identifier des lésions de petite taille (2 premières lignes) mais également par sa résolution en contraste insuffisante pour identifier parfaitement d'un point de vue morphologique la lésion représentée sur la 3<sup>e</sup> ligne qui ne présente pas de contraste spontané suffisant. A posteriori l'injection de PCI aurait été intéressante.

## Adénocarcinome ovarien



Patiente 50 ans. Poids : 66 kg. Taille : 1,73 m IMC : 22 kg/m<sup>2</sup>

Réévaluation d'un adénocarcinome ovarien

TEP FDG

Biograph 6 Siemens

Scanner niveau 3 : 130 kV, mAs Ref : 80 (care dose) mAs moy : 62

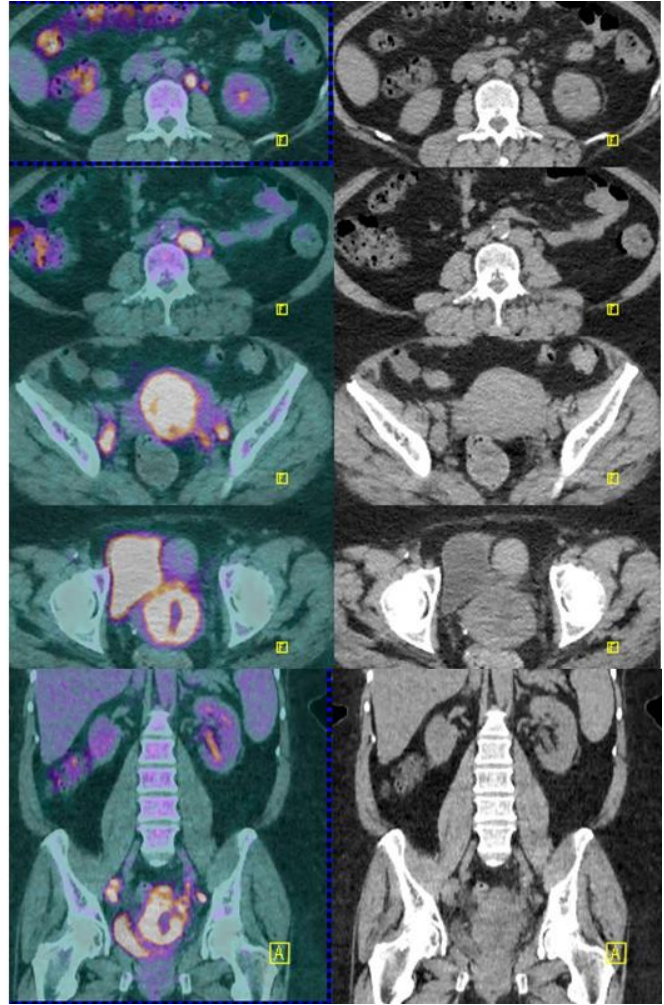
Pitch 1.0

Coupes reconstruites de 3 mm tous les 2 mm - Filtre B40

IDSV 7 mGy - PDL : 708 mGy.cm

**Commentaire** : Foyer ilio-inguinal gauche suspect de correspondre à une adénopathie ; scanner de niveau 2, de qualité insuffisante pour identifier qu'il s'agit en fait d'une petite collection (lymphocèle) : Cf scanner injecté réalisé antérieurement en Radiologie.

## Carcinome épidermoïde du col utérin



Patiente 63 ans. Poids : 99 kg. Taille : 1,62 m IMC : 27 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'extension d'un carcinome épidermoïde du col utérin

TEP FDG

VEREOS Philips

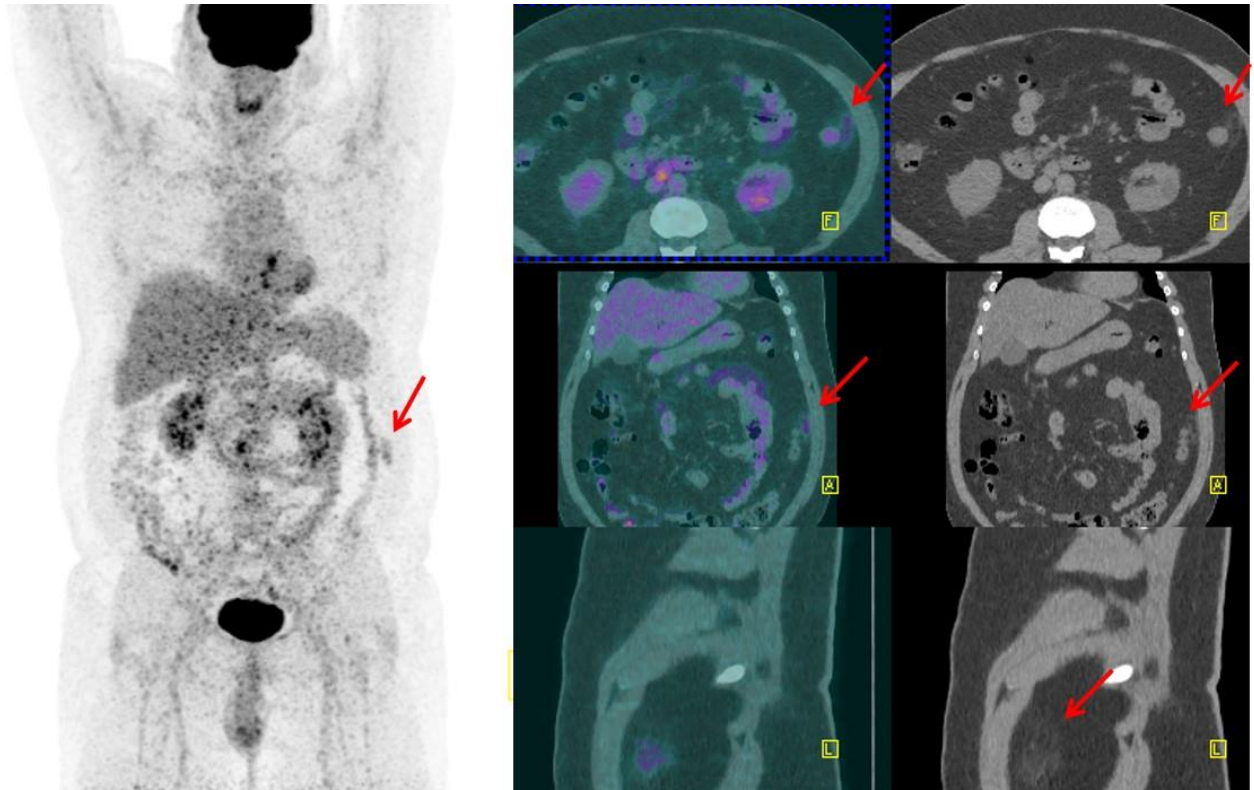
Scanner niveau 3 : 140 kV, mAs moy : 61

Coupes de 3 mm tous les 1.5 mm - Filtre B

IDSV 5.9 mGy - PDL : 667 mGy.cm

**Commentaire :** Scanner de qualité suffisante notamment pour clairement identifier les différentes lésions ganglionnaires

## Séminome et carcinose péritonéale



Patient 50 ans. Poids : 104 kg. Taille : 1,69 m IMC : 36 kg/m<sup>2</sup>

Suspicion de récurrence ganglionnaire d'un séminome sur un scanner de contrôle

TEP FDG

VEREOS Philips

Scanner niveau 3 : 140 kV, mAs moy : 74

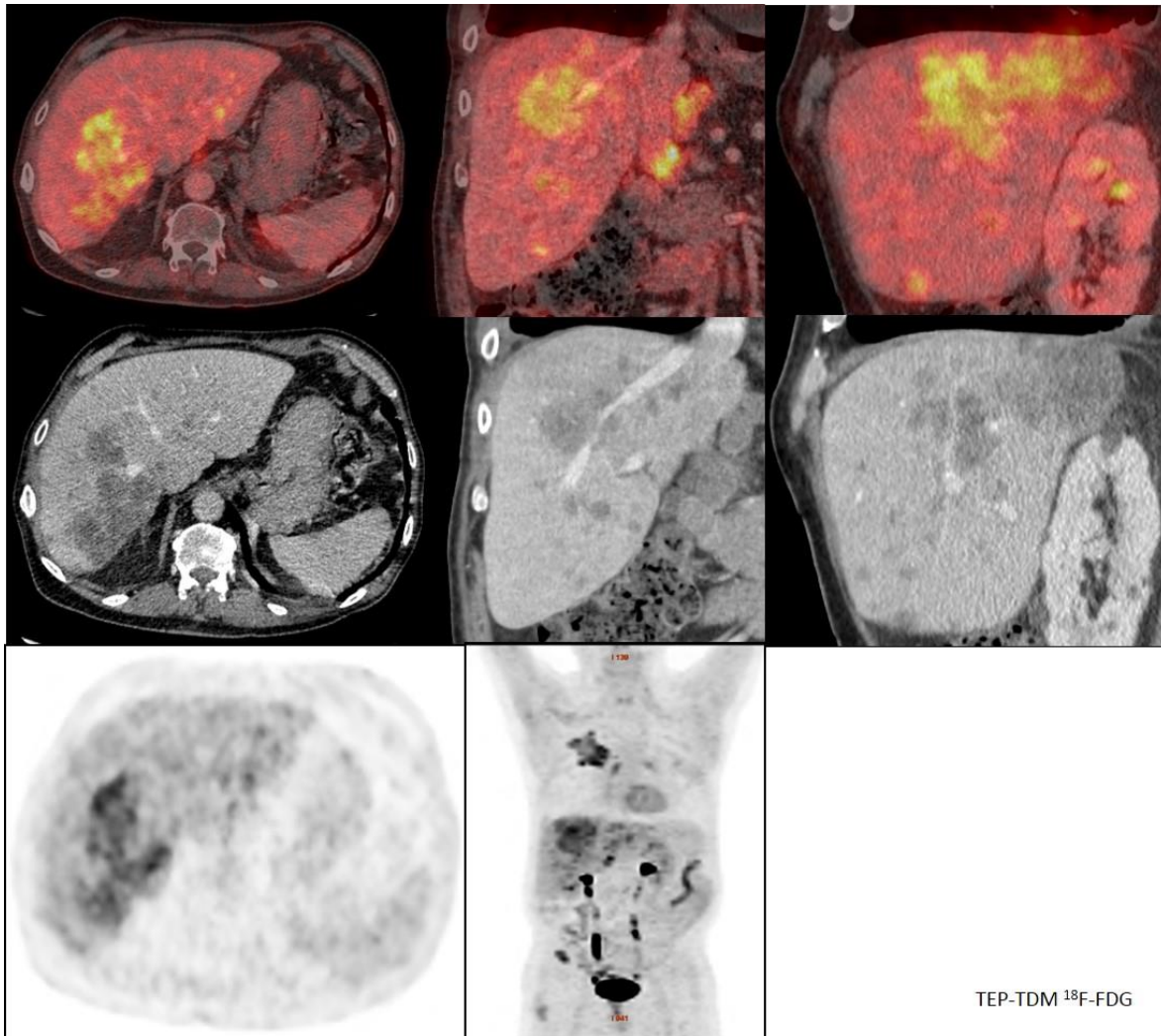
DRI = 11. iDose 5

Coupes reconstruites de 3 mm tous les 1.5 mm - Filtre B

IDSV 7 mGy - PDL : 721 mGy.cm

**Commentaire :** Outre l'hyperfixation d'une adénopathie inter aortico cave, présence d'une localisation péritonéale au niveau de la gouttière pariéto-colique gauche (confirmé par le suivi évolutif), la qualité du scanner permettant d'identifier un infiltrat à ce niveau.

## Métastases hépatiques



Patient de 61 ans. 68 kg, 178 cm; BMI = 21,5 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'extension d'un carcinome épidermoïde pulmonaire métastatique hépatique et osseux.

TEP GE Discovery 710 Elite; 64-128 coupes

Scanner niveau 3 (acquisition TAP): 120 kV; 80-400 mA AutomA / Smart mA; index de bruit 35;

Coupes 10 x 1,25 mm; pas 1,375; temps de rotation 0,6 s; Matrice 512;

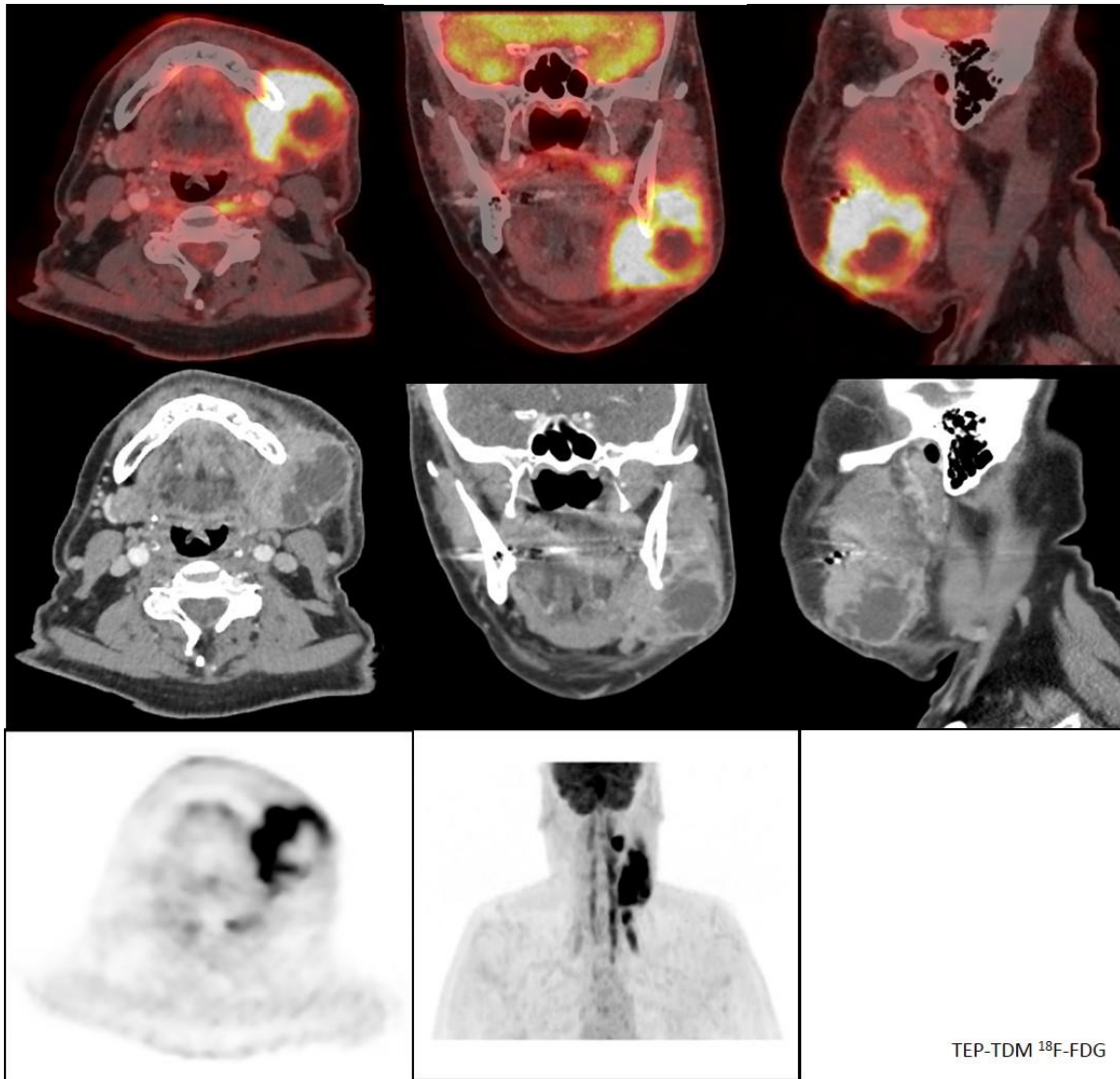
IDSV: 4,97 mGy ; PDL 509,59 mGy.cm

Produit de contraste iodé: VISIPAQUE 320mg/100mL; 2 cc/kg max 300 cc.. Hélice TEP portale 70 s après le début de l'injection.

Reconstruction: ASIR 50; filtre détail; épaisseur 1,25mm / incrément 0,625 mm

**Commentaire:** Multiples métastases hépatiques bilobaires. Intérêt de l'injection de PCI.

## Carcinome ORL



Patient de 62 ans. 90Kg, 177 cm; BMI= 28,8 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'extension d'un carcinome épidermoïde du trigone rétromolaire gauche

TEP GE Discovery 710 Elite; 64-128 coupes

Scanner niveau 3 (acquisition cervicale): 120 kV; 50-400 mA AutomA / Smart mA; index de bruit 30; Coupes 64 x 0,625 mm; pas 1,375; temps de rotation 0,6 s; Matrice 512;

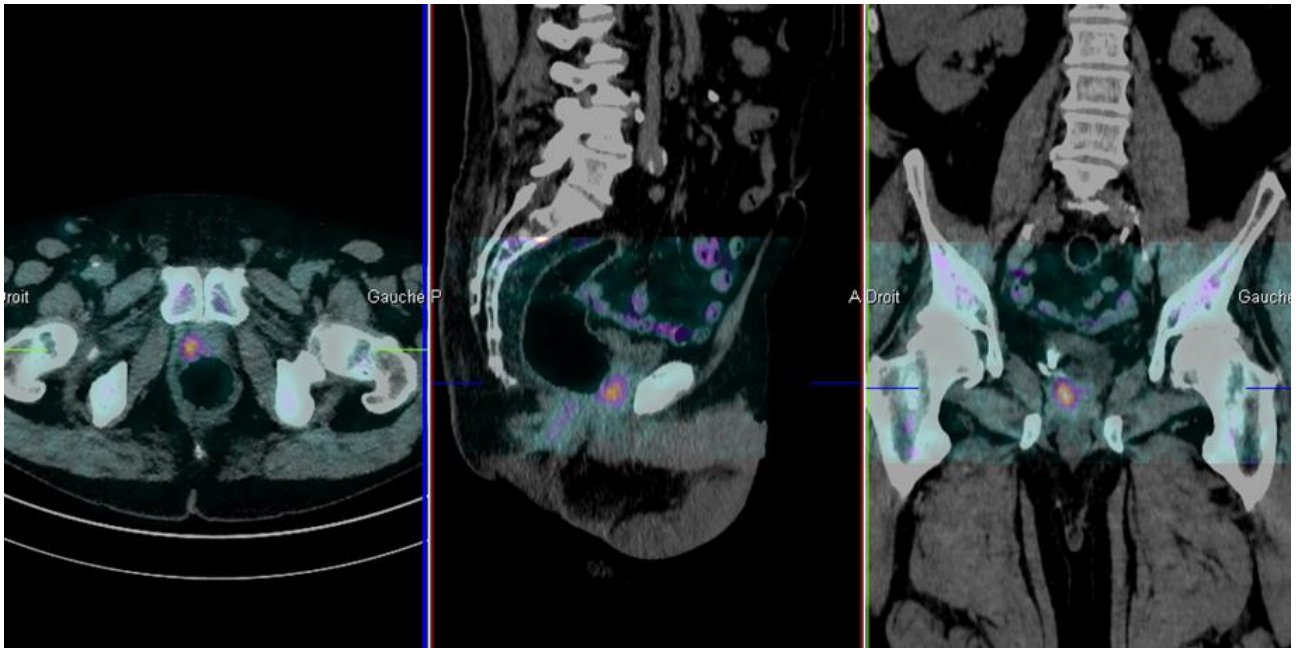
IDSV: 10,24mGy ; PDL 266,87 mGy.cm

Produit de contraste iodé: VISIPAQUE 320mg/100mL; 20 cc du volume total réservé à la ré-injection pour l'ORL. Hélice ORL 25 s après le début de la ré-injection.

Reconstruction: ASIR 50; filtre détail; épaisseur 1,25mm / incrément 0,625 mm

**Commentaire:** Adénopathies nécrotiques sous-mandibulaires et jugulo-carotidiennes gauches. Intérêt de l'injection de PCI.

## Adénocarcinome prostatique



Patient 75 ans. Poids : 89 kg. Taille : 1,74 m IMC : 29 kg/m<sup>2</sup>

PSA = 4.3 ng/ml 14 ans après traitement radical par radiothérapie

TEP F-Choline

VEREOS Philips

Scanner niveau 3 : 120 kV, mAs moy : 71

DRI = 11. iDose 5

Pitch 0.7. Temps de rotation du tube : 0.5 sec

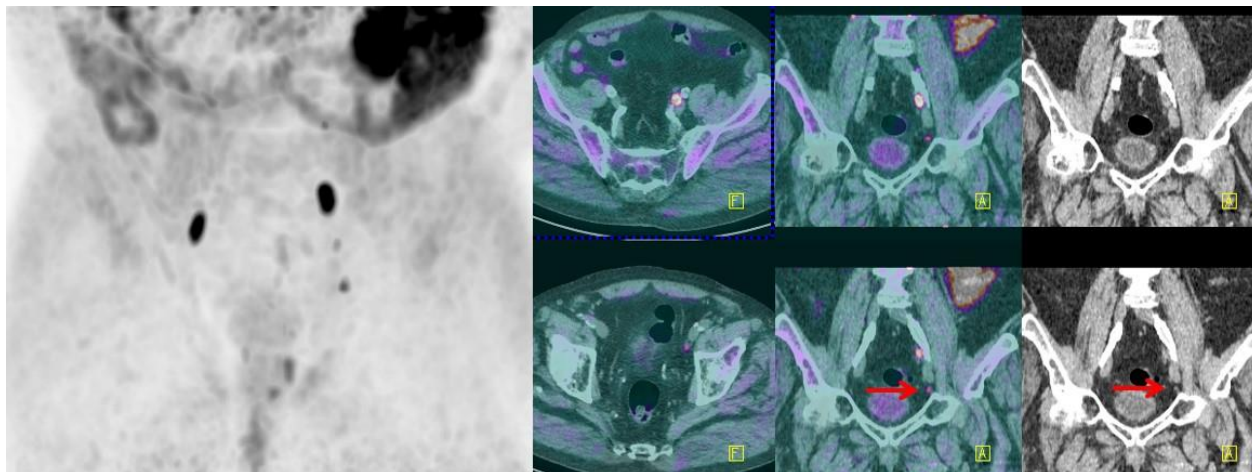
Coupes reconstruites de 3 mm tous les 1.5 mm - Filtre B

IDSV 4.6 mGy PDL : 519 mGy.cm

**Commentaire :** Mutualisation du scanner entre l'acquisition corps entier et l'acquisition précoce en mode list qui seule permet ici de préciser le caractère tumoral et non urinaire d'un foyer immédiatement sous vésical.



## Adénocarcinome prostatique



Patient 71 ans. Poids : 90 kg. Taille : 1,74 m IMC : 29 kg/m<sup>2</sup>

ADK de prostate traité il y a 3 ans par RxT - PSA = 3,2 ng/ml

TEP Choline – acquisition complémentaire après LASILIX

VEREOS Philips

Scanner niveau 3 : 120 kV, mAs ref : 50 mAs Moy 105 mAs

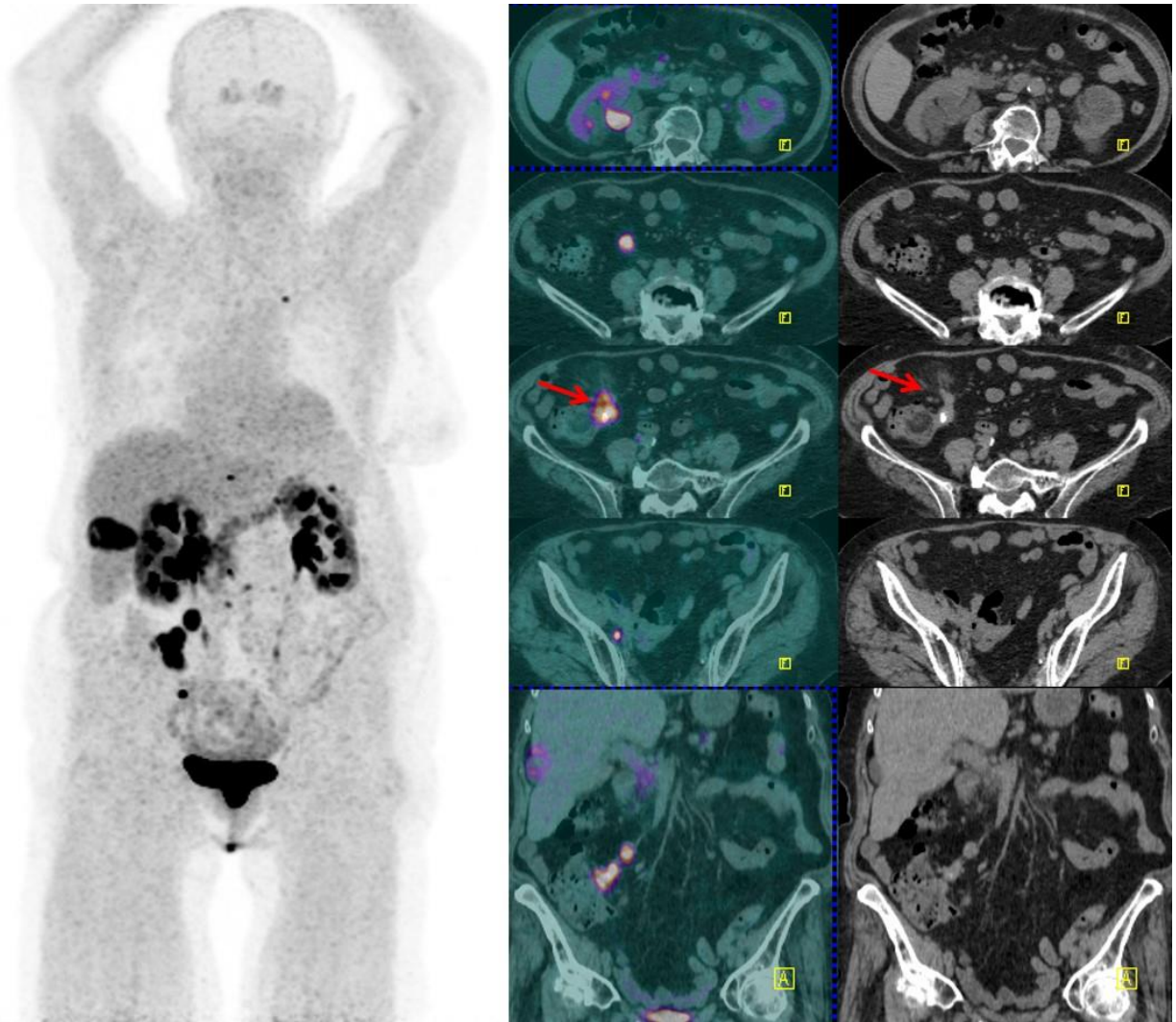
DRI = 12. iDose 3

Coupes de 3 mm tous les 1.5 mm - Filtre B

IDSV 5.4 mGy - PDL : 180 mGy.cm

**Commentaire :** Corrélation TEP/TDM y compris pour ganglion de 5 mm (flèche rouge). **NB :** l'indice relatif à la qualité d'image escomptée (DRI = 12) d'une acquisition complémentaire doit être au moins égal à l'indice de l'acquisition corps entier

## Tumeur endocrine iléale



Patiente 88 ans. Poids : 69 kg. Taille : 1,65 m IMC : 25 kg/m<sup>2</sup>

Suspicion de tumeur neuro endocrine grêlique

TEP FDOPA

VEREOS Philips

Scanner niveau 3 : 120 kV, mAs moy : 64

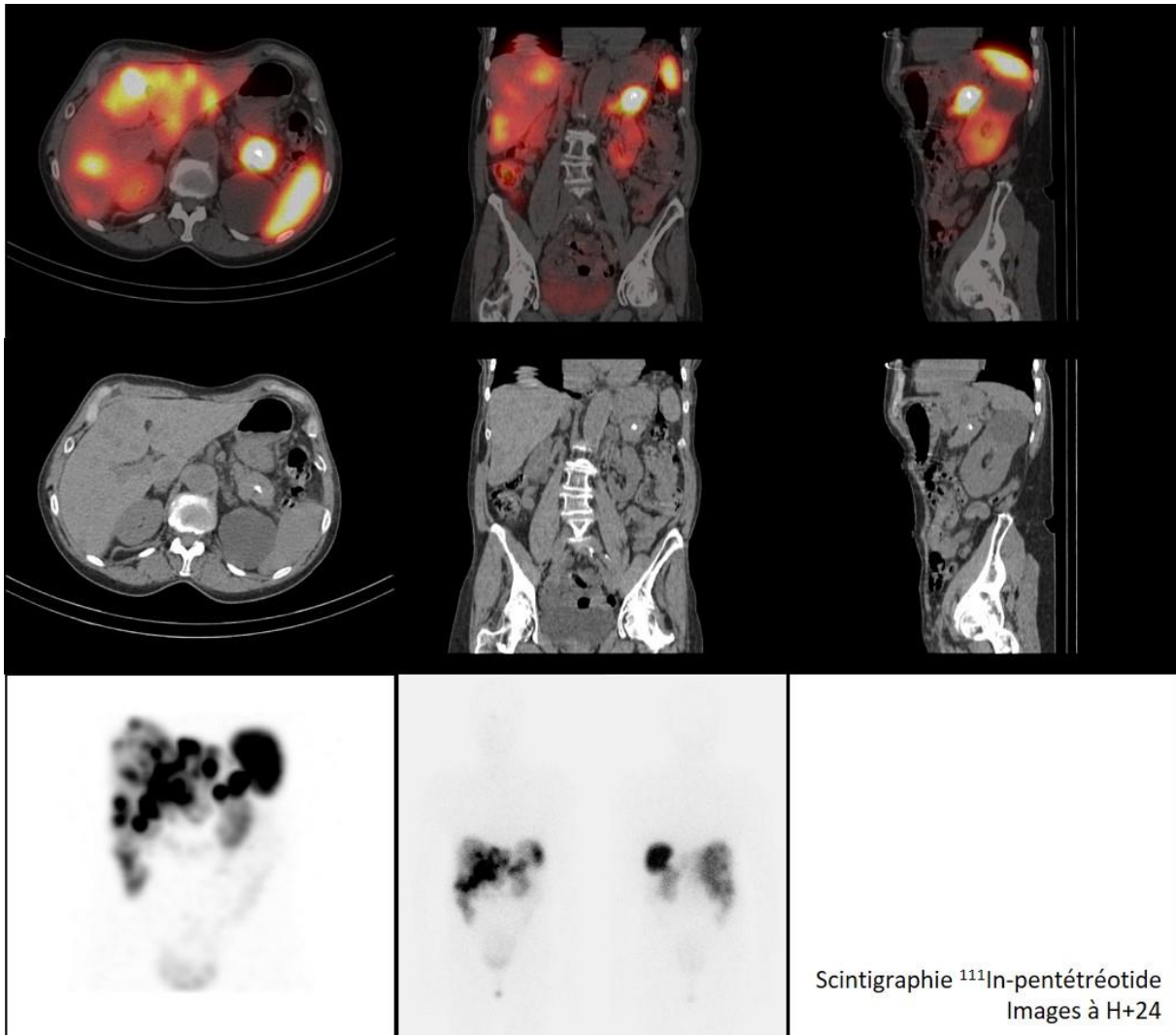
Pitch 0.8. Temps de rotation du tube : 0.5 sec

Coupes reconstruites de 3 mm tous les 1.5 mm - Filtre B

IDSV 4 mGy - PDL : 465 mGy.cm

**Commentaire :** Scanner de qualité suffisante pour identifier les lésions ganglionnaires mésentériques dont certaines ne font quelques mm (flèche rouge)

## Tumeur endocrine pancréatique



Patiente de 72 ans. 63 kg, 168 cm; BMI =22 kg/m<sup>2</sup>

Métastases hépatiques d'une tumeur neuroendocrine bien différenciée: recherche de primitif.

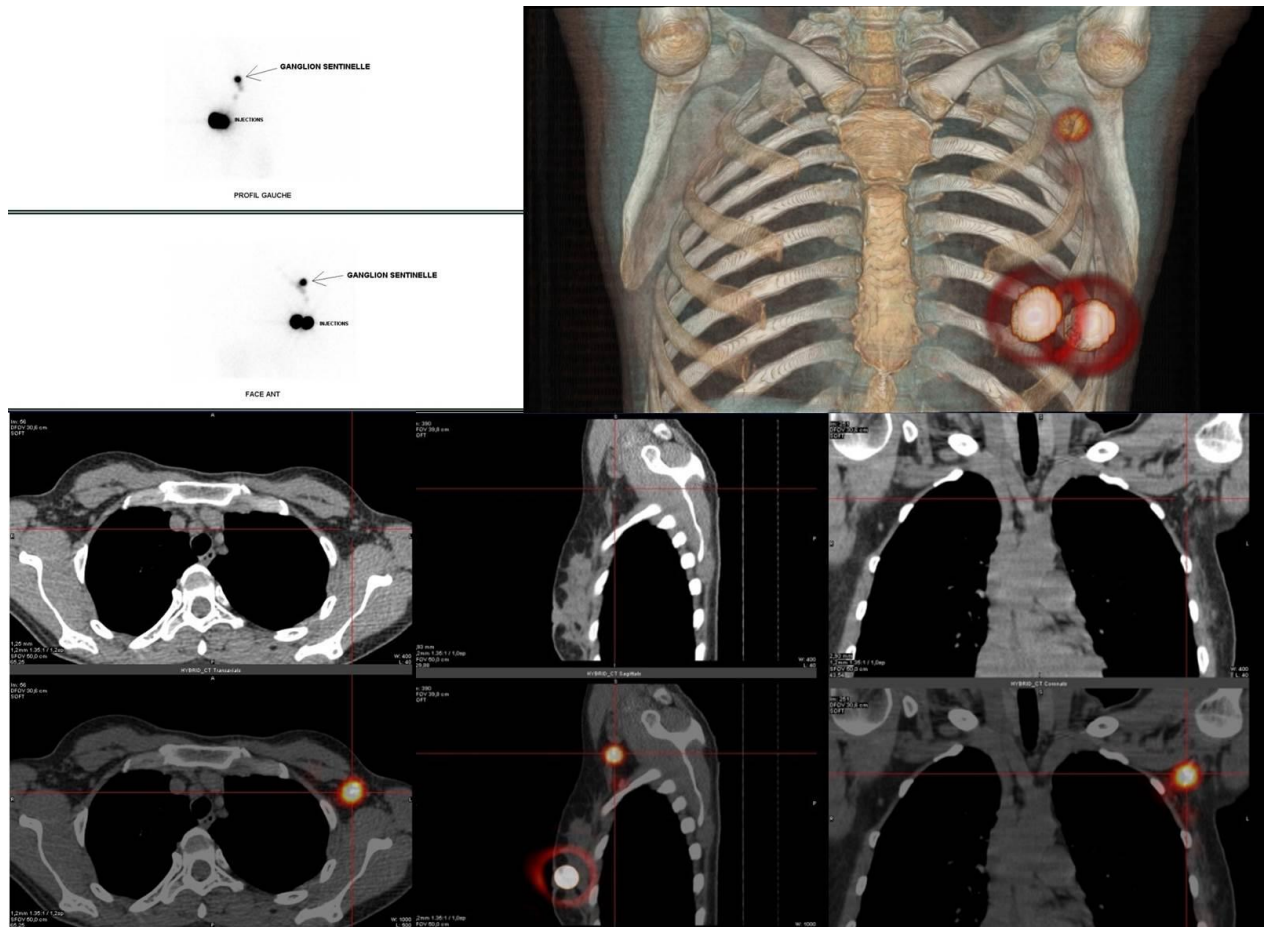
TEMP SIEMENS Symbia T6; 6 coupes.

Scanner niveau 3: 130 kV; 58 mAs / ref 90 CARE Dose4D; Coupes 6 x 2mm; pas 1,25; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512; PDL: 263 mGy.cm; IDSV 6,35 mGy

Reconstruction: filtre B30s; épaisseur 3 mm/incrément 2 mm

**Commentaire:** Primitif retrouvé au niveau de la queue du pancréas

## Lymphoscintigraphie mammaire et ganglion sentinelle



Patiente de 45 ans, 60 kg, 1,64 m, IMC 23 kg/m<sup>2</sup>

CCI Sein Gauche. Lymphoscintigraphie mammaire pour détection du ganglion sentinelle.

TEMP GE Discovery 670; 16 coupes.

Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs Autosmart, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1.25mm, Matrice 512;

PDL: 230 mGy.cm

**Commentaire:** Grâce à la TDM, le ganglion sentinelle est identifié à l'interface entre les niveaux I et II de Berg sous la forme d'un ganglion infracentimétrique conservant un hile graisseux central situé à 17 mm de la surface cutanée.

## III. 2 OSTÉO-ARTICULAIRE

Les reconstructions tomoscintigraphiques (TEMP) ont limité les contraintes de superposition des structures ostéo articulaires et ont amélioré la localisation anatomique comparativement à l'imagerie planaire, mais c'est surtout leur couplage à la TDM (TEMP-TDM) qui a permis une vraie révolution.

La confrontation d'une anomalie métabolique à son contexte anatomique et aux données scanographiques a en effet augmenté la sensibilité de la scintigraphie osseuse et de façon plus importante sa spécificité. Certaines évaluations auparavant limitées en raison de la complexité anatomique (exemple : pieds) sont devenues plus pertinentes.

L'association des données anatomiques et métaboliques a également permis de dresser pour un certain nombre d'entités des configurations morpho-métaboliques évocatrices (exemple : ostéocondensation normofixante correspondant à un îlot condensant bénin, hyperfixation intense de topographie médullaire sans anomalie de densité scanographique correspondant à une métastase ostéocondensante encore infra radiologique).

En outre, le couplage à la TDM permet la détection de processus peu ou modestement hyperfixants qui échappaient parfois au médecin nucléaire (ex : granulome de descellement peu hyperfixant dans le cadre d'un descellement d'une prothèse de hanches) et dont la prise en compte améliore l'évaluation diagnostique.

### 1. Quand peut-on se passer de la TDM (niveau 0) ?

#### 1.1. Dans les cas où l'imagerie planaire peut être suffisante

Certaines pathologies ont une sémiologie pathognomonique en imagerie planaire ne nécessitant pas de recours systématique à la TEMP ni à la TEMP-TDM.

Il s'agit de certaines pathologies locales et loco-régionales :

- suspicion de Syndrome Dououreux Régional Complexe (CRPS en anglais) de type I de la main et du pieds, sous la réserve de l'absence de détection ou de faible probabilité de lésion ostéo-articulaire causale,
- fractures et périostites de surmenage typiques des os longs,
- fractures sacro-coccygiennes de fragilité osseuse typiques chez le sujet âgé.

Certaines entités pouvant atteindre le squelette de façon diffuse ou multifocale peuvent également être parfois caractérisées par des clichés planaires seuls :

- diagnostic d'une atteinte métastatique multifocale sans souhait de cartographie lésionnelle précise, et pour laquelle la connaissance du phénotype lésionnel n'impactera pas les futures évaluations de réponse thérapeutique,
- diagnostic de *super bone scan* métastatique ou métabolique,
- maladie de Paget d'aspect et de topographie typiques,
- ostéonécrose multifocale dans un contexte évocateur.

En oncologie, les clichés planaires strictement normaux dans le cadre du bilan d'extension initial de cancers ostéophiles à un stade de très faible risque d'atteinte osseuse (tels que les cancers du sein T1 et T2 sans atteinte ganglionnaire, et les cancers prostatiques de stade de d'Amico I) peuvent faire surseoir à une acquisition TEMP-TDM. Dans les autres cas, on rappellera la meilleure pertinence diagnostique de la TEMP-TDM en 2 ou 3 champs de vue jointifs par rapport au balayage corps entier [1, 2, 3].

#### 1.2. Dans les rares cas où la TEMP seule peut être suffisante

Il s'agit des situations dans lesquelles l'irradiation du patient se doit d'être fortement limitée - tout en sachant que l'absence d'acquisition TDM conjointe pourra *a posteriori* rendre l'interprétation délicate (exemple : doute quant à un niveau vertébral, localisation précise non possible, ...).

On retient notamment pour cette catégorie :

- l'appréciation de l'évolutivité ou de l'extension d'une lésion osseuse connue en pédiatrie ou chez l'adulte jeune, lorsque l'imagerie TDM et/ou IRM est accessible afin de confronter précisément les données métaboliques aux données anatomiques (exemple : dysplasie fibreuse, kyste osseux, fibrome non ossifiant, hémangiome),
- le souhait d'augmenter la sensibilité et donc la valeur prédictive négative de l'examen en pédiatrie ou chez l'adulte jeune lors de la recherche d'un processus hyperfixant alors que les clichés planaires sont normaux (exemple : recherche de lyse isthmique aiguë).

## **2. Situations dans lesquelles une TDM "basse dose" peut être suffisante (niveau 1 et niveau 2)**

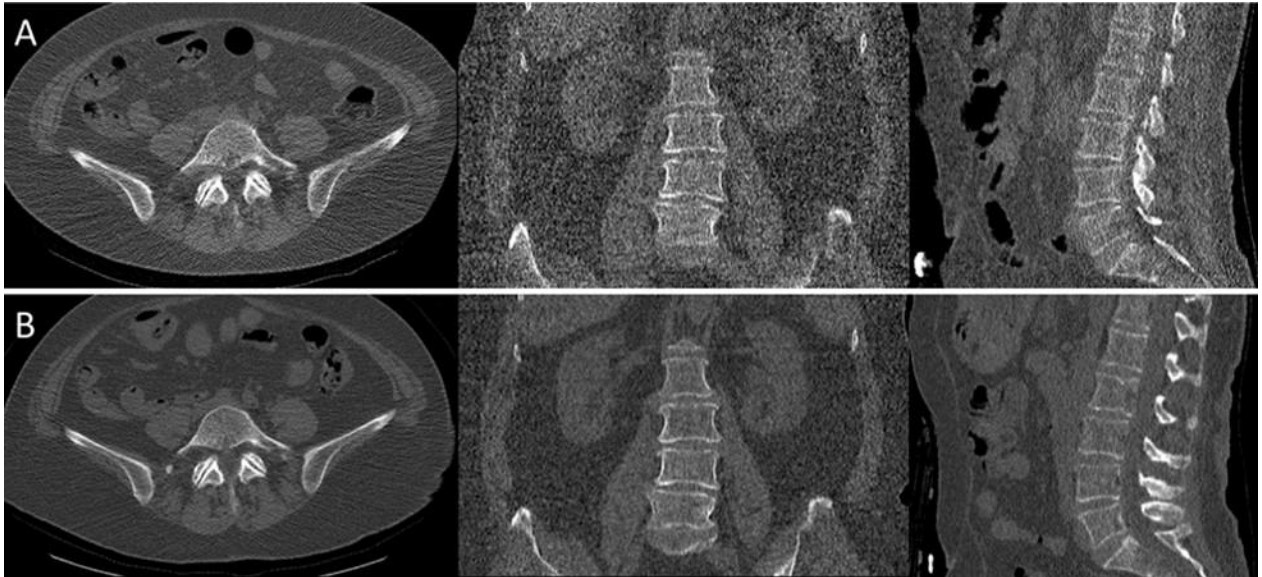
Compte tenu du contraste spontané élevé de l'os cortical, toute TDM même avec des paramètres de tension et de charge les plus limités permet une bonne discrimination des pièces osseuses, si bien que pour l'imagerie ostéo-articulaire les niveaux TDM 1 et 2 se confondent.

Ces TDM de niveau 1 et 2 sont paramétrés avec une tension et une intensité diminuées (ou un paramétrage d'acquisition avec un niveau de bruit élevé) avec génération de coupes épaisses. Les images TDM permettront de localiser grossièrement les anomalies de fixation osseuse mais n'autoriseront pas :

- une bonne évaluation des interfaces articulaires du fait de la résolution limitée (exemple : pieds, mains, distinction entre un foyer hyperfixant métastatique de l'apophyse transverse d'une vertèbre ou un foyer mécanique costo-transversaire),
- une évaluation topographique précise (corticale, sous corticale, médullaire) et de rechercher une éventuelle réaction périostée,
- l'évaluation des marges d'une lésion et ses rapports avec l'os hôte,
- une évaluation de la matrice d'une lésion (liquidienne, grasseuse, tissulaire, augmentation de la densité),
- une évaluation juxta osseuse (exemple : atteinte des parties molles),
- une bonne évaluation des interfaces ostéo prothétiques et des pièces osseuses au voisinage de matériel prothétique.

Les niveaux 1 et 2 ne peuvent donc être recommandés que lorsqu'une TDM diagnostique récente a été réalisée et est accessible, ou lorsqu'une TDM de plus haut niveau est programmée prochainement et sera accessible pour le médecin nucléaire (tout en sachant que les positionnements différents du patient ou les articulations à degrés de liberté élevés peuvent parfois rendre une confrontation ou un recalage délicat).

Dans les autres situations, le faible niveau de la TDM risque de rendre l'examen *a posteriori* insuffisamment conclusif et de nécessiter la réalisation d'une nouvelle TDM (avec pour corollaire une irradiation liée à la TDM hybride sans bénéfice pour le patient).



*Figure 1 : Coupes axiales, coronales, et sagittales de la TDM couplée du rachis lombaire chez une patiente de 65 ans, IMC à 26 kg/m<sup>2</sup>, adressée pour lombalgie dans un contexte de syndrome inflammatoire.*

*En A : TDM de niveau 2 réalisée au temps tissulaire, Caméra GE NM/670 16 coupes, 80kV, 60 mAs, coupes de 3 mm tous les 3 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 2,1 mGy, PDL 65,9 mGy.cm (longueur du volume exploré : 31 cm).*

*En B : TDM de niveau 3 réalisée au temps osseux, Caméra GE NM/670 16 coupes, 120kV, Smart mA 20-150 mAs, indice de bruit 45, coupes de 1,5 mm tous les 1,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 5,1 mGy, PDL 386 mGy.cm (longueur du volume exploré : 75 cm).*

*Sur la TDM de niveau 2 les pièces osseuses sont parfaitement individualisées, mais une évaluation corticale ou médullaire fine est délicate du fait du bruit comparativement à la TDM de niveau 3.*

### **3. Cas usuel des TDM sémiologiques (niveau 3 et 4)**

#### **3.1. Généralités**

Il s'agit de la pratique majoritaire en TEMP-TDM (ainsi qu'en TEP-TDM) [4-8]. Elle consiste à :

- accéder à des détails anatomiques et topographiques précis,
- utiliser l'information scanographique afin d'exploiter une sémiologie radiologique et hybride, grâce à la prise en compte des informations précédemment mentionnées ,
- repérer des anomalies scanographiques hyperdenses, hypodenses, ostéolytiques ou mixtes pas ou peu hyperfixantes afin d'en préciser la nature ou caractère évolutif et de les intégrer à l'interprétation (exemples : îlot condensant bénin non fixant, lacunes osseuses non



fixantes pouvant faire évoquer un myélome, fracture non fixante en évolution pseudarthrosique atrophique).

En outre, seul un niveau TDM de support anatomique précis permettra une évaluation correcte du matériel prothétique, grâce à :

- une compréhension optimale de la construction prothétique (exemples : tige longue / courte et cimentée / non cimentée d'une prothèse fémorale, resurfaçage patellaire ou non d'une prothèse de genou, type d'arthrodèse rachidienne) et ses rapports avec le squelette du patient,
- une meilleure localisation d'éventuelles anomalies de fixation et la recherche d'anomalies scanographiques causales ou liées,
- la prise en compte d'éventuels phénomènes de résorption osseuse peu hypermétaboliques en périphérie du matériel (exemple : résorption granulomateuse associée à un descellement).

Enfin, un TDM offrant une cartographie de densité précise du patient qui pourra s'avérer utile pour les outils de quantification TEMP (SPECT) en développement.

### 3.2. Quel est le paramétrage optimal d'une TDM sémiologique ?

Les TDM permettant une étude précise du support anatomique et prothétique doivent répondre aux critères suivants :

- résolution adaptée aux structures évaluées (moins de 1,5 mm pour le pied et la main, moins de 3 mm ou idéalement moins de 2 mm pour le rachis et le bassin),
- l'os cortical du fait de son contraste spontané élevé sera toujours bien discriminé. L'os spongieux et la matrice médullaire en revanche doivent être évaluables, avec un bruit dans l'image ne gênant pas la détection de variations faibles de densité.
- les reconstructions frontales et sagittales doivent être de qualité équivalente aux coupes natives axiales,
- une distinction des tissus mous est souhaitable afin de déceler des anomalies musculo tendineuses et para rachidiennes pouvant participer à une pathologie ostéo articulaire,
- les artefacts liés au matériel prothétique doivent être contenus (ils sont généralement présents quel que soit le type matériel, mais peuvent être minorés selon le paramétrage de la TDM).

Compte tenu de l'hétérogénéité du parc technique, des générations de TDM embarquées, du recrutement des patients, et des pratiques de chaque centre, il n'est pas possible d'établir des paramétrage TDM *a priori*. Chaque centre doit optimiser le paramétrage de ses TDM. Des diminutions de doses faibles mais établies de façon répétées peuvent permettre de sélectionner par itérations successives le protocole fournissant la qualité d'image juste suffisante aux pré requis cités précédemment, dans le respect du principe ALARA.

En outre, on soulignera que la tension (kV) peut être adaptée en fonction de la région considérée et de la présence de matériel. Par exemple : diminution ( $\leq 120$  kV) pour l'étude de régions de faible volume telles que les mains ou les pieds, ou à l'inverse augmentation ( $\geq 120$  kV) en cas de présence de matériel prothétique.

### 3.3. Relation entre le bruit et l'épaisseur des coupes

Pour un même paramétrage technique, le bruit croît à mesure que les coupes TDM sont plus fines, si bien que à qualité équivalente l'irradiation est plus élevée lorsque des coupes fines sont souhaitées. Le niveau de bruit attendu et l'épaisseur de coupe souhaitée conditionnement donc le pilotage du scanner.

Il est possible toutefois de modifier *a posteriori* l'épaisseur de coupe en agrégeant sur la station de traitement plusieurs coupes afin de réduire le bruit. Cela est d'autant plus important lors de la visualisation des reconstructions frontales et sagittales car les volumes TDM ne sont généralement pas isotropes : dans une coupe axiale d'une épaisseur de 2,5 mm, du fait de la matrice  $512^2$  les voxels auront fréquemment une dimension inférieure à 1 mm dans le plan axial. En conséquence, les reconstructions multiplanaires frontales et sagittales natives seront généralement impactées par un bruit plus important que dans les coupes axiales. L'agrégation logicielle des coupes par modification de l'épaisseur souhaitée permet de pallier cette limite.

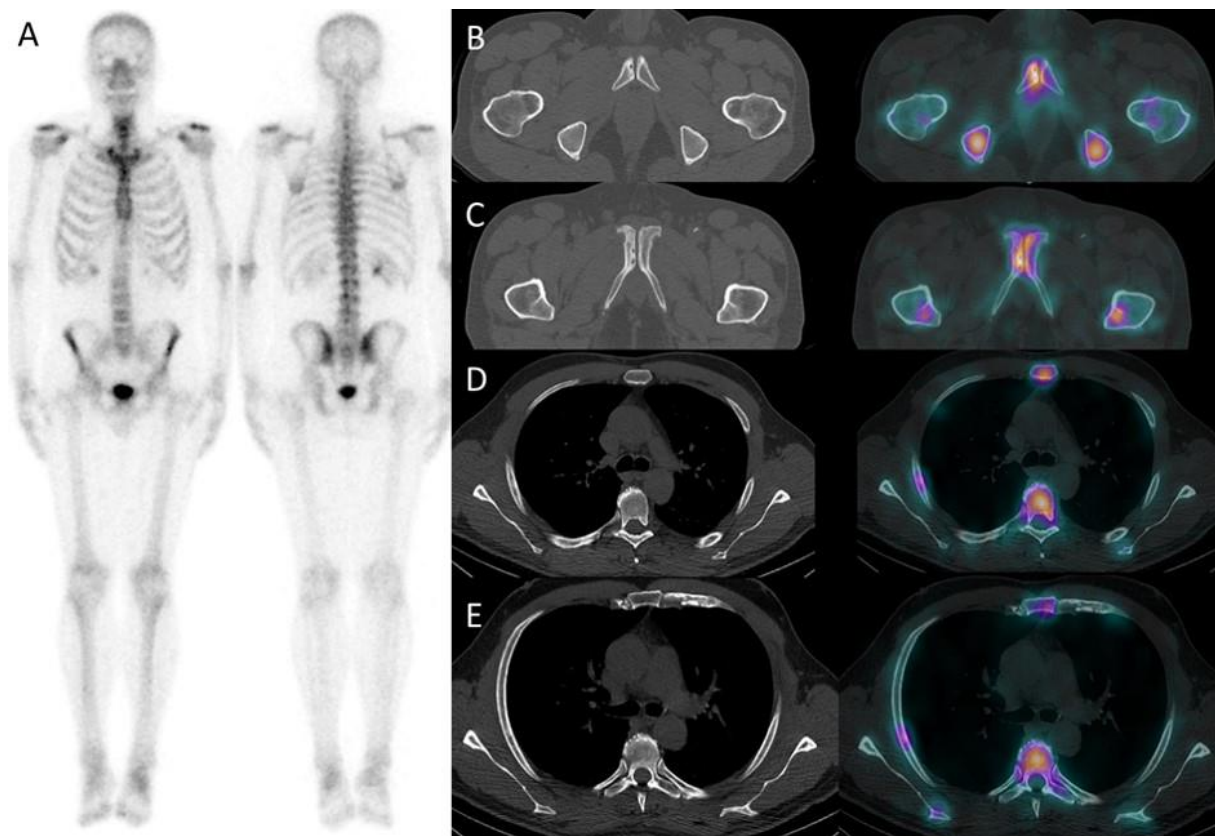


*Figure 2: A et B : coupes sagittales issues de la même acquisition TDM. En A est représentée la coupe avec son épaisseur nominale de 0,78 mm. En B est représentée la même coupe avec une épaisseur de 5 mm. On constate du fait du moyennage une diminution du bruit.*

*Patiente de 65 ans, IMC à 26 kg/m<sup>2</sup>, TDM de niveau 3, Caméra GE NM/670 16 coupes, 120kV, Smart mA 20-150 mAs, indice de bruit 45, coupes de 1,5 mm tous les 1,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 5,1 mGy, PDL 386 mGy.cm (longueur du volume exploré : 75 cm).*

#### 3.4. Intérêt des réorientations multiplanaires

Les volumes TDM doivent en outre permettre de réaliser des réorientations 3D sans aliasing, afin de permettre une évaluation optimale de certaines structures telles que les côtes, le bassin, et les pieds. Une épaisseur de coupe inférieure ou égale à 3 mm est à cette fin généralement indispensable.



*Figure 3: Balayage corps entier (A) et coupes TDM et TEMP-TDM passant par la symphyse pubienne (B : coupes axiales natives, C : coupes réorientées) et la 5<sup>ème</sup> côte droite (D : coupes axiales natives, E : coupes réorientées) chez un patient de 53 ans présentant une récurrence biologique d'adénocarcinome prostatique et décrivant une douleur pelvienne médiane.*

*TDM de niveau 3 réalisée au temps osseux, Caméra GE NM/670 16 coupes, 120kV, Smart mA 20-150 mAs, indice de bruit 45, coupes de 1,5 mm tous les 1,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 5,9 mGy, PDL 478 mGy.cm (longueur du volume exploré : 81 cm).*

*Les coupes réorientées permettent une meilleure analyse de l'arthropathie hyperfixante symphysaire pubienne ainsi que de la condensation hyperfixante costale droite intramédullaire (toutefois non formellement caractérisable sur l'examen, mais retrouvée avec un aspect stable sur un TDM plus ancien en faveur d'un enchondrome bénin). On souligne la complète absence de traduction de ces atteintes sur le balayage corps entier.*

### 3.5. Pilotage technique en fonction de la région explorée (sphère cervico-thoraco-abdomino-pelvienne vs extrémités, crâne)

Il est crucial de prendre en considération la radiosensibilité des tissus et le facteur de pondération tissulaire. Celui est faible ( $wT \leq 0,01$ ) pour les extrémités, si bien que la TDM peut être réalisée avec une tension et une charge élevée sans détriment pour le patient. De la même façon, la faible

radiosensibilité du parenchyme cérébral ( $wT = 0,01$ ) permet une exploration crânienne avec des paramètres élevés. A l'inverse, le pilotage de la TDM devra être optimisé pour les acquisitions de la sphère cervico-thoraco-abdomino-pelvienne, et prendre en compte les caractéristiques du patient notamment son âge. La PDL n'a toutefois de sens qu'avec la prise en compte du champ exploré (acquisition centrée, TEMP-TDM d'un champ de vue total, TEMP-TDM de plusieurs champs jointifs).

En rappellera en outre l'impérative nécessité d'établir une contention adaptée pour les acquisitions des extrémités. Les mouvements du patient en cours d'acquisition TEMP ou entre les acquisitions TEMP et TDM risquent de rendre l'examen non interprétable.



*Figure 4: Exemples d'installation de patients lors d'acquisition hybride des extrémités.*

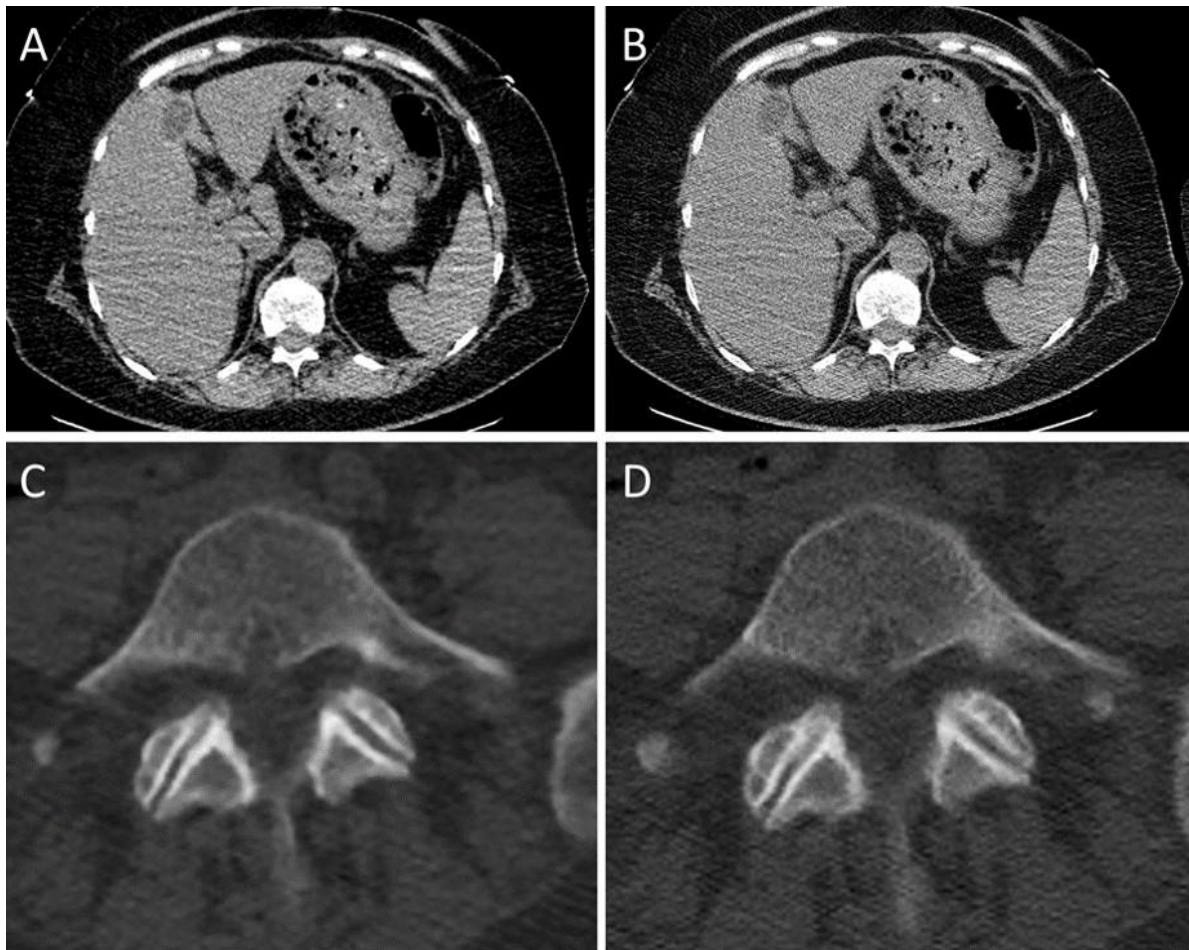
### 3.6. Filtres de reconstruction

Différents filtres peuvent être utilisés pour reconstruire une TDM, à partir d'une même acquisition. On oppose généralement le filtre "mou" (ou avec un coefficient "B" de l'ordre de 20 chez certains constructeurs) et le filtre "dur" ou encore "os" (ou avec un coefficient "B" de l'ordre de 70 chez certains constructeurs). Il s'agit d'adapter la résolution et le bruit attendu dans l'image au contraste spontané en densité de la structure étudiée (c'est-à-dire la densité en UH de la structure étudiée par rapport à son environnement).

La corticale osseuse est une structure hyperdense au sein et en bordure de laquelle le contraste est spontané élevé. Une reconstruction du scanner avec un filtre "dur" ou "os" permettra un gain en

résolution au prix d'un bruit dans l'image qui ne sera pas gênant vu le contraste spontané élevé de la corticale osseuse. De la même façon des filtres "parenchyme pulmonaire" sont utilisés pour reconstruire les TDM pulmonaires au sein desquels la trame vasculobronchique présente un contraste spontané élevé avec son environnement (c'est-à-dire l'air).

A l'inverse, les tissus mous (ex : parenchyme hépatique, muscles, moelle osseuse) ont un contraste spontané faible. Une reconstruction avec un filtre "os" ou "dur" améliorerait la résolution, mais au bruit d'un bruit élevé et donc d'un mauvais contraste. Les filtres « mous » doivent donc être utilisés pour une qualité d'interprétation optimale de ces structures.



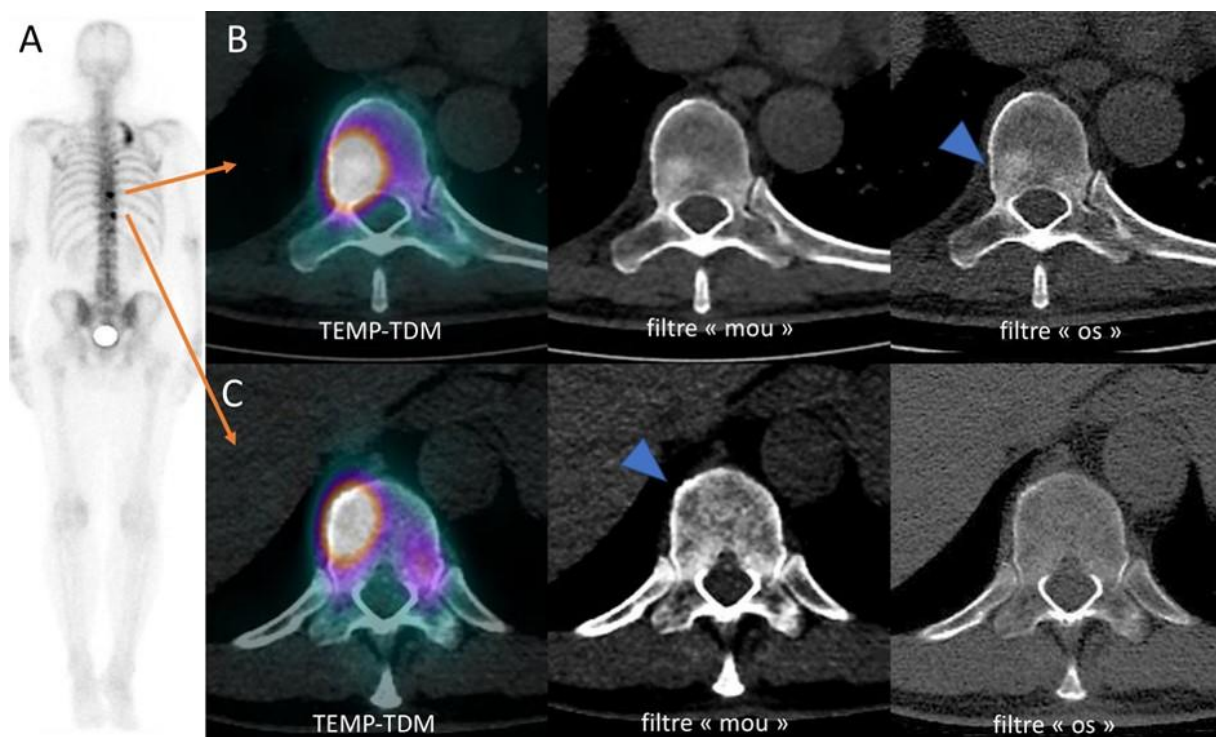
*Figure 5: A et B : coupes axiales abdominales issues d'une même acquisition TDM, reconstruites en filtre "mou" et "os", respectivement. Le filtre "os" permet un gain en résolution mais induit un bruit gênant l'évaluation des tissus mous. L'évaluation du parenchyme hépatique est plus difficile : le kyste biliaire du segment IV plus difficilement visible alors que le fenêtrage est identique (300 UH de largeur centrée sur la valeur 30 UH).*

*C et D : coupes axiales passant par les articulations zygapophysaires L5-S1 issues de la même acquisition TDM, reconstruites en filtre "mou" et "os" respectivement et affichées avec le même*

fenêtrage (1700 UH de largeur centrée sur la valeur 500 UH). Le filtre "os" permet une meilleure appréciation de l'os cortical, et rend plus aisée la détection d'air intra articulaire.

Patiente de 65 ans, IMC à 26 kg/m<sup>2</sup>, TDM de niveau 3, Caméra GE NM/670 16 coupes, 120kV, Smart mA 20-150 mAs, indice de bruit 45, coupes de 1,5 mm tous les 1,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 5,1 mGy, PDL 386 mGy.cm (longueur du volume exploré : 75 cm).

Du fait de ses caractéristiques, le filtre « os » est plutôt adapté à l'évaluation des processus condensants et de l'os cortical, tandis que le filtre « mou » est mieux adapté à l'évaluation des processus tissulaires, de l'os spongieux, et dans certains cas de la moelle osseuse.



**Figure 6 :** Balayage corps entier (A) et coupes TEMP-TDM et TDM à hauteur de T8 (B) et T10 (C), représentées reconstruites avec le filtre "mou" et "os", chez un patient de 69 ans présentant une atteinte métastatique multifocale de phénotype mixte lytique et condensant d'un adénocarcinome prostatique, IMC à 28 kg/m<sup>2</sup>.

En T8 est retrouvée une lésion secondaire ostéocondensante hyperfixante dont la caractérisation est plus aisée sur la reconstruction en filtre "os", tandis qu'en T10 est retrouvée une lésion secondaire intramédullaire hypodense hyperfixante qui est plus aisément détectée sur la reconstruction en filtre "mou".

*TDM de niveau 3 réalisée au temps osseux, Caméra GE NM/670 16 coupes, 120kV, Smart mA 20-150 mAs, indice de bruit 45, coupes de 1,5 mm tous les 1,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 5,5 mGy, PDL 412 mGy.cm (longueur du volume exploré : 75 cm).*

### 3.7. Protocoles TDM rattachables au niveau 4

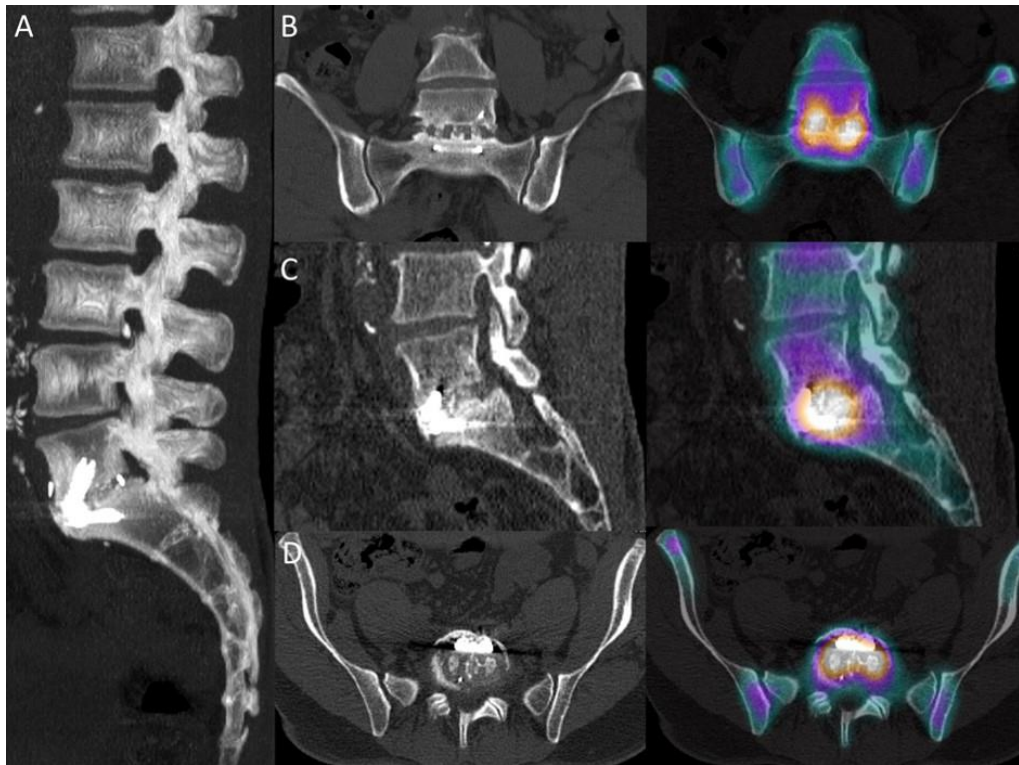
Les TDM de niveau 3 et 4 doivent tous deux permettre une évaluation précise du squelette.

On peut individualiser et rattacher au niveau 4 certains protocoles TDM :

- qui ne sont pas toujours disponibles sur les caméras hybrides de médecine nucléaire tels que les outils de réduction des artefacts métalliques et les protocoles d'acquisition TDM en double énergie,
- les acquisitions en coupes fines "pleine dose" pour étudier en condition optimale des structures osseuses de petite taille comme par exemple lors de l'évaluation d'arthrodèses,
- visant à évaluer le canal rachidien (recherche d'empreintes hernières) et délivrant une irradiation plus importante compte tenu du plus faible contraste spontané des tissus mous à ce niveau,
- utilisant l'injection de produits de contraste intra articulaires (arthro TEMP-TDM).

L'injection de produit de contraste par voie systémique permet une meilleure évaluation des tissus mous. Elle n'a qu'un intérêt marginal pour l'évaluation osseuse, et ne s'envisage que dans le cadre d'une imagerie viscérale et globale comme pour certains protocoles de TEP-TDM au FDG (à rattacher au niveau 3).





*Figure 7: Représentation sagittale MIP de la TDM (A) et coupes TDM et TEMP-TDM et TDM en coupes frontales (A), sagittales (B), et axiales (C) centrées une arthrodeuse intersomatique L5-S1 implantée 2 ans auparavant chez un patient de 54 ans décrivant une lombalgie progressivement récurrente, IMC à 22 kg/m<sup>2</sup>.*

*L'acquisition "pleine dose" réalisée permet d'identifier des solutions de continuité intensément hyperfixantes au sein des trabéculations inter somatiques (greffes) situées au sein de la cage, en faveur d'une pseudarthrodèse.*

*TDM de niveau 4 réalisée au temps osseux, Caméra Siemens Symbia T6, 110 kV, référence qualité 110 mAs Care Dose 4D, 1,25 mm, B70, PDL 348 mGy.cm, IDSV 10,1 mGy*

### 3.8. Optimisation en cas de présence de matériel métallique

Les implants métalliques induisent une importante atténuation du faisceau X, avec artéfact classique en "étoile" non seulement sur les reconstructions par rétroprojection filtrée, mais également sur les TDM avec reconstructions itératives. Il en résulte une fréquente pénombre en périphérie du matériel métallique pouvant dans certains cas être prise à tort pour un liseré de résorption, mais également des artéfacts dans le reste du volume.

Les caméras hybrides les plus récentes proposent des outils de reconstructions TDM permettant de fortement limiter les artéfacts induits par le matériel métallique. Ces options prennent généralement le suffixe "MAR" (*metal artefacts reduction*).

A défaut, l'augmentation de la tension du tube X ( $\geq 130$  kV), de son intensité ( $\geq 150$  mAs) et la réduction du pas ( $<1$ ) peuvent permettre d'améliorer la qualité d'image. Mais certains artefacts restent irréductibles sur les systèmes hybrides, et ne doivent pas systématiquement être combattus en raison d'un risque potentiel d'envolée dosimétrique.

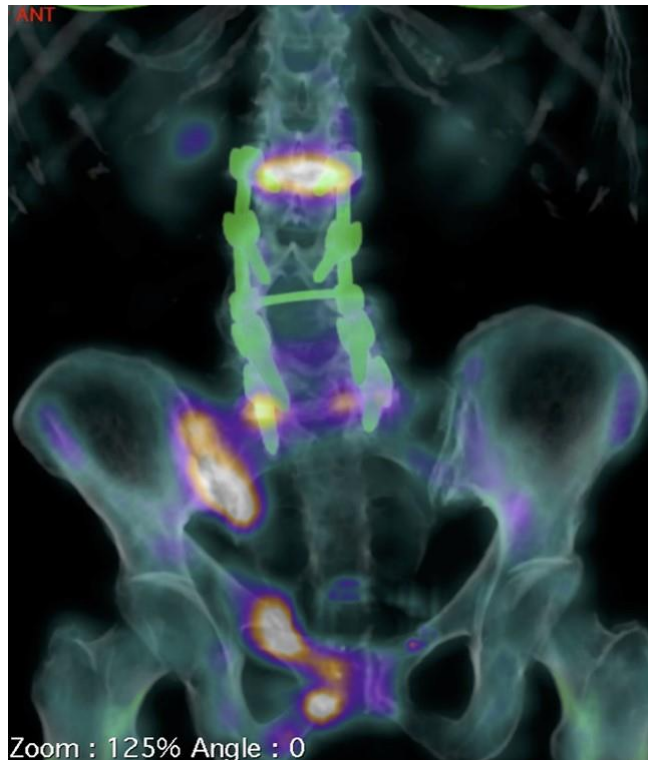


*Figure 8: Exemple sans et avec MAR*

### 3.9. Intérêt des reconstructions tridimensionnelles

Les reconstructions tridimensionnelles (communément appelées "VRT" pour *volume rendering techniques*) sont utiles lors de l'étude d'une structure anatomique complexe telle que le pied, et fournissent un support généralement didactique apprécié par les correspondants. Elles sont également envisageables lors de l'évaluation de matériel prothétique, auquel une couleur spécifique peut être aisément attribuée.

Ces reconstructions osseuses reposent usuellement sur un rendu surfacique réalisé par la détection de l'os cortical. Celui-ci présentant un contraste spontané élevé, les reconstructions tridimensionnelles sont envisageables dès le TDM de niveau 2.



*Figure 9: Rendu tridimensionnel "fused VRT" d'une TEMP-TDM lombo pelvienne (TDM de niveau 3) chez un patient porteur d'une arthrodèse rachidienne avec instrumentation postérieure (matériel d'ostéosynthèse rachidienne en vert), retrouvant un démontage supérieur, une pseudarthrodèse lombo-sacrée, une dégénérescence sacro iliaque droite et des fractures du cadre obturateur droit. Le rendu tridimensionnel permet de synthétiser l'ensemble des constatations de l'examen en une seule image.*

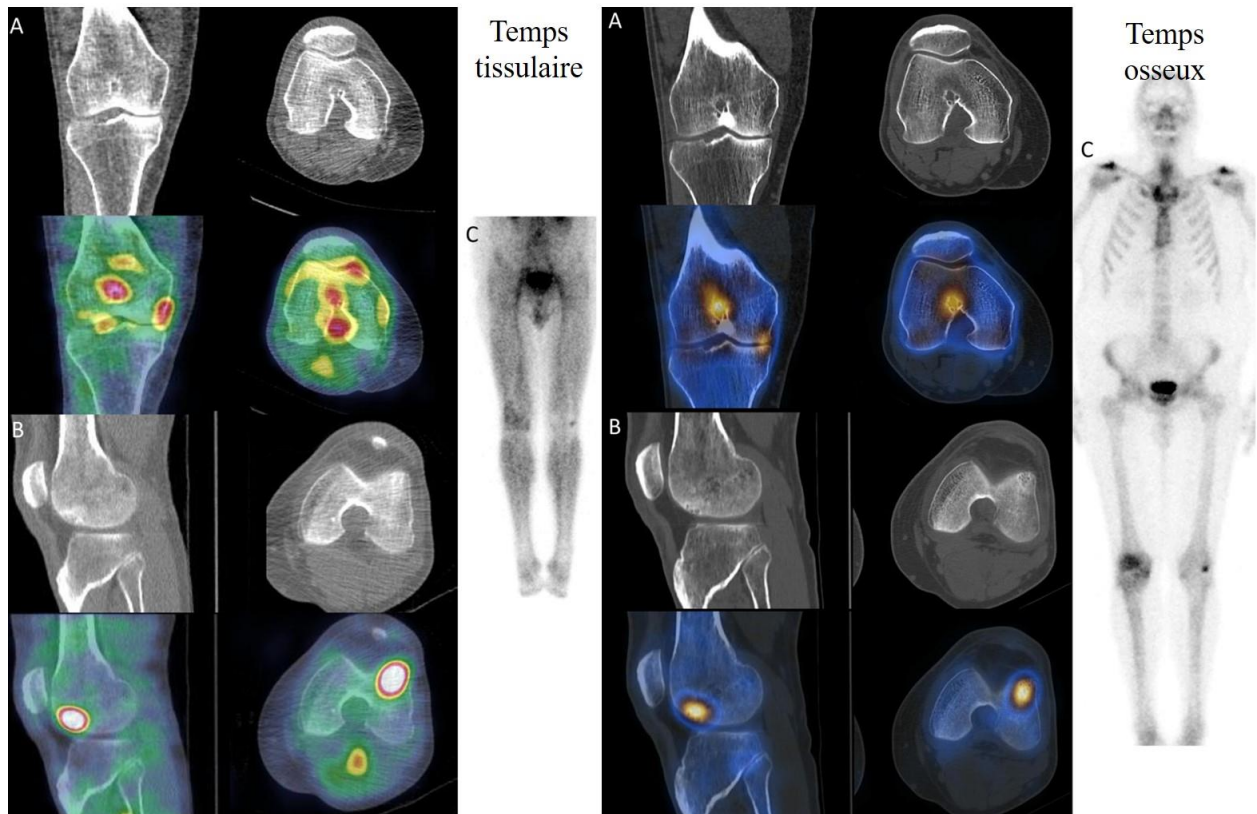
#### **4. Cas particulier des TEMP-TDM osseuses réalisées au temps tissulaire**

Certains centres réalisent des TEMP-TDM au temps tissulaire. Ces acquisitions participent à l'évaluation des structures extra-osseuses de l'appareil locomoteur (muscles, ligaments, tendons, synoviale, capsule qui n'exprimeront en règle pas d'anomalie à la phase osseuse sauf en cas métaplasie ossifiante ou calcifiante) et permettent d'affiner l'appréciation de l'évolutivité d'une lésion osseuse.

Une TEMP sans TDM au temps tissulaire est souvent d'interprétation délicate du fait de l'absence de repère anatomique. En outre, un recalage rigide avec la TDM qui sera réalisée au temps osseux n'est pas toujours possible du fait de l'absence de repère anatomique précis et du positionnement souvent non strictement reproductible du patient.

Le couplage à la TDM lors de l'acquisition garantit donc une meilleure pertinence clinique de ces données. L'acquisition TEMP-TDM au temps tissulaire étant suivie d'une acquisition TEMP-

TDM au temps osseux, une TDM « basse dose » (niveau 1/2) au temps tissulaire est suffisante, elle pourra être confrontée à la TDM de plus haut niveau (niveau 3/4) réalisée au temps osseux.



*Figure 10: Coupes TDM et TEMP-TDM du genou droit (A) et du genou gauche (B) avec cliché scintigraphique planaire (C) réalisées aux temps tissulaire puis osseux chez un patient de 53 ans (IMC 36 kg/m<sup>2</sup>) présentant des gonalgies bilatérales. Les acquisitions ont été réalisées sur la même caméra GE NM/670 16 coupes.*

*Au temps tissulaire a été réalisé un scanner de niveau 2 : 80kV, 40 mAs, coupes de 3 mm tous les 3 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 0,5 mGy, PDL 12 mGy.cm (longueur du volume exploré : 24 cm).*

*Au temps osseux a été réalisé un scanner de niveau 3 : 120kV, 150 mAs, coupes de 1,25 mm tous les 0,625 mm, pas 0,561, filtre "os", ASIR 30%, IDSV : 25 mGy, PDL 827 mGy.cm (longueur du volume exploré : 33 cm).*

*Au genou droit : hypercaptation tissulaire intercondylienne avec au temps osseux une intense hyperfixation caractérisant des lésions scléro-géodiques confluentes avec matrice tissulaire en regard de l'insertion du LCA en faveur d'un kyste mucoïde.*

*Au genou gauche : intense hyperfixation caractérisant dès le temps tissulaire une ostéochondrite du condyle externe.*

*Ces atteintes osseuses sont parfaitement localisées sur la TDM de niveau 2, mais seule la TDM de niveau 3 permet une détection et une caractérisation lésionnelle correcte.*

## **5. Cas particulier de la TEP-TDM**

L'ensemble des recommandations est valable (à l'exception du niveau 0 qui ne s'applique pas compte tenu de l'absence d'acquisition planaire et de la TDM systématique) pour l'évaluation ostéo-articulaire en TEP-TDM, quel que soit le radiotracer utilisé ( $^{18}\text{F}$ -FNa,  $^{18}\text{F}$ -FDG,  $^{18}\text{F}$ -Fluorocholine, ...).

On rendra le lecteur vigilant au fait qu'il faille parfois effectuer des reconstructions accessoires, car les reconstructions TDM des TEP-TDM sont généralement d'emblée paramétrées pour générer des images TDM adaptées à l'évaluation des tissus mous.

## **6. Conclusion**

A l'exception de rares cas où l'imagerie planaire ou TEMP seule peut suffire, les acquisitions TEMP-TDM deviennent indispensables pour une évaluation pertinente du métabolisme ostéo-articulaire en médecine nucléaire.

La TDM "basse dose" (niveau 1/2) permet une localisation anatomique mais ne permet pas souvent pas une évaluation diagnostique pertinente, avec le risque de rendre l'irradiation délivrée par le TDM sans bénéfice pour le patient.

La TDM de plus haut niveau (niveau 3/4) doit être privilégiée, et faire l'objet d'une optimisation (juste qualité d'image nécessaire à l'interprétation) adaptée à la zone explorée ainsi qu'au patient.

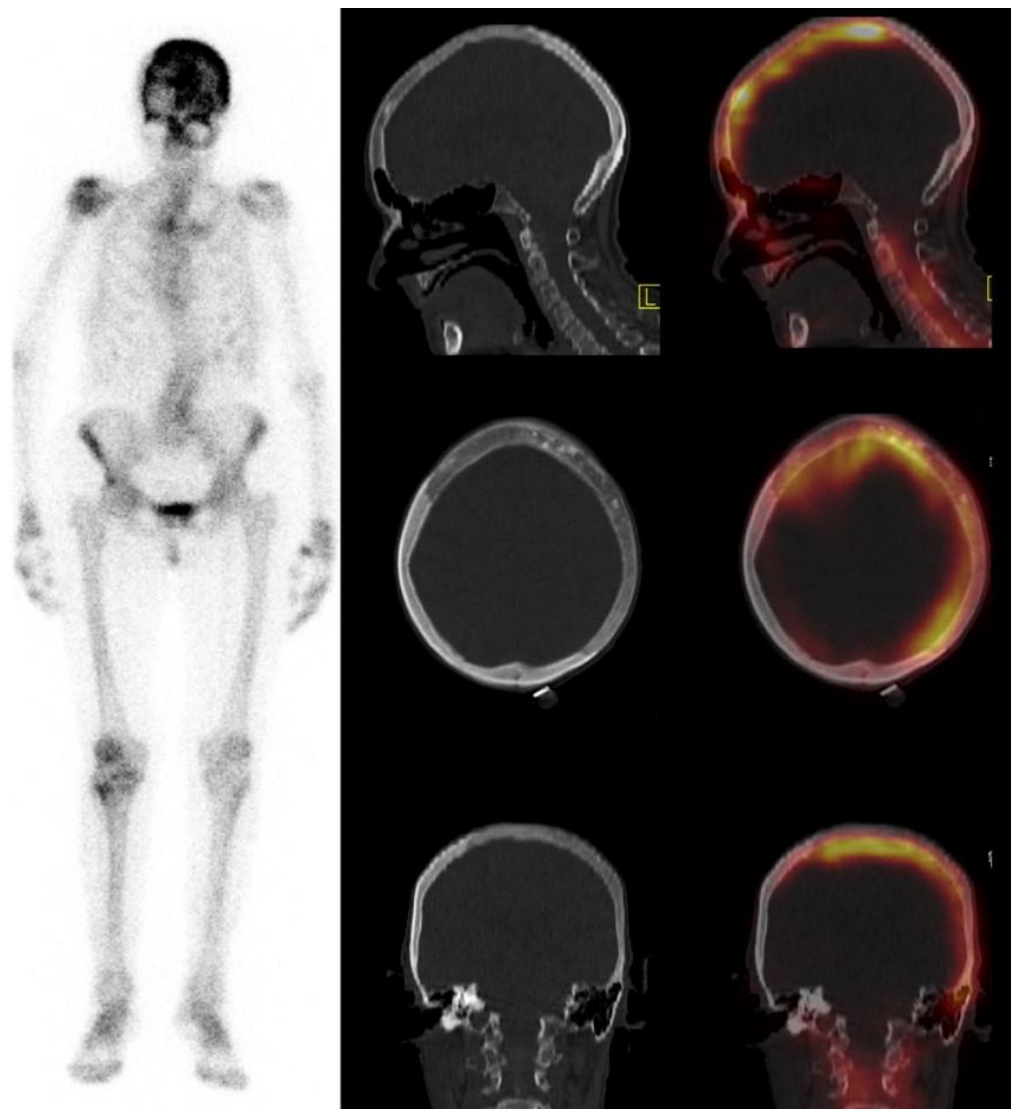
## **7. Références**

[1] Palmedo, H., Marx, C., Ebert, A., Kreft, B., Ko, Y., Türler, A., & Pöge, U. (2014). Whole-body SPECT/CT for bone scintigraphy: diagnostic value and effect on patient management in oncological patients. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 41(1), 59-67.

[2] Muller, N., Didon-Poncelet, A., & Rust, E. (2016). Evaluation de la stratégie optimale d'imagerie osseuse scintigraphique dans le bilan d'extension initial des patients avec un adénocarcinome prostatique à risque métastatique intermédiaire ou élevé. *Médecine Nucléaire*, 40(4), 315-328.

- [3] Guezennec, C., Keromnes, N., Robin, P., Abgral, R., Bourhis, D., Querellou, S., ... & Le Roux, P. Y. (2017). Incremental diagnostic utility of systematic double-bed SPECT/CT for bone scintigraphy in initial staging of cancer patients. *Cancer Imaging*, 17(1), 16.
- [4] Agrawal, K., Marafi, F., Gnanasegaran, G., Van der Wall, H., & Fogelman, I. (2015, September). Pitfalls and limitations of radionuclide planar and hybrid bone imaging. In *Seminars in nuclear medicine* (Vol. 45, No. 5, pp. 347-372). Elsevier.
- [5] Schleich, F. S., Schürch, M., Huellner, M. W., Hug, U., von Wartburg, U., Strobel, K., & Veit-Haibach, P. (2012). Diagnostic and therapeutic impact of SPECT/CT in patients with unspecific pain of the hand and wrist. *EJNMMI research*, 2(1), 53.
- [6] Huellner, M. W., & Strobel, K. (2014). Clinical applications of SPECT/CT in imaging the extremities. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 41(1), 50-58.
- [7] Schweizer, T., Schiapparelli, F. F., Rotigliano, N., Rasch, H., Amsler, F., & Hirschmann, M. T. (2018). Patterns of bone tracer uptake on SPECT-CT in symptomatic and asymptomatic patients with primary total hip arthroplasty. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 45(2), 283-291.
- [8] Yuan, H. F., Shen, F., Zhang, J., Shi, H. C., Gu, Y. S., & Yan, Z. Q. (2015). Predictive value of single photon emission computerized tomography and computerized tomography in osteonecrosis after femoral neck fracture: a prospective study. *International orthopaedics*, 39(7), 1417-1422.

**Maladie de Paget crânienne :**



Patiente de 84 ans IMC 29 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'extension initial d'un carcinome mammaire localement avancé.

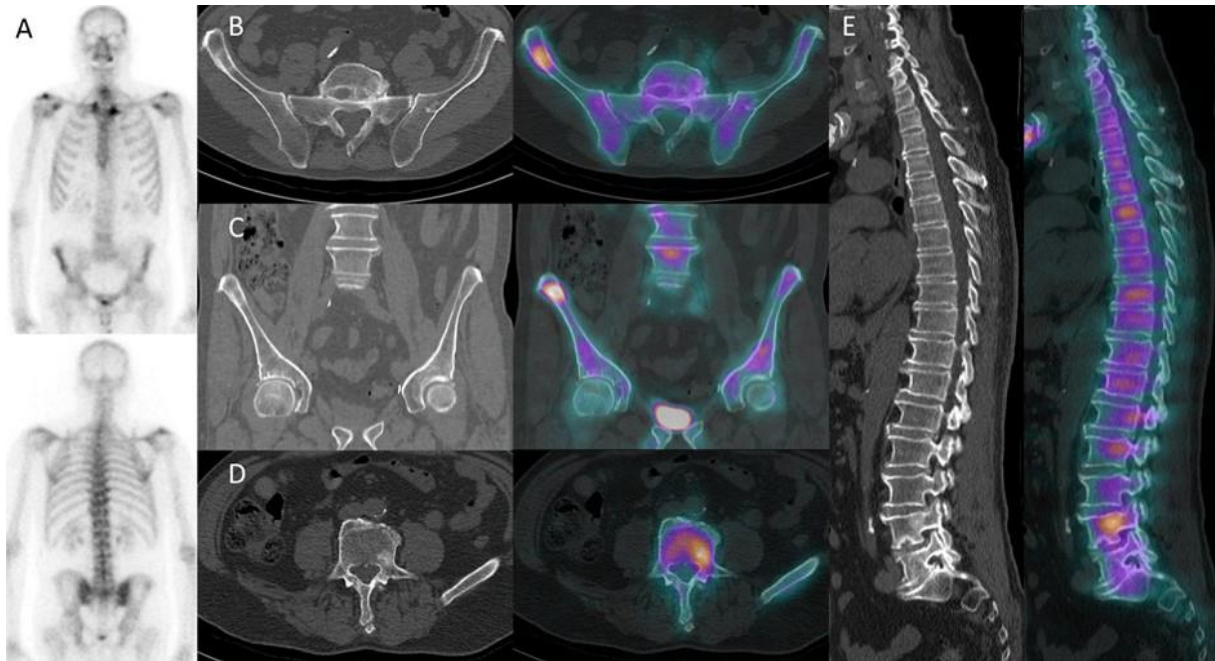
Balayage corps entier et coupes TDM et TEMP-TDM crâniennes issues d'une acquisition en deux champs de vue TEMP jointifs.

Caméra Siemens Symbia T2. TDM de niveau 3

130kV, référence qualité 100 mAs avec Care Dose 4D, coupes de 2,5 mm tous les 2,5 mm, filtre B70, IDSV : 4,6 mGy, PDL 332 mGy.cm (longueur du volume exploré : 72 cm).

**Commentaire:** L'examen retrouve une intense hyperfixation caractérisant une hypodensité crânienne segmentaire en tâches de bougie avec poches de densité graisseuse du diploé, signant au vu de la topographie une maladie de Paget. Pas de lésion suspecte en terme carcinologique retrouvée. Notez la qualité d'image modeste en regard du rachis cervical en lien avec le niveau limite de la TDM réalisée.

**Localisations osseuses secondaires condensantes d'un carcinome prostatique en récurrence biologique :**



Patient de 70 ans (IMC 29 kg/m<sup>2</sup>).

Carcinome prostatique en récurrence biologique (PSA 27 ng/ml).

Balayage corps entier (A) et coupes TDM et TEMP-TDM centrées sur des localisations osseuses secondaires ostéocondensantes hyperfixantes de l'aile iliaque droite (B, C) et de l'isthme gauche de L4. (D, E).

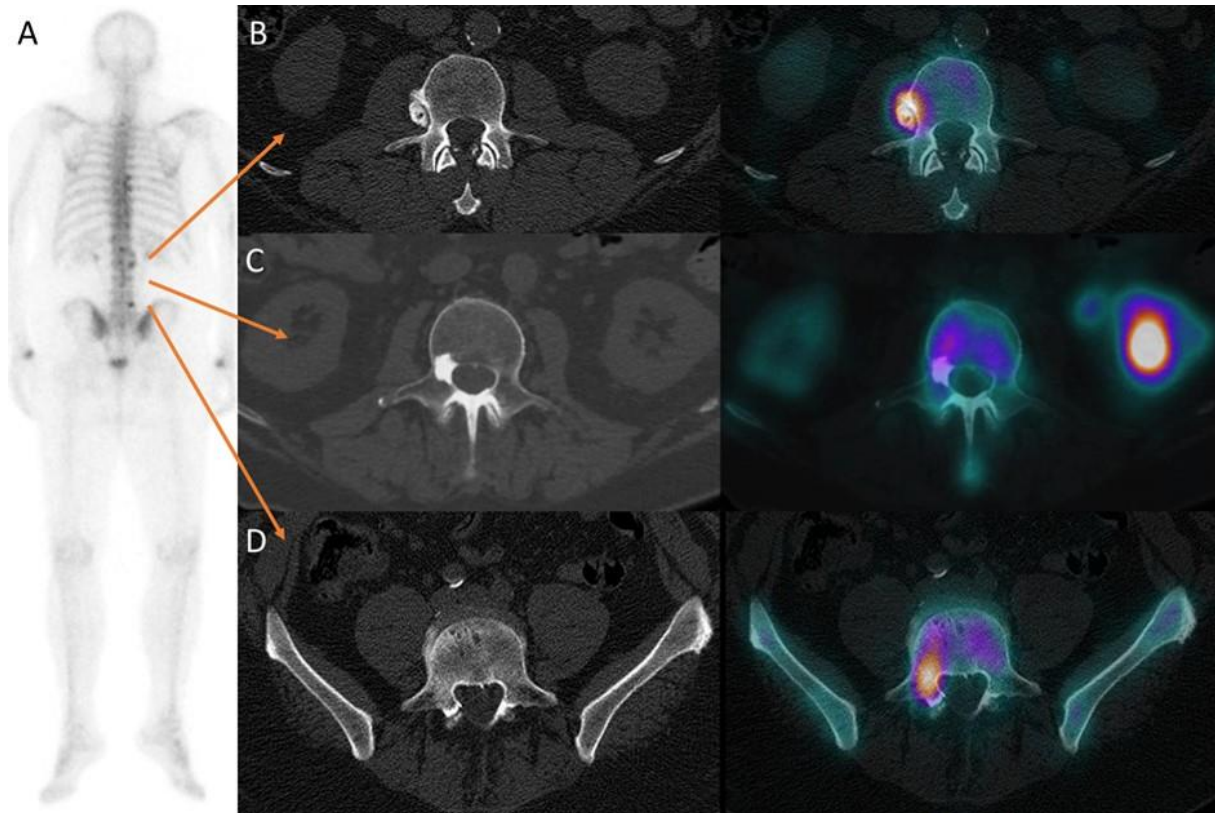
Caméra GE NM/670 16 coupes. TDM de niveau 3 réalisée au temps osseux, 120kV, Smart mA 20-150 mAs, indice de bruit 45, coupes de 1,5 mm tous les 1,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 5,3 mGy, PDL 412 mGy.cm (longueur du volume exploré : 78 cm).

**Commentaire:** L'acquisition TEMP-TDM en deux champs de vue jointifs a été réalisée en dépit de l'apparente normalité du balayage corps entier afin d'augmenter la sensibilité de l'examen dans le contexte de PSA élevés.

La TDM permet une excellente caractérisation lésionnelle en retrouvant dans le premier cas une atteinte intramédullaire hyperfixante d'allure secondaire avec sclérose marginale (phénotype mixte), et dans le second cas une condensation tumorale hyperfixante d'allure secondaire mal limitée.



## Bilan d'extension initial d'un adénocarcinome prostatique à risque élevé :



Patient de 66 ans (IMC 33 kg/m<sup>2</sup>).

Bilan d'extension initial d'un adénocarcinome prostatique à risque élevé.

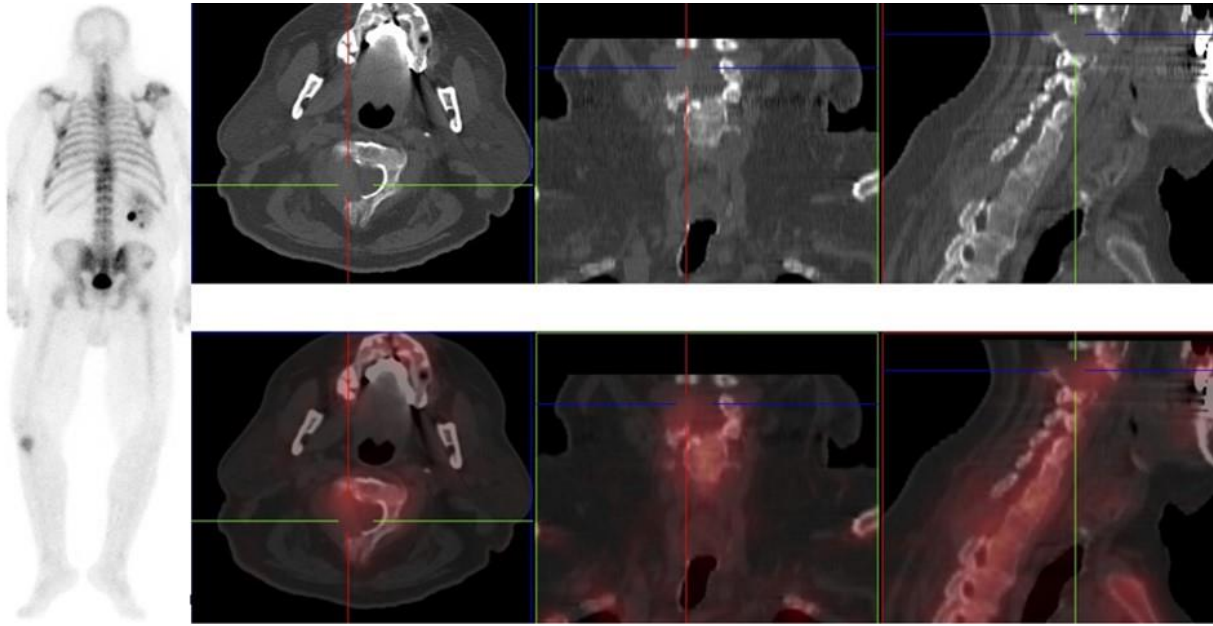
Balayage corps entier (A) et coupes TDM et TEMP-TDM axiales issues d'une acquisition en deux champs de vue jointifs centrées sur (B) une hyperfixation liée à une ostéophytose en L1, (C) une énostose bénigne de l'isthme droit de L2, et (D) une localisation secondaire hyperfixante condensante de l'isthme droit de L5 visible sous la forme d'une discrète augmentation de densité (D), chez un

Caméra GE NM/670 8 coupes, TDM de niveau 3 réalisée au temps osseux

120kV, Smart mA 20-150 mAs, indice de bruit 45, coupes de 1,5 mm tous les 1,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 12,9 mGy, PDL 992 mGy.cm (longueur du volume exploré : 77 cm).

**Commentaire:** La TDM permet une excellente caractérisation lésionnelle et conforte notamment le diagnostic d'atteinte secondaire osseuse de l'isthme droit de L5 en retrouvant une augmentation discrète de densité (configuration TEMP+/TDM+). Le diagnostic d'énostose bénigne en L2 est déjà très évocateur sur la TDM (ostéocondensation de densité corticale bien interfacée avec l'os hôte), et corroboré par la TEMP qui ne retrouve pas de fixation péjorative associée (configuration TEMP-/TDM+).

**Atteinte métastatique ostéolytique avec atteinte rachidienne instable :**



Patient de 60 ans (IMC 33 kg/m<sup>2</sup>)

Antécédents de néoplasie rénale adressé pour suspicion de tassement vertébral.

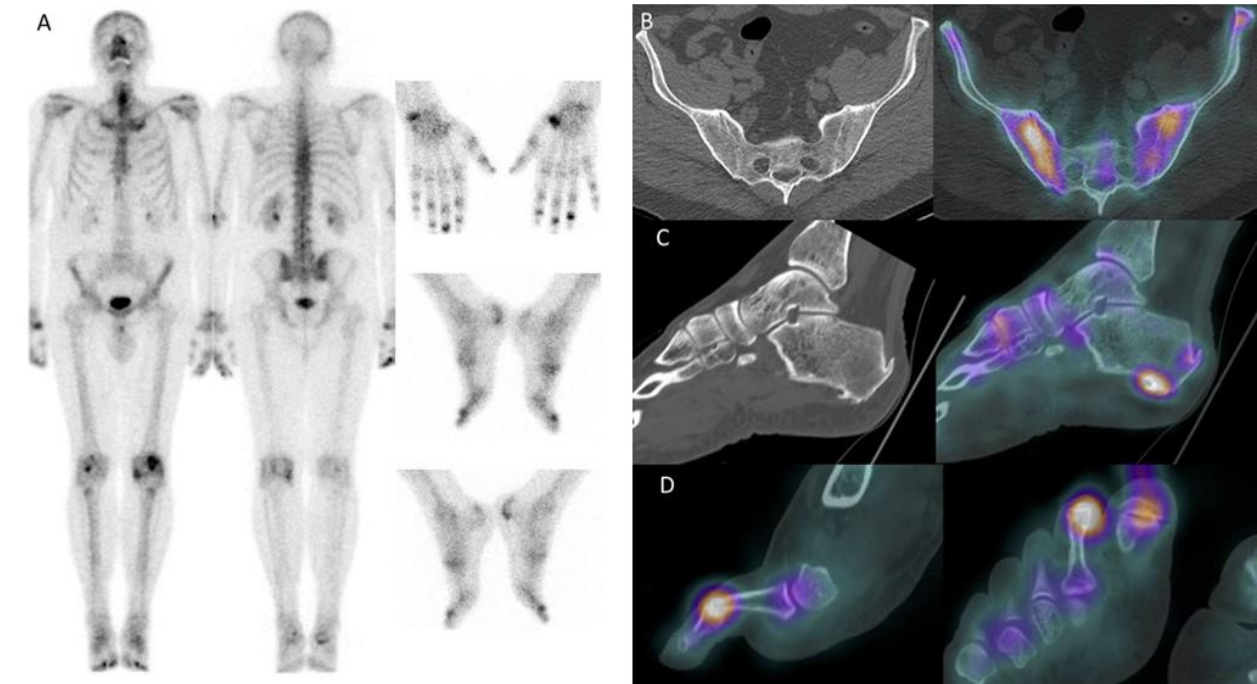
Balayage corps entier et coupes TDM et TEMP-TDM cervicales issues d'une acquisition en deux champs de vue TEMP jointifs.

Siemens Symbia T2. TDM de niveau 3

130kV, référence qualité 100 mAs avec Care Dose 4D, coupes de 3 mm tous les 3 mm, filtre B70, IDSV : 6,2 mGy, PDL 464 mGy.cm (longueur du volume exploré : 75 cm).

**Commentaire:** L'examen ne montre pas d'atteinte fracturaire rachidienne, mais retrouve de multiples atteintes ostéolytiques secondaires. Certaines sont associées à des remaniements sclérotiques réactionnels hyperfixants, tandis que d'autres atteintes plus massives n'entraînent pas de réaction de l'os hôte et apparaissent très peu hyperfixantes voir hypofixantes (configuration TEMP-/TDM+). Fort heureusement, l'acquisition TDM couplée identifie ces atteintes et permet notamment la détection d'une ostéolyse massive potentiellement instable de C3.

## Diagnostic de spondylarthropathie :



Patient de 47 ans (IMC 28 kg/m<sup>2</sup>).

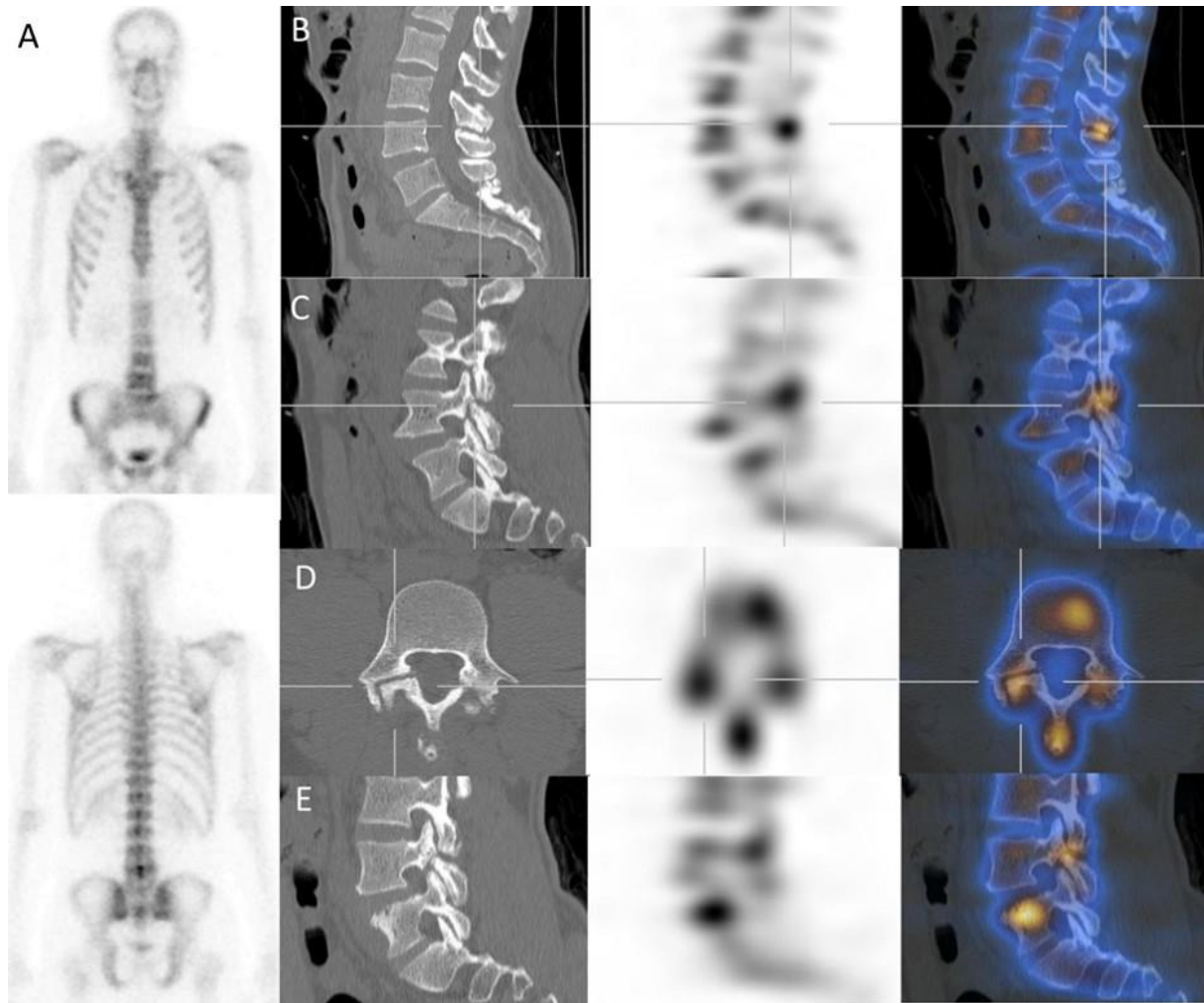
Polyarthralgies prédominant au rachis lombaire et aux pieds.

Caméra GE NM/670 16 coupes, TDM de niveau 3 lombaire

120kV, Smart mA 20-250 mAs, indice de bruit 47, coupes de 1,25 mm tous les 1,25 mm, pas 0,562, filtre "os", ASIR 30%, IDSV : 11,1 mGy, PDL 421 mGy.cm, longueur du volume exploré : 38 cm) et des pieds (100kV, 100 mAs, coupes de 1,25 mm tous les 1,25 mm, pas 0,562, filtre "os", reconstruction par rétroprojection filtrée, IDSV : 10 mGy, PDL 303 mGy.cm, longueur du volume exploré : 30 cm)

**Commentaire:** Atteinte rhumatismale inflammatoire articulaire et enthésitique typique sur les clichés planaires (A). Les TEMP-TDM complémentaires du pelvis et des pieds objectivent une sacro-illite au stade de quasi ankylose avec hyperfixation à droite, des enthésites ossifiantes évolutives calcanéennes droites, et des hyperfixations articulaires digitales multiples toutefois non caractérisables formellement sur l'examen en raison de leur petite taille (une acquisition TDM en coupes plus fines avec une intensité plus élevée aurait été nécessaire).

**Lyse isthmique bilatérale avec instabilité de l'étage concerné :**



Patient de 34 ans (IMC 23 kg/m<sup>2</sup>)

Lombalgies avec radiographies retrouvant une lyse isthmique

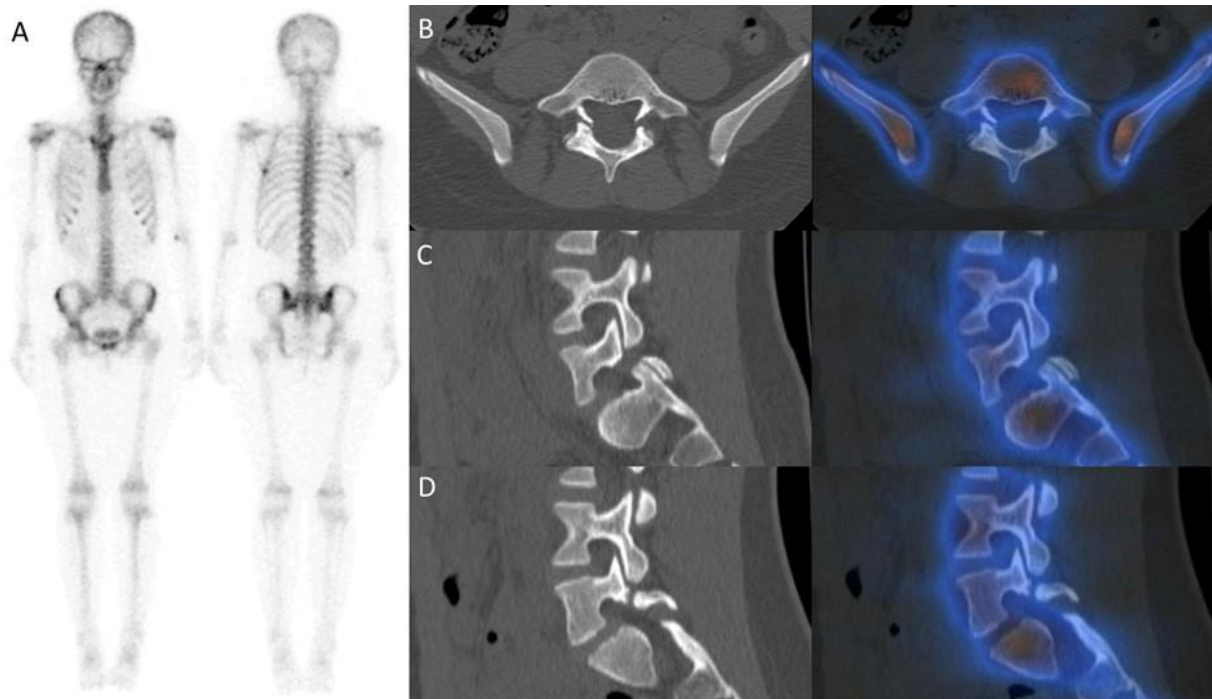
Balayage corps entier (A) et coupes TDM, TEMP, et TEMP-TDM.

Caméra GE NM/670 16 coupes. TDM de niveau 3 réalisée au temps osseux

120kV, Smart mA 20-250 mAs, indice de bruit 47, coupes de 1,25 mm tous les 1,25 mm, pas 0,562, filtre "os", ASIR 30%, IDSV : 10,8 mGy, PDL 457 mGy.cm (longueur du volume exploré : 39 cm).

**Commentaire:** Alors que les clichés planaires sont peu contributifs, la TEMP-TDM retrouve une lyse isthmique L4 bilatérale (C, D) dont l'hyperfixation associée atteste du caractère métaboliquement actif. Association à une bursite inter épineuse érosive hyperfixante L3-L4 (B) et à une érosion sclérogéodique hyperfixante du plateau supérieur de L5 dans le cadre d'une probable discopathie. Ces atteintes semblent réactionnelles à une instabilité de cet étage vertébral.

### Lyse isthmique non fixante chez une adolescente :



Patiente de 16 ans (IMC 21 kg/m<sup>2</sup>).

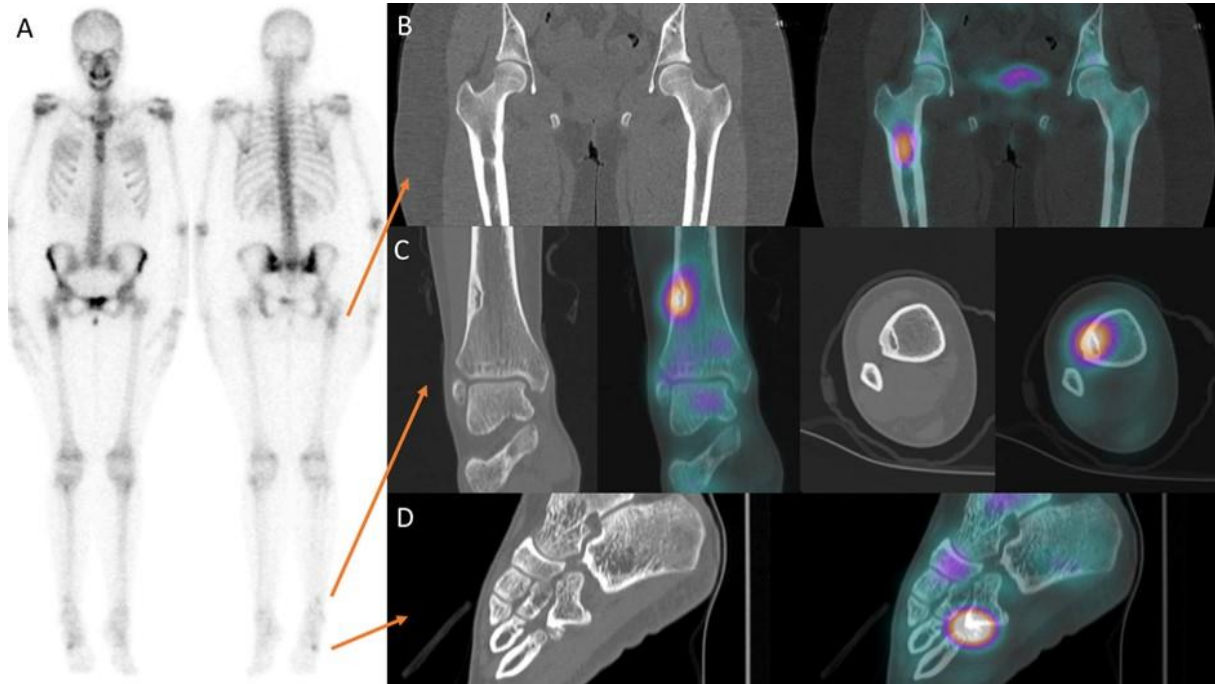
Recherche d'anomalie de fixation associée à une lyse isthmique L5 découverte aux radiographies dans un contexte lombalgique.

Caméra GE NM/670 16 coupes. TDM de niveau 3 réalisée au temps osseux

80kV, Smart mA 20-100 mAs, indice de bruit 47, coupes de 2,5 mm tous les 2,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 30%, IDSV : 3,27 mGy, PDL 39 mGy.cm (longueur du volume exploré : 12 cm).

**Commentaire:** Le balayage corps entier (A) ne retrouve pas d'anomalie de fixation mais l'examen a été néanmoins complété par une acquisition TEMP. Celle-ci étant litigieuse, le complément TDM a été acquis. Afin de limiter l'irradiation, une TDM de niveau 2 a été réalisée sur un champ limité, avec une diminution de la tension du tube X à 80 kV. Celle-ci atteste du caractère non fixant de la lyse isthmique bilatérale L5 (A : coupe axiale, C : coupe sagittale droite, D : coupe sagittale gauche).

## Tumeurs osseuses bénignes :



Patiente de 18 ans (IMC 24 kg/m<sup>2</sup>).

Gonalgie droite sans anomalie radiographique.

Balayage corps entier (A) et coupes TEMP-TDM des fémurs (B) et des pieds (C, D)

Caméra GE NM/670 16 coupes. TDM de niveau 3 réalisé au temps osseux.

TEMP-TDM des fémurs:100kV, Smart mA 20-100 mAs, indice de bruit 45, coupes de 1,5 mm tous les 1,5 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 5,85 mGy, PDL 123 mGy.cm, longueur du volume exploré : 21 cm.

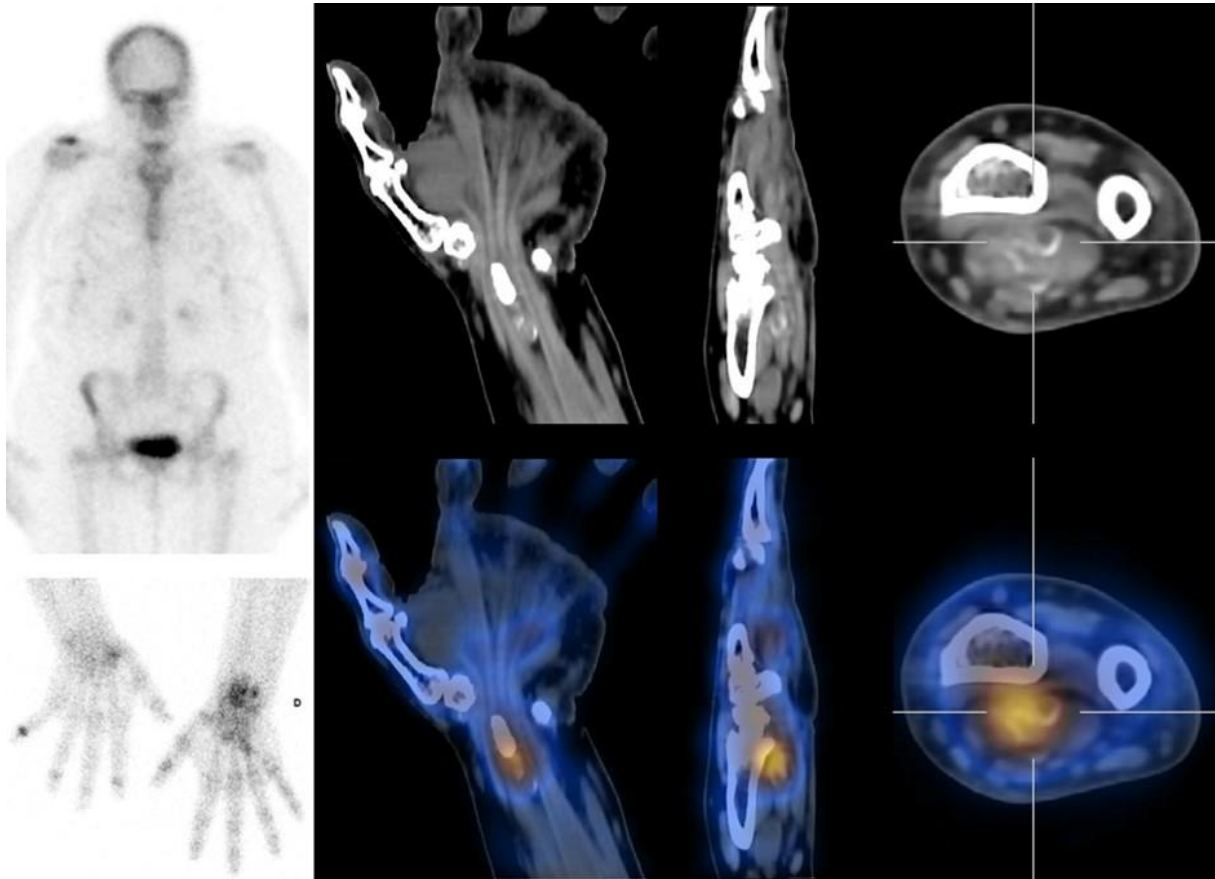
TEMP-TDM des pieds: 100kV, 100 mAs, coupes de 1,25 mm tous les 1,25 mm, pas 0,562, filtre "os", reconstruction par rétroprojection filtrée, IDSV : 10 mGy, PDL 290 mGy.cm, longueur du volume exploré : 29 cm.

**Commentaire:** Le balayage corps entier ne montre pas d'anomalie de fixation du genou droit mais retrouve des anomalies de fixation du fémur droit et des pieds.

La TEMP-TDM des fémurs retrouve une lésion intra médullaire fémorale droite hypodense à matrice tissulaire, avec sclérose homogène régulière et scalloping endostal régulier évoquant une dysplasie fibreuse (B). Diagnostic secondairement confirmé, avec traitement par biphosphonates au vu du caractère symptomatique (douleur projetée au genou).

La TEMP-TDM des pieds retrouve une lésion hyperfixante corticale tibiale inférieure droite métaphysaire multiloculée excentrée correspondant à un fibrome non ossifiant typique (C) et une avulsion traumatique cuboïdienne (D).

## Algodystrophie de la main et lésion ossifiante des tissus mous :



Patiente de 61 ans.

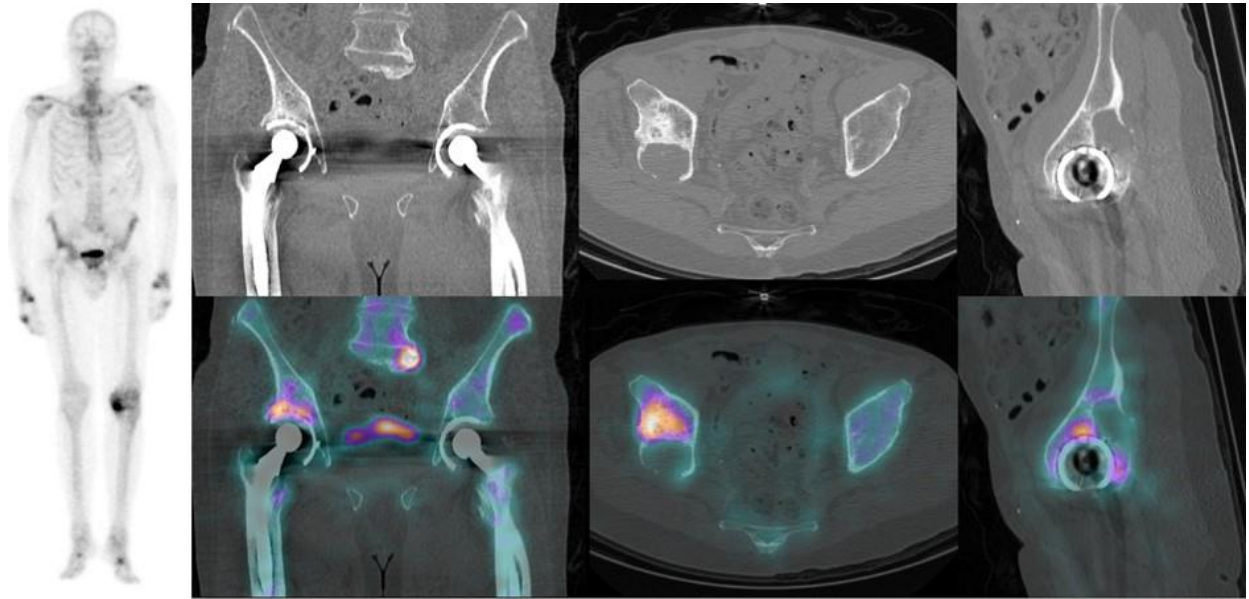
Douleurs du poignet de la main gauches d'horaires mixtes persistantes 4 mois après un traumatisme direct du poignet sans anomalie radiographique initiale.

Caméra GE NM/670 16 coupes. TDM de niveau 3.

100kV, 100 mAs, coupes de 1,125 mm tous les 0,562 mm, pas 0,562, filtre "mou", reconstruction par rétroprojection filtrée, IDSV : 10 mGy, PDL 276 mGy.cm (longueur du volume exploré : 27 cm).

**Commentaire:** La scintigraphie retrouve une hyperfixation diffuse de la main et de l'épaule droites en faveur d'un CRPS de type 1 (forme algodystrophique « épaule-main »), avec un foyer surajouté du poignet. La TEMP-TDM montre un processus ossifiant actif en regard de lésions de densité cartilagineuse siégeant au sein des gaines des tendons fléchisseurs au versant antérieur du radius, et permet d'exclure une hyperfixation osseuse focale (diagnostic final de chondromatose ténosynoviale post traumatique). Ce cas illustre la valeur localisatrice et diagnostique majeure de la TEMP-TDM des mains comparativement à l'imagerie planaire.

**Descellement cotyloïdien partiellement granulomateux d'une prothèse totale de hanche droite :**



Patient de 74 ans (IMC 26 kg/m<sup>2</sup>).

Coxalgie droite sur antécédent d'arthroplastie totale de hanche droite il y a 16 ans. Arthroplastie totale de hanche gauche il y a 6 ans, sans plainte.

Caméra GE NM/670 16 coupes, TDM de niveau 3

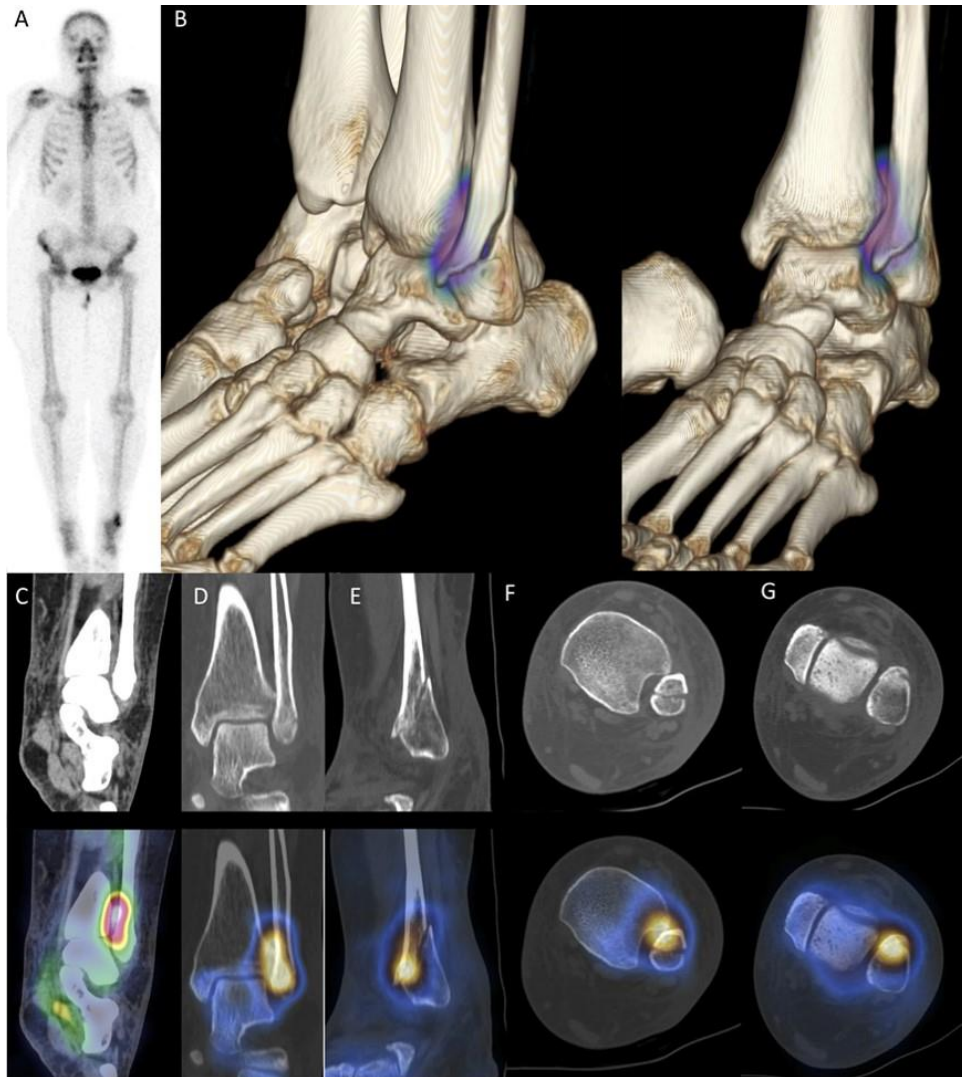
140kV, Smart mA 20-250 mAs, indice de bruit 47, coupes de 1,25 mm tous les 1,25 mm, pas 0,562, filtre "os", ASIR 30%, IDSV : 24,9 mGy, PDL 584 mGy.cm (longueur du volume exploré : 24 cm).

**Commentaire:** Sur le cliché planaire est visualisée une hyperfixation régulière du cotyle droit. La TEMP-TDM montre une intense hyperfixation osseuse en regard du versant antérieur de l'interface ostéo-prothétique acétabulaire, caractérisant une résorption osseuse périprothétique avec liseré, lacunes multiples, et sclérose réactionnelle. Identification en outre d'un volumineux granulome de descèlement au versant postéro-supérieur du cotyle prothétique, avec extension vers l'aile iliaque. L'examen TEMP-TDM permet donc une évaluation complète de ce descèlement évolutif du cotyle droit avec volumineux granulome du résorption postéro supérieur.

Compte tenu du matériel prothétique bilatéral, la tension de la TDM a été portée à 140 kV.



## Retard de consolidation d'une fracture malléolaire :



Patiente de 45 ans.

Evaluation à 4 mois d'une fracture malléolaire externe de cheville gauche traitée par 6 semaines d'immobilisation, présentant des douleurs résiduelles.

Balayage corps entier (A), avec TEMP-TDM du pied gauche aux temps tissulaire (C : coupes TDM et TEMP-TDM au temps tissulaire en coupe frontale) et osseux (D, E, F, G : coupes TDM et TEMP-TDM au temps osseux, B : rendu 3D VRT fusionné en deux incidences).

Caméra GE NM/670 16 coupes

TDM de niveau 2 au temps tissulaire (80kV, 60 mAs, coupes de 3 mm tous les 3 mm, pas 0,938, filtre "mou", reconstruction par rétroprojection filtrée PDL 110 mGy.cm)

TDM de niveau 3 au temps osseux (100kV, 100 mAs, coupes de 1,125 mm tous les 0,562 mm, pas 0,562, filtre "dur", reconstruction par rétroprojection filtrée, PDL 345 mGy.cm).

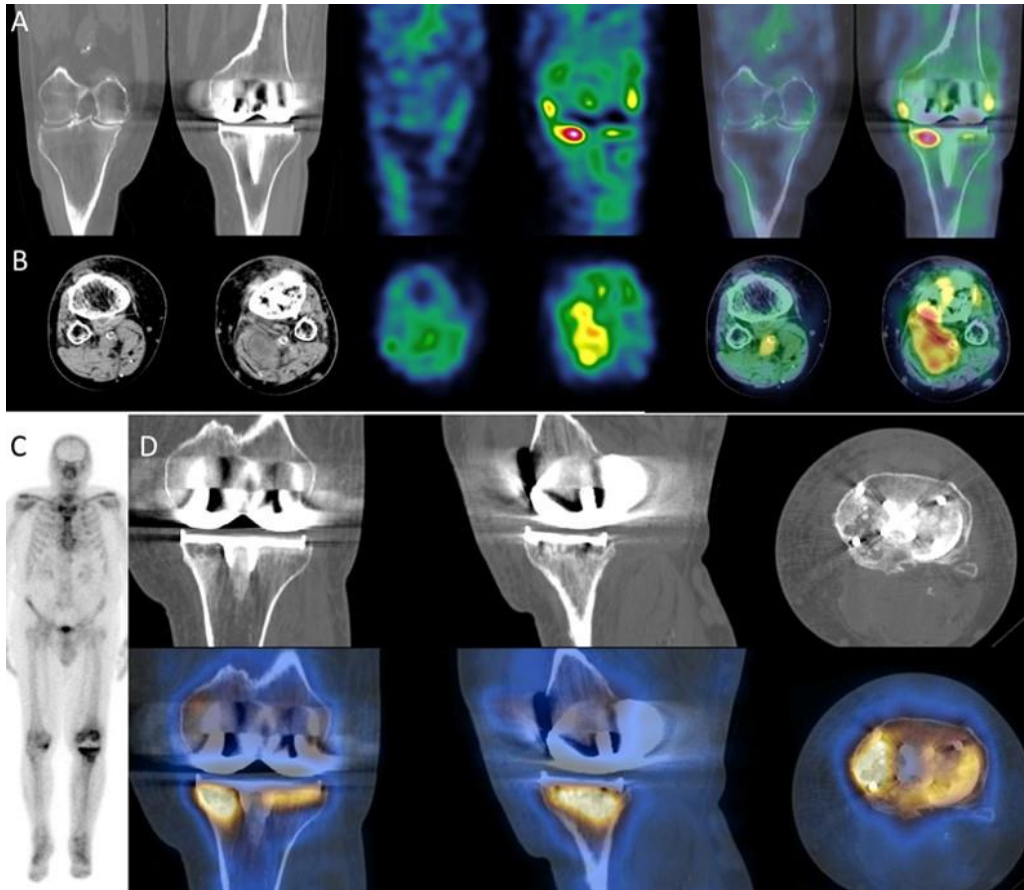
**Commentaire:** Au temps osseux, l'examen retrouve une solution de continuité malléolaire externe gauche développée selon un plan frontal oblique vers le bas et l'avant. Dans sa partie postéro-

supérieure cette solution de continuité présente des berges peu sclérosées non hyperfixantes en faveur d'une évolution atrophique (E), tandis que dans sa partie antéro inférieure on constate une fusion partielle intensément hyperfixante (D,E,G).

Présence également d'un contact hyperfixant focal entre le versant antérieur de la malléole externe gauche et le tibia dans un contexte de rotation interne de la malléole externe gauche comparativement au côté droit (F).

Au temps tissulaire, on retrouve en outre une plage d'hypercaptation en regard d'un aspect hyperdense infiltré des tissus mous de la région tibio-fibulaire inférieure gauche.

## Descellement tibial septique précoce d'une prothèse totale de genou :



Patient de 33 ans (IMC 32 kg/m<sup>2</sup>).

Douleur sur une prothèse totale de genou gauche implantée il y a 7 mois.

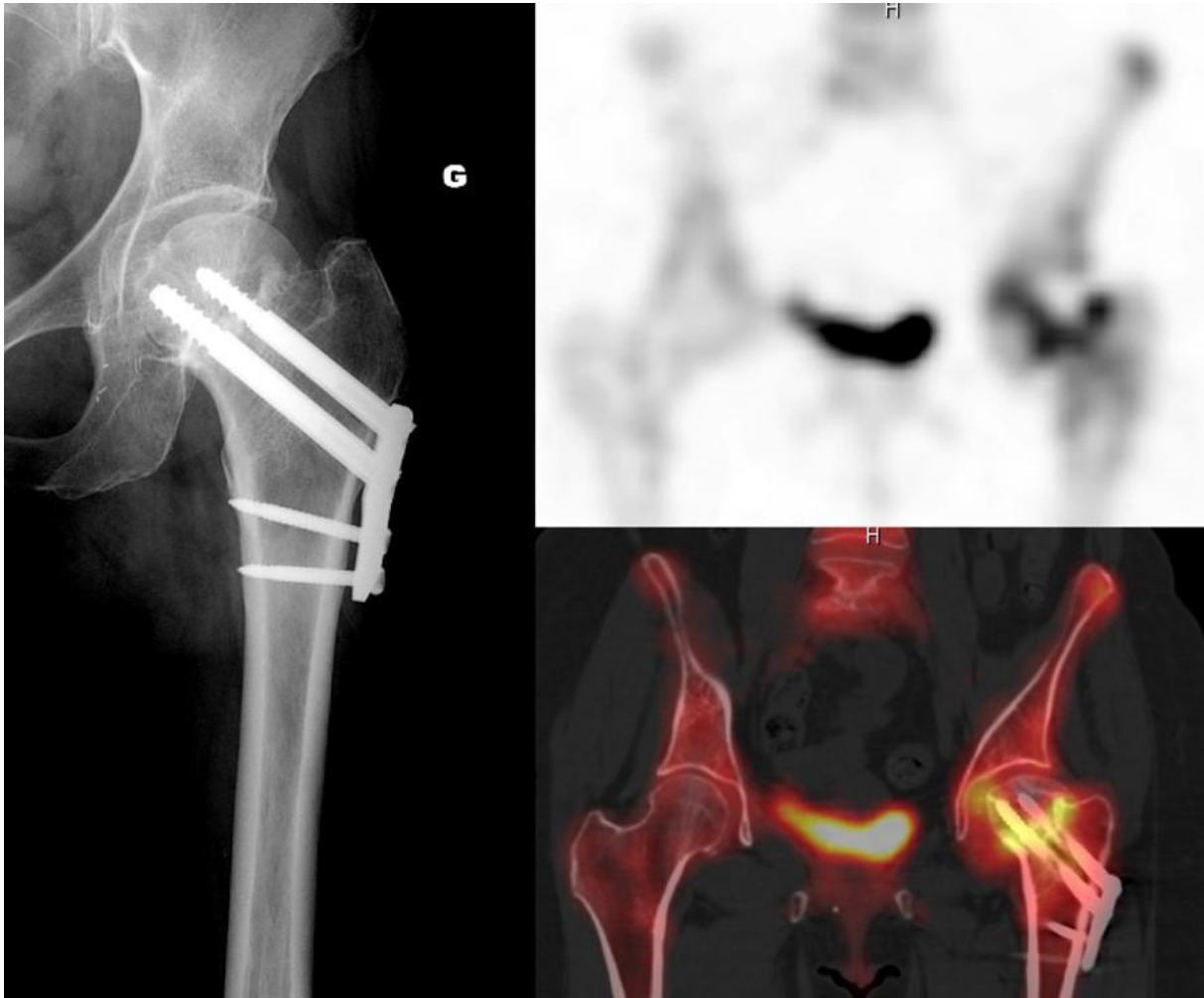
Caméra GE NM/670 16 coupes.

TDM niveau 3 au temps tissulaire: 120kV, 100 mAs, coupes de 1,25 mm tous les 1,25 mm, pas 0,938, filtre "os", ASIR 60%, IDSV : 21,2 mGy, PDL 639 mGy.cm (longueur du volume exploré : 30 cm).

TDM niveau 4 au temps osseux: 140kV, 150 mAs, coupes de 1,25 mm tous les 0,625 mm mm, pas 0,561, filtre "os", ASIR 30%, IDSV : 24,9 mGy, PDL 786 mGy.cm (longueur du volume exploré : 31 cm).

**Commentaire:** Présence au temps osseux d'une hyperfixation intense diffuse de l'interface ostéo prothétique sous tibiale avec une prédominance interne (C, D). La TEMP-TDM tissulaire montre une hypercaptation élective congruente sous le plateau tibial interne (A). En regard, la TDM identifie une chambre de résorption ; celle-ci est mieux visualisable sur la TDM réalisée au temps osseux que sur la TDM réalisée au temps tissulaire. L'examen est donc en faveur d'un descellement résorptif tibial. La TEMP-TDM au temps tissulaire retrouve en outre des anomalies de fixation en regard d'épanchements multiples (B).

**Ostéonécrose de la tête fémorale secondaire à une fracture ostéosynthésée :**



Patiente de 62 ans (IMC 31 kg/m<sup>2</sup>)

Algies résiduelles après fracture du col fémoral gauche ostéosynthésée il y a deux mois, avec trait de fracture encore bien visible sur les radiographies.

Caméra Siemens Intevo 6 coupes, TDM de niveau 3

130kV, référence qualité 150 mAs avec Care Dose 4D, coupes de 2,5 mm tous les 2,5 mm, filtre B70, IDSV : 10,9 mGy, PDL 434 mGy.cm (longueur du volume exploré : 40 cm).

**Commentaire:** La TEMP-TDM représentée en coupe frontale montre une hyperfixation encore intense de la fracture en faveur d'un retard de consolidation, et surtout un défaut de fixation de la tête fémorale signant une ostéonécrose.

### **III.3. PNEUMOLOGIE (EMBOLIE PULMONAIRE)**

#### **1. Généralités**

La scintigraphie de ventilation et perfusion pulmonaire représente une alternative diagnostique à l'angioscanner pour le diagnostic et la prise en charge de l'embolie pulmonaire.

Historiquement réalisée selon un mode planaire [1], l'acquisition selon un mode tomoscintigraphique permet d'augmenter ses performances diagnostiques [2,3,4] du fait de l'analyse dans les trois plans de l'espace permettant une meilleure visualisation et caractérisation des défauts. Ainsi, la tomoscintigraphie a pour avantage d'être beaucoup plus souvent conclusive que la scintigraphie planaire.

Plusieurs travaux ont rapporté une augmentation des performances diagnostiques de l'examen tomoscintigraphique lorsqu'il est couplé à une acquisition tomodensitométrique. Selon eux, le couplage à la TDM permet d'augmenter la spécificité de l'examen, et donc de réduire le risque de surdiagnostic de l'EP, en apportant une explication non thromboembolique à certains défauts mismatchés (variantes anatomiques, scissures, troubles ventilatoires, emphysème). De plus, le couplage TEMP/TDM donne l'accès à de nombreux diagnostics différentiels grâce à l'analyse des données morpho-anatomiques de l'imagerie TDM [5,6].

Enfin, la TEMP/TDM permet une meilleure appréciation et quantification du pourcentage d'amputation embolique. Elle améliore également la concordance d'interprétation inter et intra observateur (k de 0,22 à 0,61 en planaire et K de 0,92 en TEP/TDM).

Plusieurs niveaux d'utilisation du TDM sont envisageables en fonction du contexte clinique et de l'équipement dont on dispose.

Niveau 0 "pas de scanner" : Bien que la tomoscintigraphie pulmonaire de ventilation perfusion ait des performances élevées pour le diagnostic de l'embolie pulmonaire, plusieurs travaux ont rapporté une augmentation de la spécificité en couplant une TDM.

L'apport diagnostique du scanner couplé est tel (spécificité, précision diagnostique), lorsqu'il est décidé de pratiquer un examen de ventilation/perfusion en mode tomoscintigraphique, ce dernier devrait systématiquement être couplé à une acquisition tomodensitométrique.

Niveau 1 "correction d'atténuation" : La simple correction d'atténuation par scanner X ne présente aucun intérêt clinique pour le diagnostic d'embolie pulmonaire.

Niveau 2 "repérage anatomique": Ce niveau permet la localisation grossière des anomalies de fixations observées sur les acquisitions tomoscintigraphiques et facilite la quantification du pourcentage de parenchyme jugé embolique.

Niveau 3 "sémiologie radiologique": En plus de la localisation anatomique précise des anomalies scintigraphiques, ce niveau permet d'appréhender la nature radiologique des anomalies sous-jacentes (parenchyme pulmonaire normal ou anormal, épanchements liquidiens ou gazeux pleuraux ou péricardique, taille du tronc de l'artère pulmonaire et des cavités cardiaques droites, structures osseuses) et évoquer la majeure partie des diagnostics différentiels.

Niveau 4 "conditions radiologiques": Ce niveau peut se concevoir en tant qu'acquisition complémentaire en conditions radiologiques (apnée, coupes fines +/- angioscanner additionnel).

**En conditions diagnostiques de routine clinique et hors cas particulier, le niveau 3 devrait être privilégié.**

## **2. Paramètres techniques**

L'acquisition scanographique est réalisée en respiration spontanée (ou idéalement à l'occasion d'une apnée en milieu de cycle respiratoire) et non en apnée en fin d'inspiration profonde afin de limiter le décalage entre les informations scintigraphiques et tomодensitométriques.

En imagerie thoracique, l'essentiel de l'information à recueillir est du domaine de la résolution spatiale (plus que de la densité comme c'est le cas pour l'étude de l'abdomen, de l'encéphale ou du rachis) du fait de la présence de structures à fort contraste spontané. Il est donc tout à fait possible et recommandé de diminuer la quantité de rayonnement délivrée. En fonction du morphotype du patient, une tension de 100 ou 120 kV sera suffisante et la charge, en dehors de tout dispositif automatique d'optimisation de la dose, peut-être limitée dans la plupart des cas à 80 mAs maximum. De plus, la dosimétrie est habituellement optimisée soit par l'utilisation d'algorithme de modulation d'intensité (mAs) en fonction de la morphologie du patient, soit par l'utilisation de reconstruction itérative sur les systèmes de dernière génération.

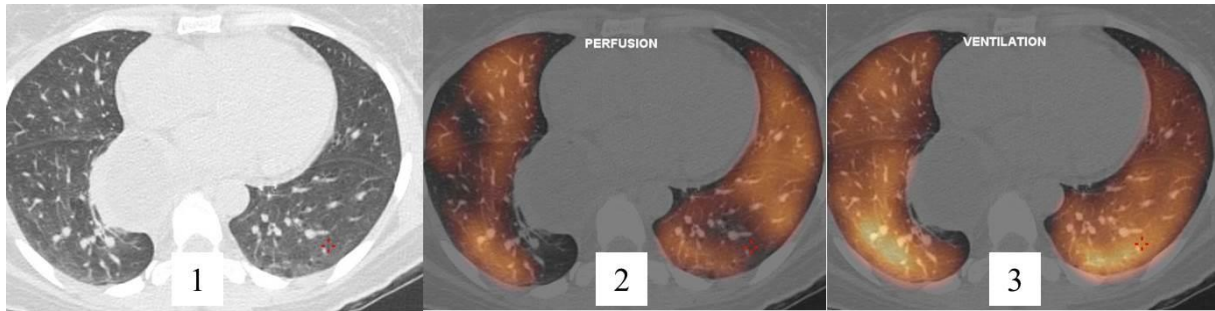
### 3. Références:

- [1] The PIOPED Investigators (Ed.). Value of the ventilation/perfusion scan in acute pulmonary embolism. Results of the prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis (PIOPED). JAMA, 1990.
- [2] A. Le Duc-Pennec et al. Diagnostic accuracy of single-photon emission tomography ventilation/perfusion lung scan in the diagnosis of pulmonary embolism. Chest, 2012.
- [3] P.J. Roach et al. V/Q scanning using SPECT and SPECT/CT. J Nucl Med, 2013.
- [4] P.J. Roach et al. SPECT/CT in V/Q scanning. Semin Nucl Med, 2010.
- [5] Le Roux PY et al. Additional value of combining low-dose computed tomography to V/Q SPECT on a hybrid SPECT-CT camera for pulmonary embolism diagnosis. Nucl Med Commun. 2015
- [6] Mazurek A et Al. The utility of hybrid SPECT/CT lung perfusion scintigraphy in pulmonary embolism diagnosis. Respiration, 2015.
- [7] P. Viau P, Franken P, Padovani B et al. Imagerie hybride dans l'embolie pulmonaire aiguë : apport de la TDM couplée à la tomoscintigraphie de ventilation et de perfusion. Médecine nucléaire Vol 35 - N° 3 P. 117-125 - mars 2011





### Cas clinique 1 :



Femme de 44 ans. 170 cm, 78 Kg, IMC 27 kg/m<sup>2</sup>.

Caméra GE Healthcare Discovery NM/CT 670

Tomoscintigraphie de Perfusion (TEMP P) après injection de 250 MBq de macro-agrégats d'albumine - Tc99m.

Tomoscintigraphie de Ventilation (TEMP V) avec Technégas - Tc99m.

Scanner thoracique niveau 3 en respiration libre.

Acquisition: 120kv, Auto mA 50-100 mAs; indice de bruit 17, collimation 16\*0,625 mm, Temps de rotation 0.8s, Pas: 1,75, coupes 1,25 mm incrément 1,25 mm

Reconstruction: Rétroprojection filtrée; coupes 1,25 mm incrément 1,25 mm

Dose: IDSV 7,1 mGy; PDL 171 mGy.cm.

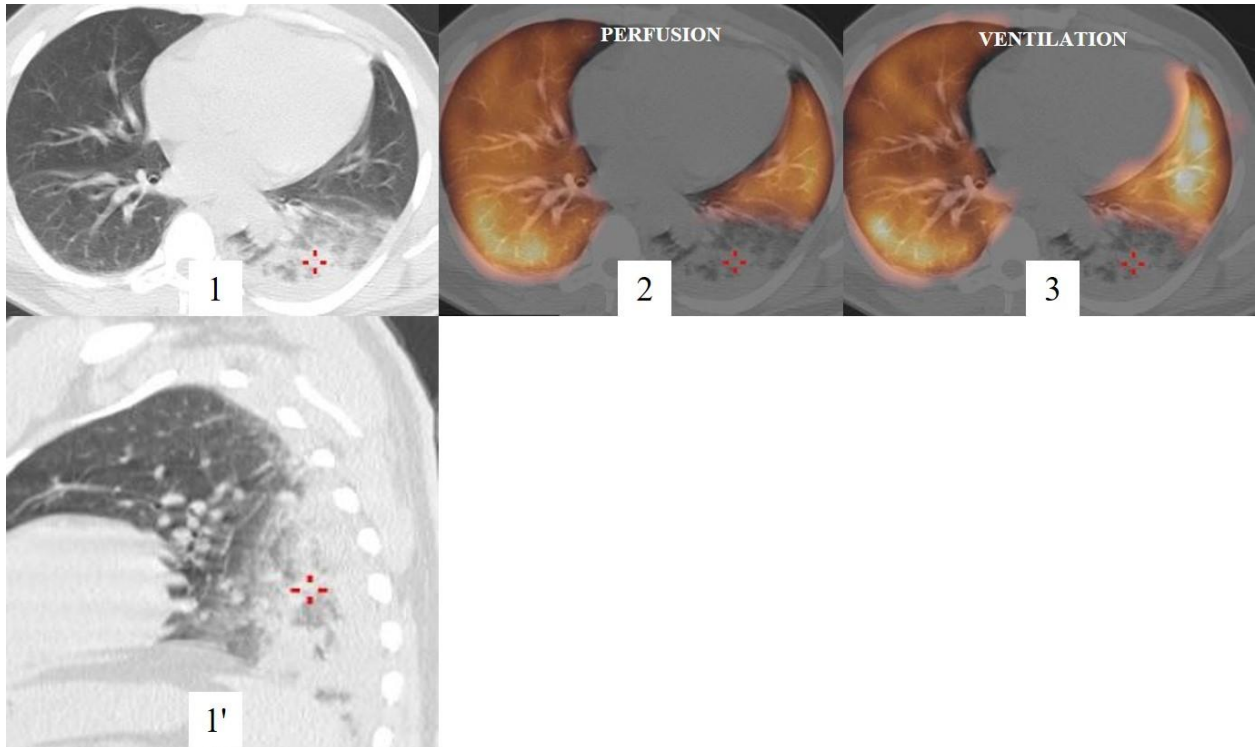
Embolie pulmonaire bilatérale d'étendue moyenne intéressant l'ensemble des lobes, amputant 20% du lit vasculaire total.

Image 1 : Coupe axiale de TDM.

Image 2 : Coupe axiale de fusion TDM-TEMP P.

Image 3 : Coupe axiale de fusion TDM-TEMP V.

## Cas clinique 2 :



Homme de 31 ans. 180 cm, 70 Kg, IMC 22 Kg/m<sup>2</sup>.

Caméra GE Discovery NM/CT 670.

Scanner thoracique niveau 3 en respiration libre.

Tomoscintigraphie de Perfusion (TEMP P) après injection de 250 MBq de macro-agrégats d'albumine - Tc99m.

Tomoscintigraphie de Ventilation (TEMP V) avec Technégas - Tc99m.

Acquisition: 120kv, Auto mA 50-100 mAs; indice de bruit 17, collimation 16\*0,625 mm, Temps de rotation 0.8s, Pas: 1,75, coupes 1,25 mm incrément 1,25 mm

Reconstruction: Rétroprojection filtrée; coupes 1,25 mm incrément 1,25 mm

Dose IDSV: 7 mGy; PDL 176 mGy.cm.

Pas de signe scintigraphique d'embolie pulmonaire.

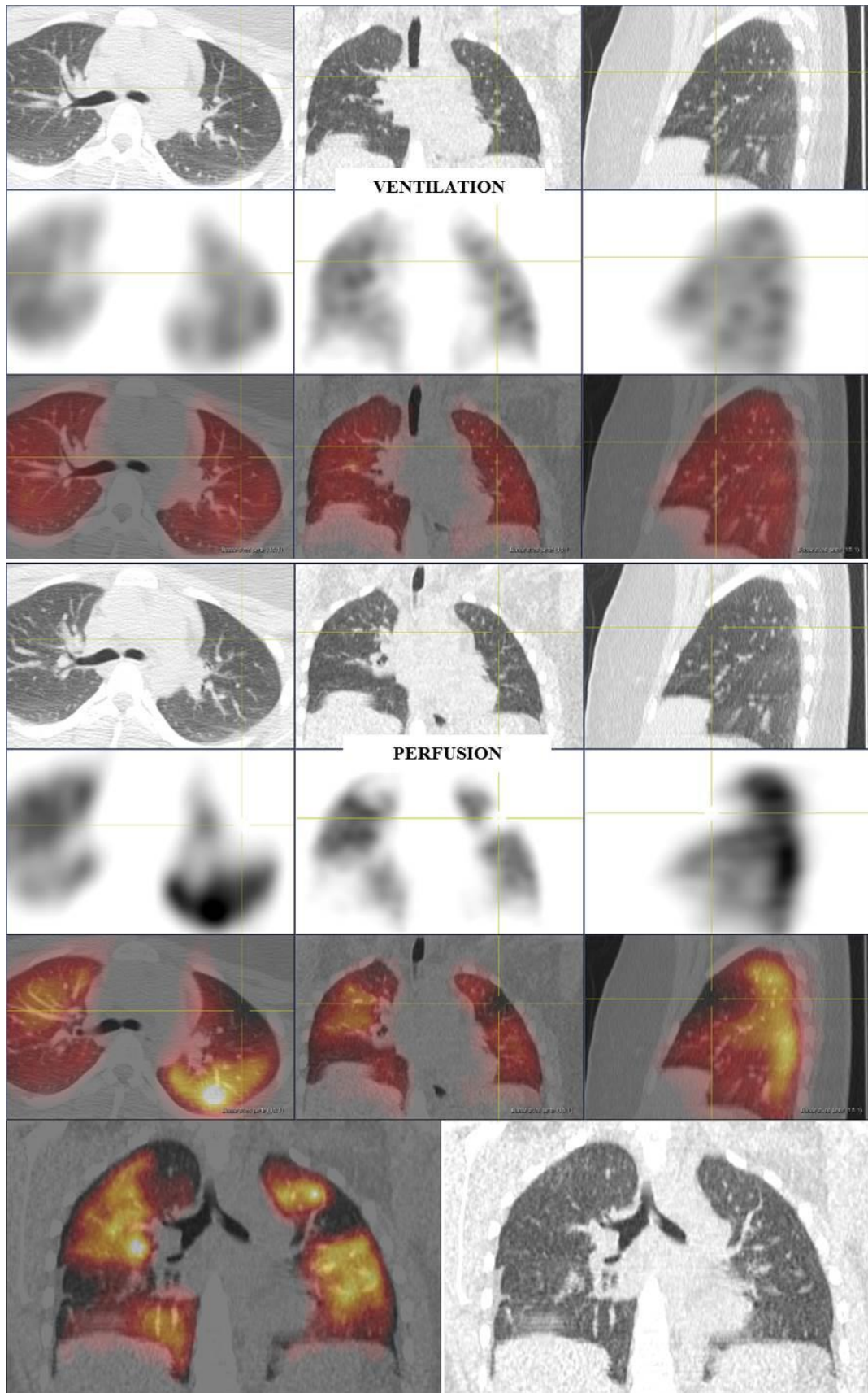
Pleuro-pneumopathie basale gauche.

Image 1 : Coupe axiale de TDM.; Image 1' : Coupe sagittale de TDM.

Image 2 : Coupe axiale de fusion TDM-TEMP P.

Image 3 : Coupe axiale de fusion TDM-TEMP V.

**Cas clinique 3 :**



Femme de 27 ans, enceinte de 5 mois. 160 cm, 78 Kg, IMC 31 Kg/m<sup>2</sup>.

Caméra GE Healthcare Optima NM/CT 640.

Tomoscintigraphie de Perfusion (TEMP P) après injection de 245 MBq de macro-agrégats d'albumine – Tc99m.

Tomoscintigraphie de Ventilation (TEMP V) avec 148 MBq de Krypton 81m.

Scanner thoracique niveau 2 en respiration libre.

Acquisition: 120kv, 30 mAs, collimation 4\*2,5 mm, Temps de rotation 1s, Pas: 0,75, coupes 2,5 mm incrément 1,5mm

Reconstruction: Rétroprojection filtrée; coupes 2,5 mm incrément 1,5 mm

Dose: IDSV 5 mGy; PDL 153 mGy.cm.

Embolie pulmonaire bilatérale d'étendue moyenne intéressant l'ensemble des lobes, amputant 25% du lit vasculaire total.

Plages d'infarctus des deux bases pulmonaires.

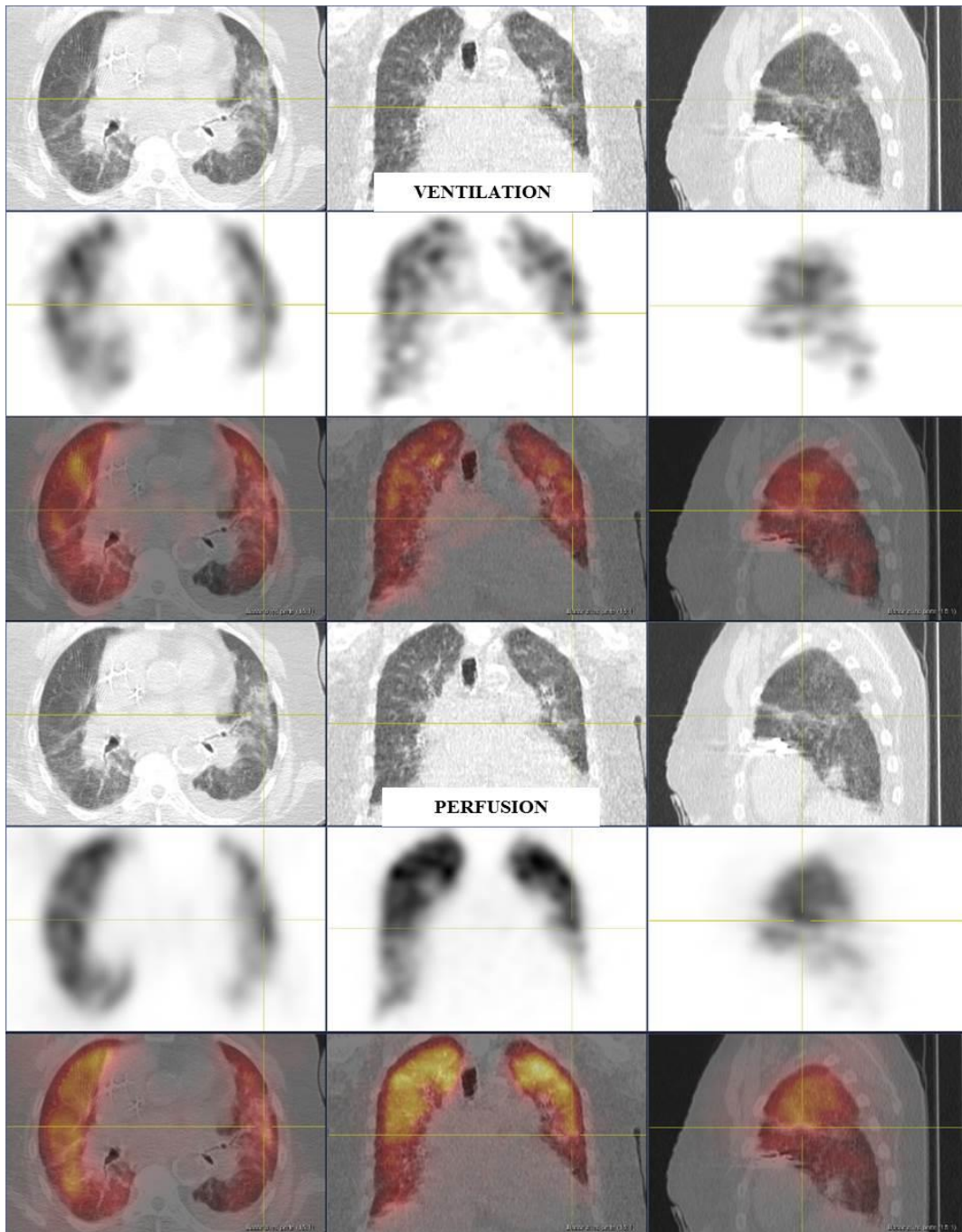
Image 1 : Coupes dans les 3 plans de l'espace de TDM, de fusion TDM-TEMP V et de TEMP V.

Image 2 : Coupes dans les 3 plans de l'espace de TDM, de fusion TDM-TEMP P et de TEMP P.

Image 3 : Coupe coronale de fusion TDM-TEMP P.

Image 4 : Coupe coronale de TDM.

#### Cas clinique 4 :



Homme de 80 ans. 68 Kg, 160 cm, IMC 27 Kg/m<sup>2</sup>.

Caméra GE Healthcare Optima NM/CT 640.

Tomoscintigraphie de Perfusion (TEMP P) après injection de 240 MBq de macro-agrégats d'albumine – Tc99m.

Tomoscintigraphie de Ventilation (TEMP V) avec 148 MBq de Krypton 81m.

Scanner thoracique niveau 2 en respiration libre. Matrice 128x128. 30 mAs, 120 keV.

Acquisition: 120kv, 30 mAs, collimation 4\*2,5 mm, Temps de rotation 1s, Pas: 0,75, coupes 2,5 mm incrément 1,25 mm

Reconstruction: Rétroprojection filtrée; coupes 2,5 mm incrément 1,5 mm

Dose: IDSV 5 mGy; PDL 158 mGy.cm.

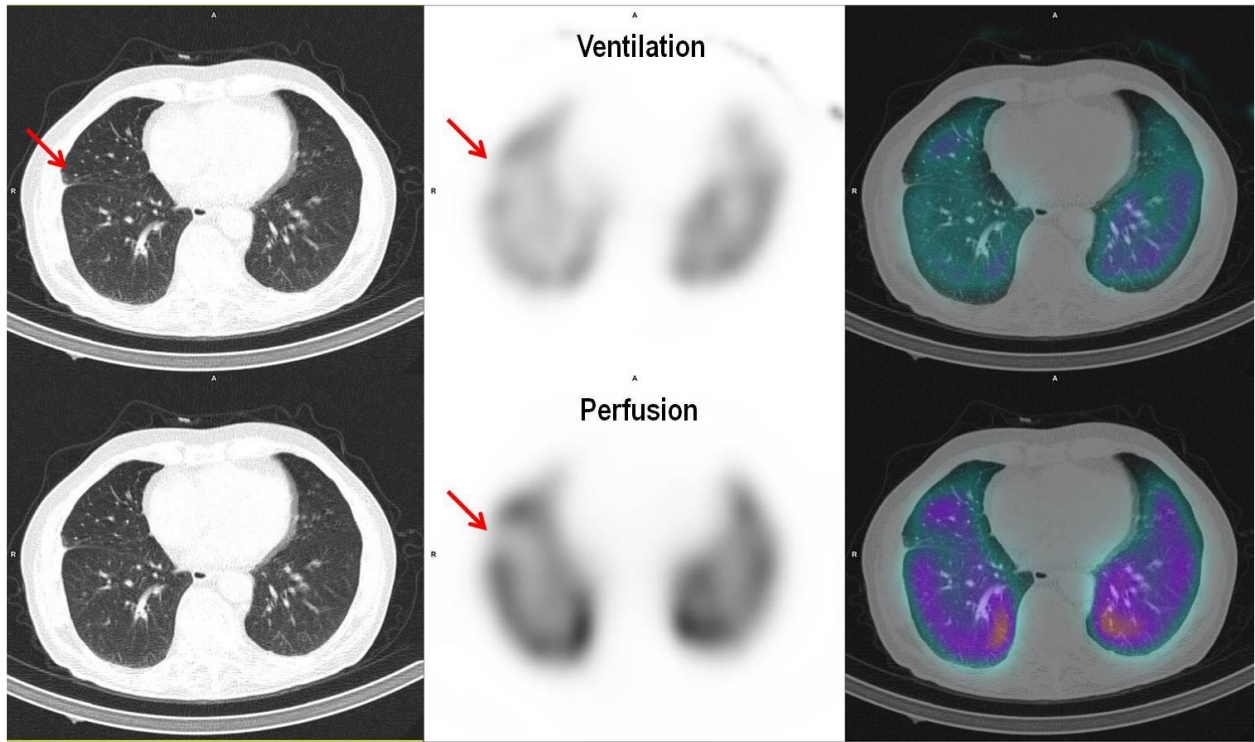
Pas de signe scintigraphique d'embolie pulmonaire.

Tableau de surcharge pulmonaire d'origine cardiaque type OAP (cardiomégalie, épanchement liquidien pleural bilatéral de faible abondance, condensations parenchymateuses et verre dépoli bilatéral à prédominance péri-hilaire).

Image 1 : Coupes dans les 3 plans de l'espace de TDM, de fusion TDM-TEMP V et de TEMP V.

Image 2 : Coupes dans les 3 plans de l'espace de TDM, de fusion TDM-TEMP P et de TEMP P.

### Cas clinique 5:



Homme de 66 ans. 63 kg, 170 cm, IMC : 21,8. Dyspnée inexpliquée. EDVMI négatif. Recherche d'argument en faveur d'une EP récente.

Caméra Siemens Symbia T6.

Tomoscintigraphie de Perfusion (TEMP P) après injection de 156 MBq de macro-agrégats d'albumine – Tc99m.

Tomoscintigraphie de Ventilation (TEMP V) avec inhalation de Krypton 81m.

Scanner thoracique niveau 3 en respiration libre.

Acquisition: 110kv, 16-31 mAs; 16 QRefmAs, algorithme de régulation: AEC+DOM, collimation 6\*2mm, Temps de rotation 0.8s, Pas: 0.85

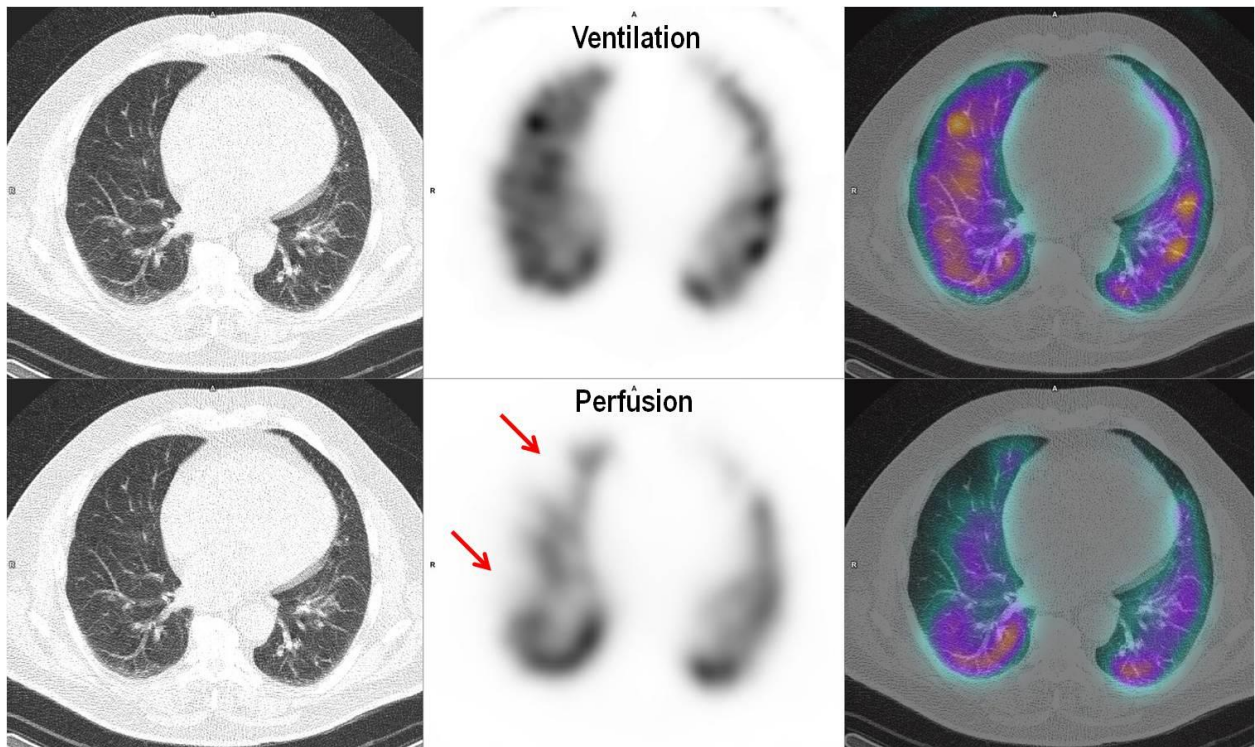
Reconstruction: Rétroprojection filtrée, filtre B80s; coupes 2.5mm incrément 1.5mm

Dose: IDSV: 1.7 mGy PDL: 67 mGy.cm

La tomoscintigraphie de perfusion met en évidence un défaut perfusionnel de base droite, non retrouvé sur la tomoscintigraphie de ventilation, pouvant faire discuter une migration thrombo embolique. Cependant, l'acquisition TDM fusionnée montre la correspondance entre cette anomalie perfusionnelle et la partie basse de la grande scissure qui est discrètement épaissie.

L'examen TEMP/TDM est non évocateur d'une embolie pulmonaire récente.

### Cas clinique 6:



Homme de 72 ans. 123 kg 185 cm, IMC : 35,9. Recherche d'argument en faveur d'une EP récente.

Caméra Siemens Intevo 16.

Tomoscintigraphie de Perfusion (TEMP P) après injection de 178 MBq de macro-agrégats d'albumine – Tc99m.

Tomoscintigraphie de Ventilation (TEMP V) avec inhalation de Krypton 81m.

Scanner thoracique niveau 3 en respiration libre.

Acquisition: 110kv, 16-31 mAs; 16 QRefmAs, algorithme de régulation: CARE4D, collimation 16\*1,2mm, Temps de rotation 0.6s, Pas: 1

Reconstruction: Rétroprojection filtrée, filtre B80s; coupes 2.5mm incrément 1.5mm

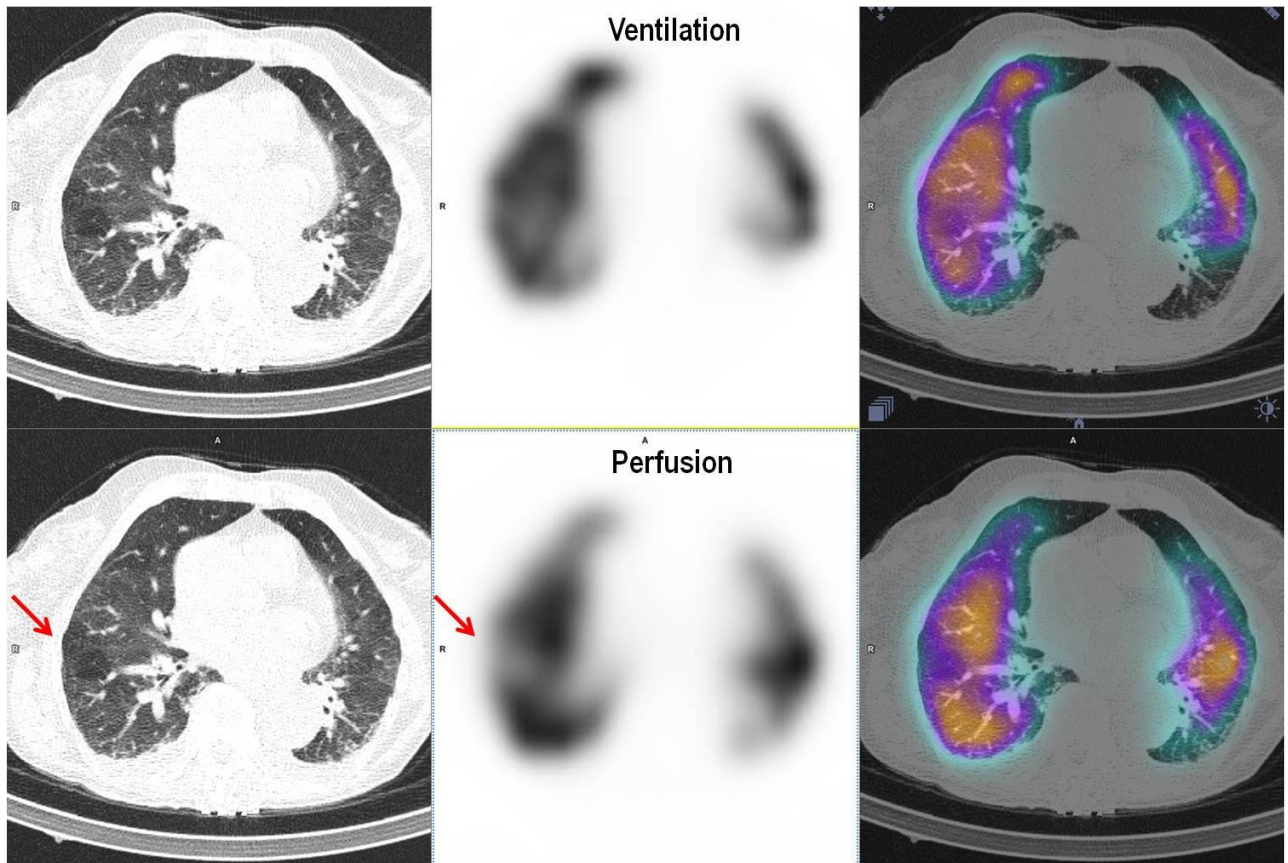
Dose: IDSV: 2,1 mGy PDL: 86,2 mGy.cm

L'examen met en évidence plusieurs défauts perfusionnels systématisés mismatchés (non retrouvés en ventilation). Il n'existe pas d'anomalie parenchymateuse évidente sur les images TDM, confortant la suspicion d'embolie pulmonaire.

L'examen TEMP/TDM est donc évocateur d'une embolie pulmonaire récente, avec une atteinte estimée à 15% du champ pulmonaire total.



### Cas clinique 7:



Femme de 88 ans. 55 kg 160 cm, IMC : 21,5. Recherche d'argument en faveur d'une EP récente.  
Caméra Siemens Intevo 16.

Tomoscintigraphie de Perfusion (TEMP P) après injection de 166 MBq de macro-agrégats d'albumine – Tc99m.

Tomoscintigraphie de Ventilation (TEMP V) avec inhalation de Krypton 81m.

Scanner thoracique niveau 3 en respiration libre.

Acquisition: 110kv, 15-16 mAs; 16 QRefmAs, algorithme de régulation: CARE4D, collimation 16\*1,2mm, Temps de rotation 0.6s, Pas: 1

Reconstruction: Rétroprojection filtrée, filtre B80s; coupes 2.5mm incrément 1.5mm

Dose: IDSV: 1,1 mGy PDL: 52,1 mGy.cm

La tomoscintigraphie de perfusion met en évidence un défaut perfusionnel latéro basal droit, non retrouvé en ventilation, pouvant faire discuter une embolie pulmonaire. L'analyse des coupes TDM révèle cependant des lésions emphysémateuses sous jacentes, piège diagnostique classique en scintigraphie pulmonaire lorsque du Krypton est utilisé pour la réalisation des images de ventilation. L'examen TEMP/TDM est non évocateur d'une embolie pulmonaire récente.



## **III.4. ENDOCRINOLOGIE**

### **1. Thyroïde**

La scintigraphie thyroïdienne à visée diagnostique à l'I123 ou au Tc99m dont la principale indication est le bilan d'une hyperthyroïdie, est réalisée en complément de l'examen clinique, des données biologiques et d'une échographie cervicale.

Dans l'immense majorité des cas, l'acquisition en mode planaire avec collimateur sténopé suffit. Dans quelques rares cas, une acquisition TEMP/TDM peut être réalisée pour caractériser une fixation ou accumulation ectopique ou atypique du traceur (goitre plongeant, pyramide de Lalouette, kyste du tractus thyroïdienne, formation de la base de la langue évocatrice de tissu thyroïdien ectopique, artéfact œsophagien, etc...). Dans ces conditions un scanner de niveau 2 ou 3 est requis.

La scintigraphie post-thérapeutique à l'I131 dans le cadre de la prise en charge des cancers de la thyroïde comprend systématiquement un balayage scintigraphique corps entier en face antérieure et postérieure. L'adjonction d'une acquisition TEMP/TDM au niveau cervical notamment ou sur les foyers hyperfixants viscéraux ou squelettiques améliore considérablement les performances de la technique en permettant une meilleure caractérisation et localisation des foyers. Comme en cancérologie et hors cas particulier, un scanner au minimum de niveau 3 est indiqué. [1-5]

### **2. Parathyroïdes**

Le diagnostic d'une hyperparathyroïdie est avant tout biologique. La scintigraphie parathyroïdienne, monotracer (99mTc-MIBI) ou double traceur (99mTc-MIBI + iode-123) avec soustraction, est un examen de localisation. Son niveau d'indication est variable selon la situation clinique :

- HPT persistante ou récidivante après chirurgie, quelle que soit l'origine de l'HPT (I, II ou III),
- première intervention pour HPT-I, selon l'approche chirurgicale envisagée (chirurgie exploratrice cervicale bilatérale ou chirurgie ciblée),
- première intervention pour HPT-II ou III.

La scintigraphie parathyroïdienne comporte en général une acquisition en mode planaire avec collimateur sténopé au niveau de l'aire thyroïdienne, une acquisition planaire champ large pour déceler une éventuelle ectopie, complétée par une acquisition TEMP/TDM. La TEMP/TDM améliore les performances de détection et de localisation préopératoire [6]. Elle permet un meilleur repérage du ou des foyers parathyroïdiens ectopique profond ou caché par une fixation

thyroïdienne anormale (peu visible en mode planaire en 2D). Le couplage peut permettre aussi d'éliminer certains faux positifs de la scintigraphie planaire. Ainsi, un TDM de niveau 2 ou 3 est préférable lorsque l'acquisition TEMP/TDM est réalisée. Une TEP-TDM à la 18F-Fluorocholine peut être également envisagée en cas de récurrence et/ou de scintigraphie au 99mTc-MIBI négative [7]. Le TDM associé peut être de niveau 3 avec ou sans injection de produit de contraste, voire de niveau 4 avec plusieurs phases d'acquisition.

### **3. Surrénales**

La petite taille et la topographie viscérale profonde des glandes surrénales et la plupart du temps des anomalies potentiellement en rapport avec la pathologie surrénalienne (localisations ectopiques ou métastatiques) explique la grande supériorité des acquisitions TEMP/TDM par rapport aux acquisitions planaires des examens scintigraphiques surrénaux.

Ainsi, pour l'exploration médullosurrénalienne à la méta-iodobenzyl-guanidine marquée à l'iode 123I ou 131I utilisée pour la caractérisation et le bilan d'extension d'un phéochromocytome (bénin ou malin) ou la recherche des phéochromocytomes extrasurrénaux (ou paragangliomes), la réalisation d'une acquisition TEMP/TDM diminue les faux positifs caractérisés par la rétention du traceur au niveau des voies excrétrices urinaires, pouvant ainsi mimer un phéochromocytome surrénal et surtout précise le support anatomique des foyers pathologiques [8].

Pour l'exploration corticosurrénalienne au 131I-6b – iodométhyl-19-norcholestérol, utile en cas d'incidentalome surrénal ou en cas de syndrome de Cushing ACTH-indépendant et de tumeurs bilatérales ou encore en l'absence de tumeur évidente au scanner, ou parfois dans le cadre d'exploration d'un hyperaldostéronisme, la TEMP/TDM permet une meilleure analyse des fixations tant il existe une accumulation importante du traceur au niveau de la vésicule biliaire pouvant faussement mimer la surrénale droite sur les acquisitions planaires et du fait du bruit de fond généré par le foie ou par la fixation digestive [9].

Que ces examens soient ou non remplacés par des examens de TEP (FDG, FDOPA, 68Ga-DOTA analogues de la somatostatine), comme en cancérologie et hors cas particulier, un scanner au minimum de niveau 3 est indiqué.

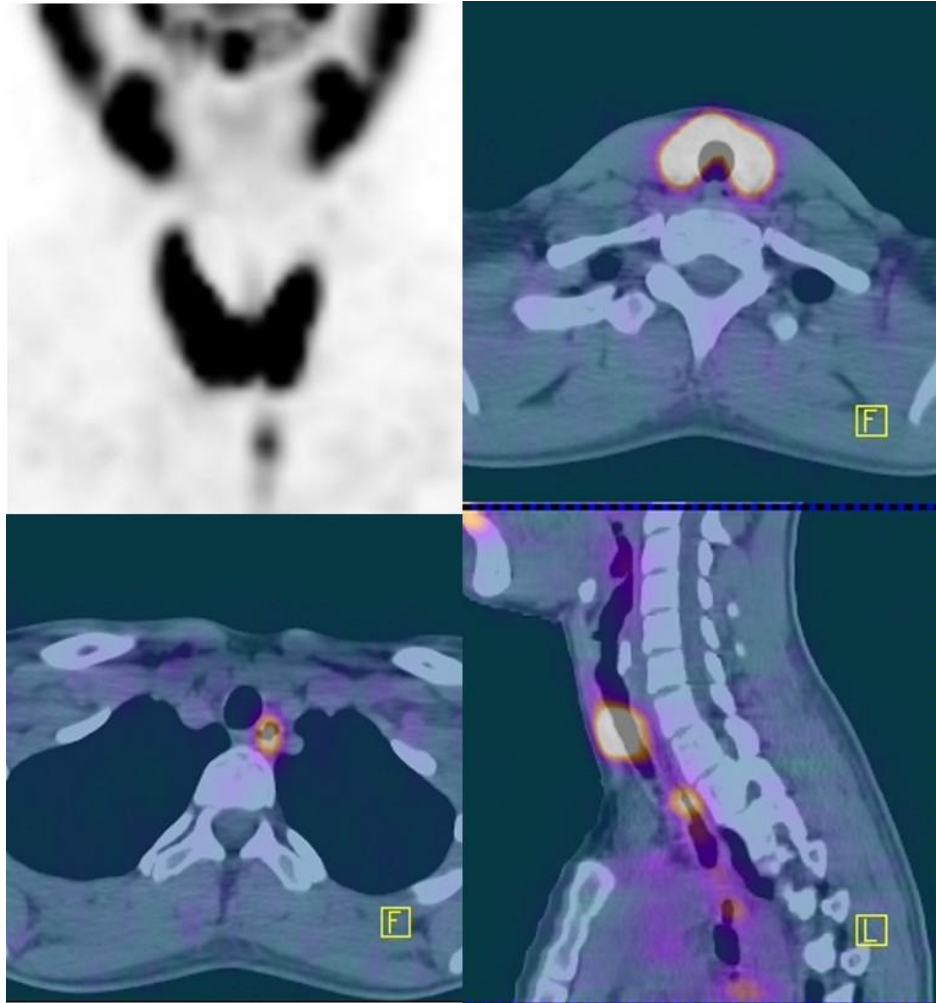
#### 4. Références

- [1] Wong KK, Gandhi A, Viglianti BL, Fig LM, Rubello D, Gross MD. Endocrine radionuclide scintigraphy with fusion single photon emission computed tomography/computed tomography. *World J Radiol.* 2016 Jun 28;8(6):635-55.
- [2] A.-L. Giraudet, S. Bardet, M.-E. Toubert, P.-J. Lamy, S. Zerdoud, S. Leboulleux, J. Clerc, L. Leenhardt, C. Bournaud, A. Al Ghuzlan, I. Keller, L. Groussin, F. Sebag, R. Garrel, E. Mirallié, D. Taïeb, E. Hindié. Imagerie moléculaire et biomarqueurs des cancers thyroïdiens de souche vésiculaire : recommandations 2017 de SFMN/SFE/SFP/SFBC/AFCE/SFORL. *Médecine Nucléaire.* 2017;41S:S23-S33.
- [3] Aide N, Heutte N, Rame JP, Rousseau E, Loiseau C, Henry-Amar M, Bardet S. Clinical relevance of single-photon emission computed tomography/computed tomography of the neck and thorax in postablation (131)I scintigraphy for thyroid cancer. *J Clin Endocrinol Metab.* 2009 Jun;94(6):2075-84.
- [4] Glazer DI, Brown RK, Wong KK, Savas H, Gross MD, Avram AM. SPECT/CT evaluation of unusual physiologic radioiodine biodistributions: pearls and pitfalls in image interpretation. *Radiographics.* 2013 Mar-Apr;33(2):397-418.
- [5] Bardet S, Ciappuccini R, Aide N. Imagerie hybride (TEMP/TDM, TEP/TDM) et cancer différencié de la thyroïde. *Médecine nucléaire* Vol 34 - N° 8 P. 457-463 - août 2010
- [6] Hindié E, Zanotti-Fregonara P, Tabarin A, Rubello D, Morelec I, Wagner T, Henry JF, Taïeb D. The role of radionuclide imaging in the surgical management of primary hyperparathyroidism. *J Nucl Med.* 2015 May;56(5):737-44.
- [7] Quak E, Blanchard D, Houdu B, Le Roux Y, Ciappuccini R, Lireux B, de Raucourt D, Grellard JM, Licaj I, Bardet S, Reznik Y, Clarisse B, Aide N. F18-choline PET/CT guided surgery in primary hyperparathyroidism when ultrasound and MIBI SPECT/CT are negative or inconclusive: the APACH1 study. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2018 Apr;45(4):658-666.

[8] Taïeb D, Timmers HJ, Hindié E, Guillet BA, Neumann HP, Walz MK, Opocher G, de Herder WW, Boedeker CC, de Krijger RR, Chiti A, Al-Nahhas A, Pacak K, Rubello D. EANM 2012 guidelines for radionuclide imaging of pheochromocytoma and paraganglioma. European Association of Nuclear Medicine. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2012 Dec;39(12):1977-95.

[9] Wong KK, Komissarova M, Avram AM, Fig LM, Gross MD. Adrenal cortical imaging with I-131 NP-59 SPECT-CT. *Clin Nucl Med*. 2010 Nov;35(11):865-9.

## Thyroïde $^{99m}\text{Tc}$



Patiente de 28 ans, 60 kg, 155 cm, IMC 25

Bilan d'hyperthyroïdie. Découverte d'un foyer sous thyroïdien sur l'acquisition planaire de la scintigraphie au  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnétate

TEMP Siemens Symbia T2

Scanner niveau 3: 110 KV, mAs Ref = 100 Moy 137 (care dose) Epaisseur de coupe : 2x 1,5 mm

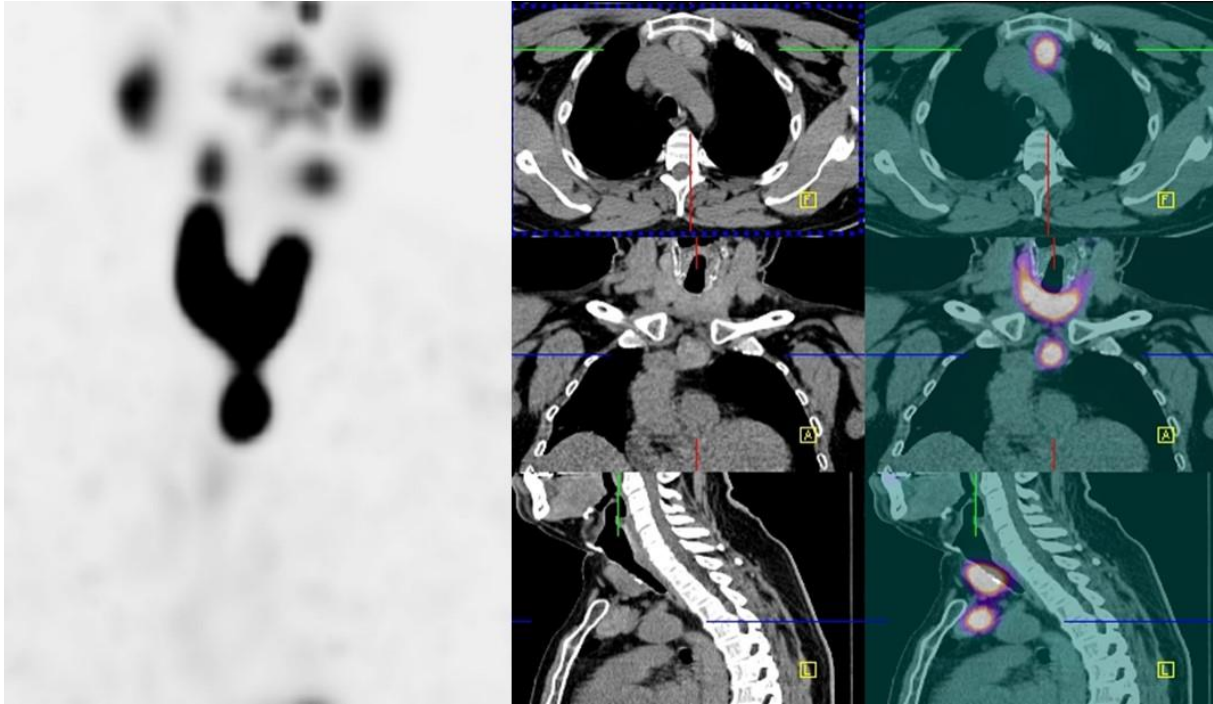
Pitch = 1.0 – Temps de rotation du tube 1 sec

Reconstruction en 2 mm tous les 1.7 mm Filtre B20

IDSV = 9.2 - PDL = 249 mGy.cm

**Commentaire:** L'acquisition TEMP/TDM complémentaire permet d'identifier que le foyer sous thyroïdien n'est pas pathologique et correspond à une accumulation salivaire dans l'œsophage.

## Thyroïde <sup>123</sup>I



Patient 65 ans. Poids : 86 kg. Taille : 1,65 m IMC : 32 kg/m<sup>2</sup>

Caractérisation d'une masse médiastinale antérieure pouvant être de nature thyroïdienne.

Scintigraphie à l'iode 123

Symbia T6

Scanner niveau 3 : 130 kV, mAs ref : 100 (care dose) mAs Moy 131 mAs

Pitch : 0.8 – temps de rotation du tube 0.6 s

Acquisition en 6x1 mm

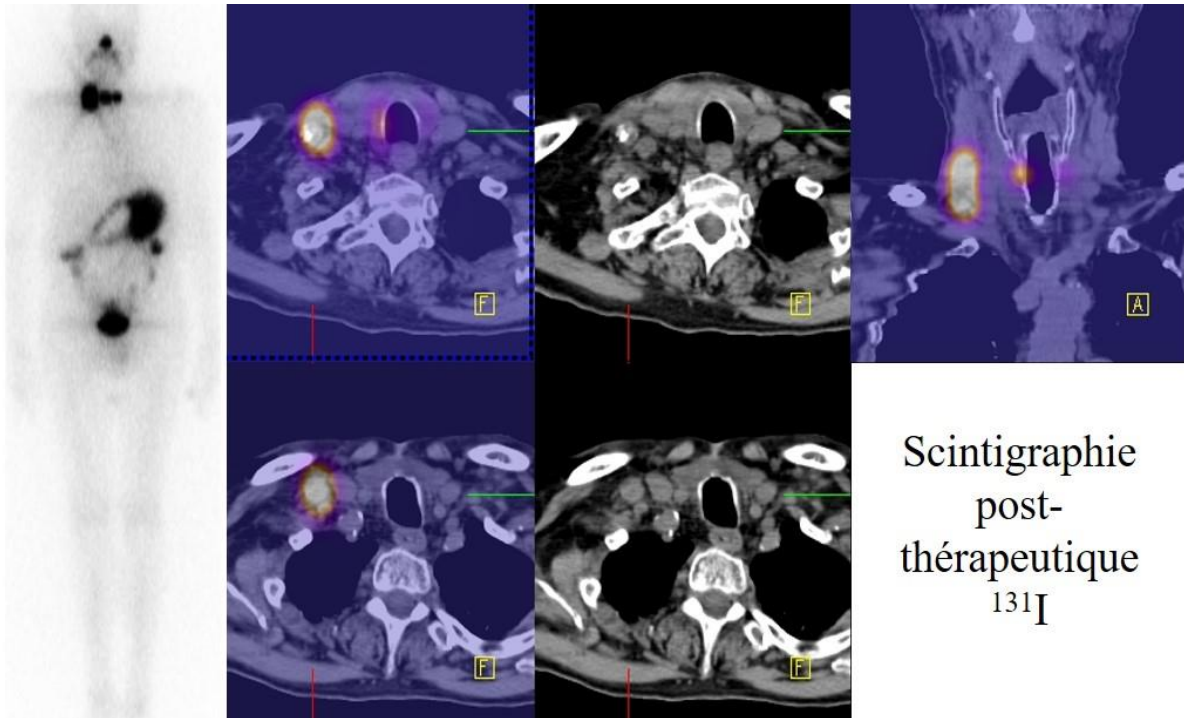
Coupes de 2 mm tous les 1.3 mm - Filtre B20

IDSV 17 mGy - PDL : 648 mGy.cm

**Commentaire** : Nature thyroïdienne de la masse médiastinale antérieure



## Thyroïde <sup>131</sup>I



Patient 50 ans. Poids : 70 kg. Taille : 1,80 m IMC : 22 kg/m<sup>2</sup>

Balayage <sup>131</sup>I – 3.7 GBq

Symbia T2

Scanner niveau 3 : 130 kV, mAs Ref : 90, mAs moy 54

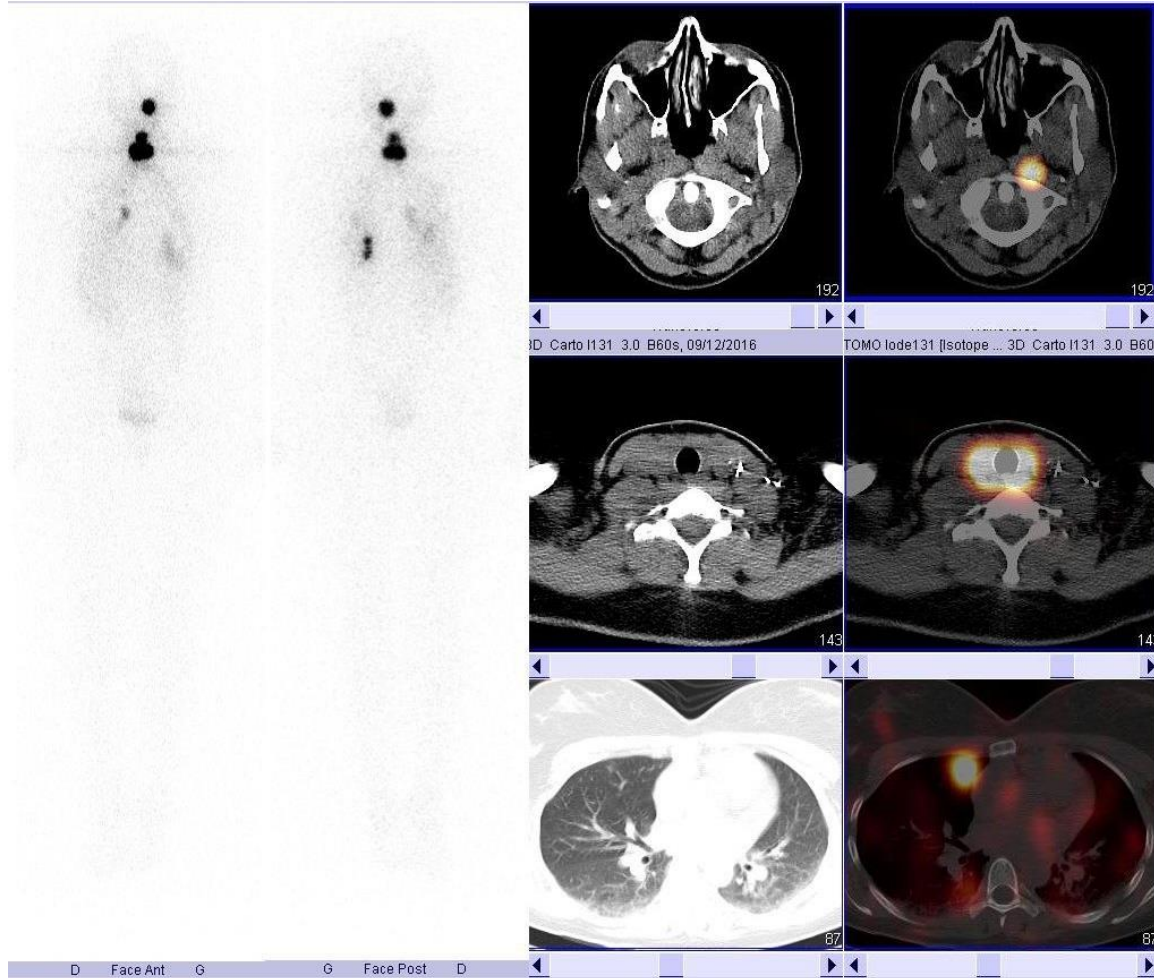
Acquisition en 2x1.5 mm - Pitch 1.4 – Temps de rotation du tube 0.8 s

Coupes reconstruites de 2.0 mm tous les 1.7 mm - Filtre B20s

IDSV 5.9 mGy PDL : 249 mGy.cm

**Commentaire** : Identification de 3 foyers cervicaux que le scanner couplé permet de relier pour deux d'entre eux à des reliquats et pour le troisième à deux adénopathies contiguës.

## Thyroïde <sup>131</sup>I



Patiente de 28 ans. Poids : 75 kg. Taille : 1,68 m IMC : 27 kg/m<sup>2</sup>

Balayage corps entier <sup>131</sup>I et TEMP/TDM, réalisées 4 jours après administration de 3,7 GBq iode-<sup>131</sup> après chirurgie pour carcinome thyroïdien papillaire et curage ganglionnaire.

Symbia T2

Scanner niveau 3 : 110 kV, mAs Ref : 90, modulation CareDose4D, mAs effectifs 93

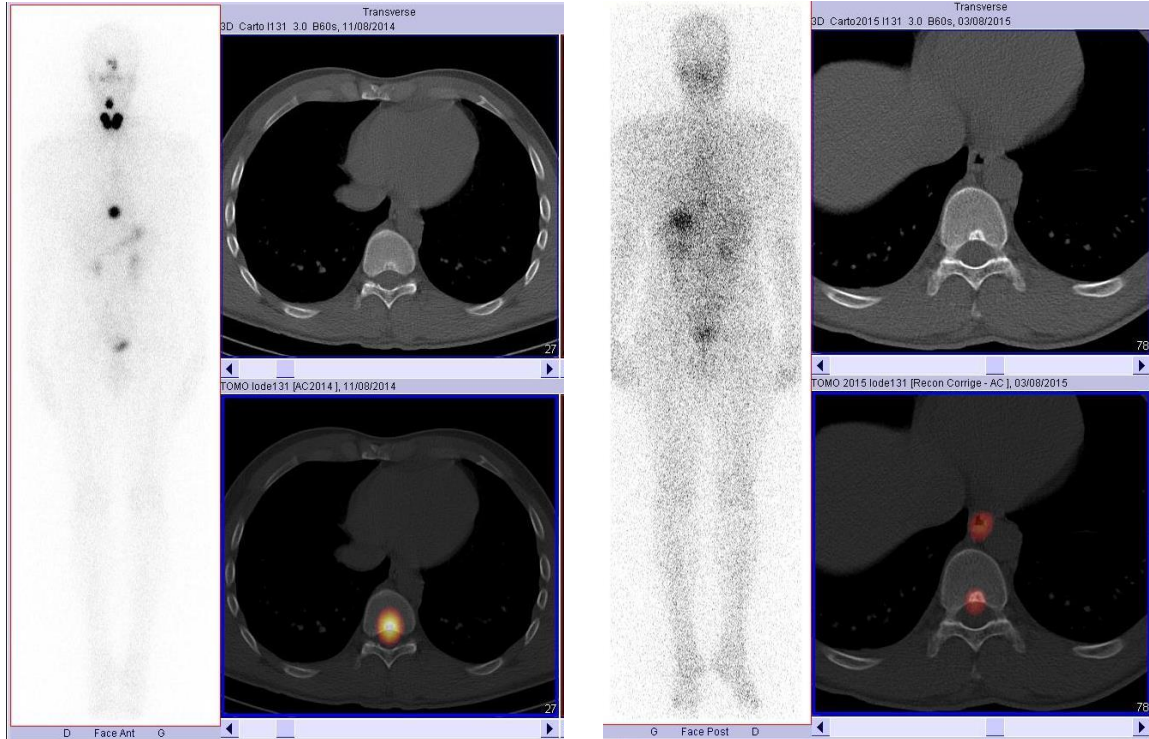
Collimation 2 x 2,5 mm - Temps de rotation 0,8 s

Coupes reconstruites en rétroprojection filtrée avec épaisseur de 3 mm

IDSV 6,25 mGy PDL : 250 mGy.cm

**Commentaire** : Les coupes transverses à trois niveaux différents montrent, à partir du haut : - un foyer correspondant à un ganglion rétropharyngé gauche, - une captation banale au niveau des reliquats de l'aire thyroïdienne, - un des foyers pulmonaires correspondant à des micronodules, difficiles à individualiser sur l'image TDM dans les conditions d'acquisition.

## Thyroïde <sup>131</sup>I



Patient de 26 ans. Poids : 77 kg. Taille : 1,84 m IMC : 23 kg/m<sup>2</sup>

Balayage corps entier <sup>131</sup>I et TEMP/TDM, réalisées 4 jours après administration de 3,7 GBq iode-131 après chirurgie pour carcinome thyroïdien papillaire droit de 45mm sans atteinte ganglionnaire. (N.B. à droite : Images acquises dans les mêmes conditions lors du 3<sup>ème</sup> traitement par iode-131)

Symbia T2

Scanner niveau 3 : 110 kV, mAs Ref : 90, modulation CareDose4D, mAs effectifs 75

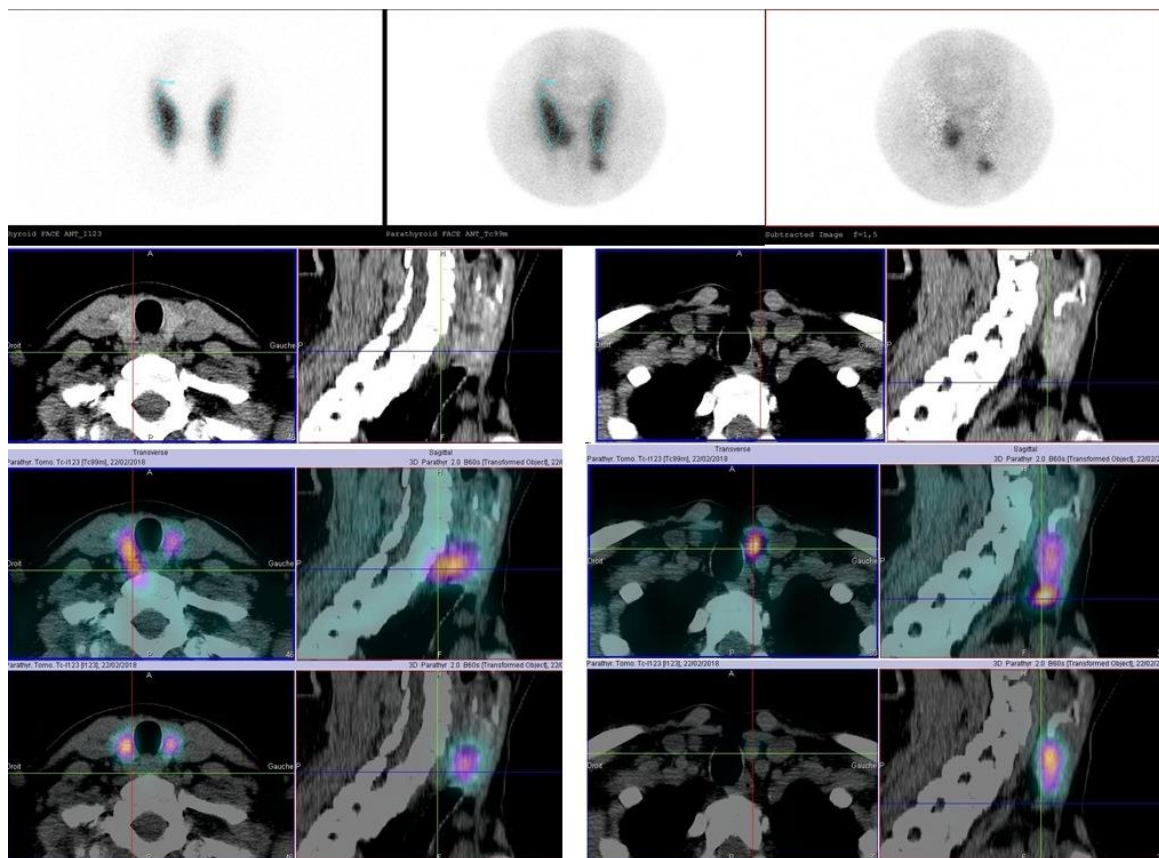
Collimation 2 x 2,5 mm - Temps de rotation 0,8 s

Coupes reconstruites en rétroprojection filtrée avec épaisseur de 3 mm

IDSV 5,04 mGy PDL : 201 mGy.cm

**Commentaire** : Le balayage montre, hormis les résidus classiques (aire thyroïdienne et tractus thyroglosse), un foyer suspect correspondant à une lésion presque « infraradiologique » du corps vertébral de T10. Les images acquises dans les mêmes conditions lors du 3<sup>ème</sup> traitement montrent une bonne réponse (diminution de la thyroglobuline et de la captation de l'iode-131 et apparition d'une ostéocondensation ; à noter une fixation œsophagienne banale).

## Parathyroïdes



Patiente de 62 ans. Poids : 65 kg. Taille : 1,65 m IMC : 24 kg/m<sup>2</sup>

Hyperparathyroïdie primitive avec nodule en échographie sous le pôle inférieur gauche.

Scintigraphie de soustraction (99mTc-MIBI et iode-123). Images planaires au collimateur sténopé montrent après soustraction un foyer résiduel de chaque côté. TEMP/TDM réalisée en double isotope sans soustraction sur la tomoscintigraphie.

Symbia T2

Scanner niveau 3 : 110 kV, mAs Ref : 90, modulation CareDose4D, mAs effectifs 62

Collimation 2 x 1,5 mm - Temps de rotation 0,8 s

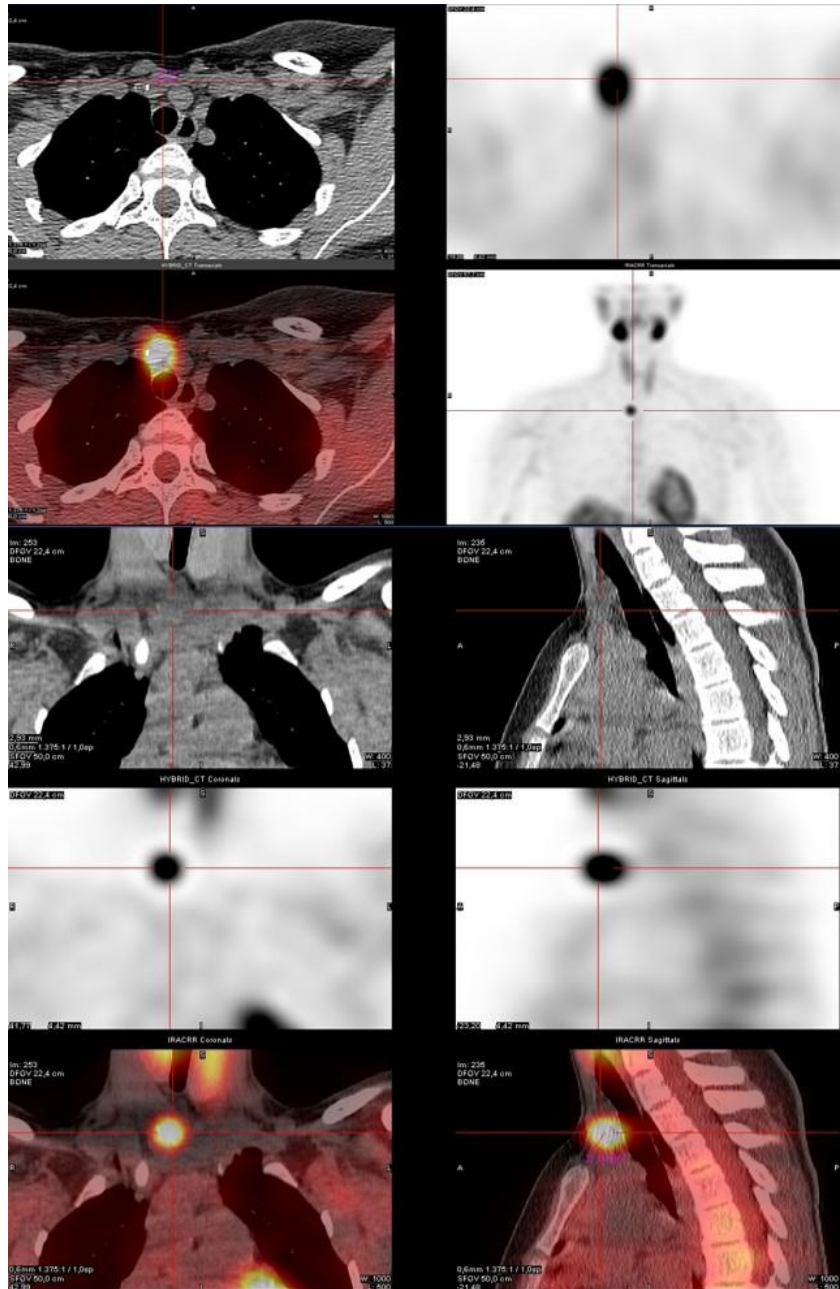
Coupes reconstruites en rétroprojection filtrée avec épaisseur de 2 mm

IDSV 4,15 mGy PDL : 107 mGy.cm

**Commentaire** : La lésion gauche est bien située sous le pôle inférieur de la thyroïde, mesure 8x8mm ; elle fixe le 99mTc-MIBI mais pas l'iode (série du bas). La lésion parathyroïdienne droite (9mm dans son grand axe) est plus postérieure (rendant plus difficile la détection échographique). Elle correspond probablement à une parathyroïde supérieure ptosée.



## Parathyroïdes



Patiente de 37 ans. 64 kg, 1,70 cm; IMC = 23 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'une hyperparathyroïdie primitive. Scintigraphie au <sup>99m</sup>Tc-MIBI

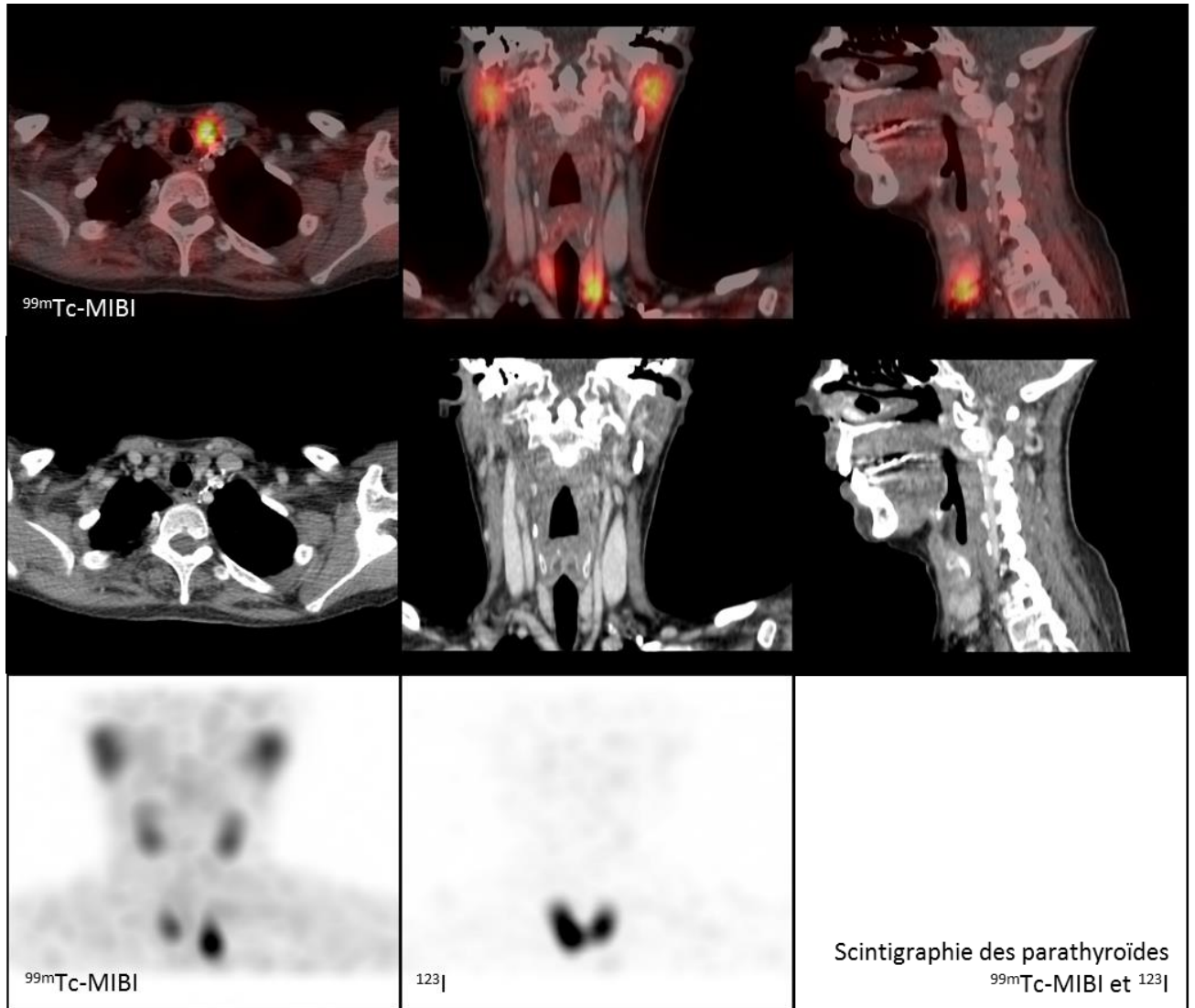
TEMP GE Discovery 670; 16 coupes.

Scanner niveau 3: 120 kV, 50-150 mAs AutSMART, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 1,25mm, Matrice 512;

IDSV: 5,5 mGy; PDL: 227 mGy.cm

**Commentaire:** La lésion tissulaire correspondant à un adénome parathyroïdien en situation ectopique cervicale basse paramédiane droite est mesurée à 15 x 15 mm d'axes transverses.

## Parathyroïdes



Patiente de 47 ans. 62 kg, 166 cm; BMI =22 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'une hyperparathyroïdie primitive.

TEMP GE Discovery 670; 16 coupes.

Scanner niveau 3 injecté: 120 kV, 10-200 mAs Autosmart, Index de bruit 35; Epaisseur de coupes 2.5 mm, Matrice 512;

Reconstruction cervicale DFOV 30 (reconstruction cervico-thoracique DFOV 50); ASIR 70%; épaisseur 2,5/incrément 1,25

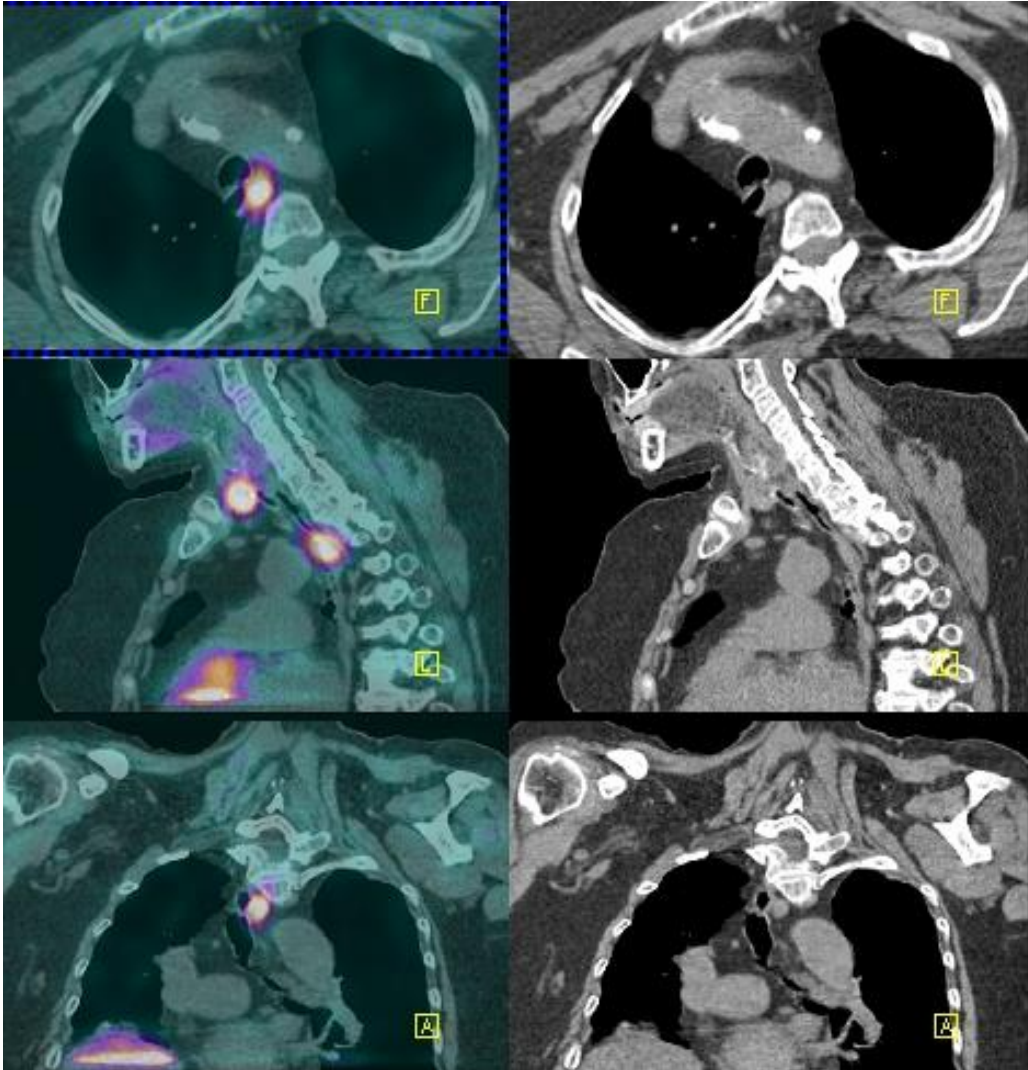
IDSV: 2,08 mGy; PDL: 89,60 mGy.cm

Injection de 80 mL de PCI à 2 mL/s.

**Commentaire:** Adénome parathyroïdien inférieur gauche de 16 x 7 mm

Temps idéal pour distinguer les glandes parathyroïdes d'éventuels ganglions est d'environ 45 s après l'injection des PCI.

## Parathyroïde ectopique



Patient 79 ans. Poids : 95 kg. Taille : 1,58 m IMC : 24 kg/m<sup>2</sup>

Hyperparathyroïdie primaire

Scintigraphie parathyroïdes – Symbia T6

Acquisition cervico thoracique

Scanner niveau 3 : 130 kV, mAs Ref 120 – mAs Moy = 113

Pitch : 0.8 – temps de rotation du tube 0.6 s

Acquisition en 6 x 1 mm

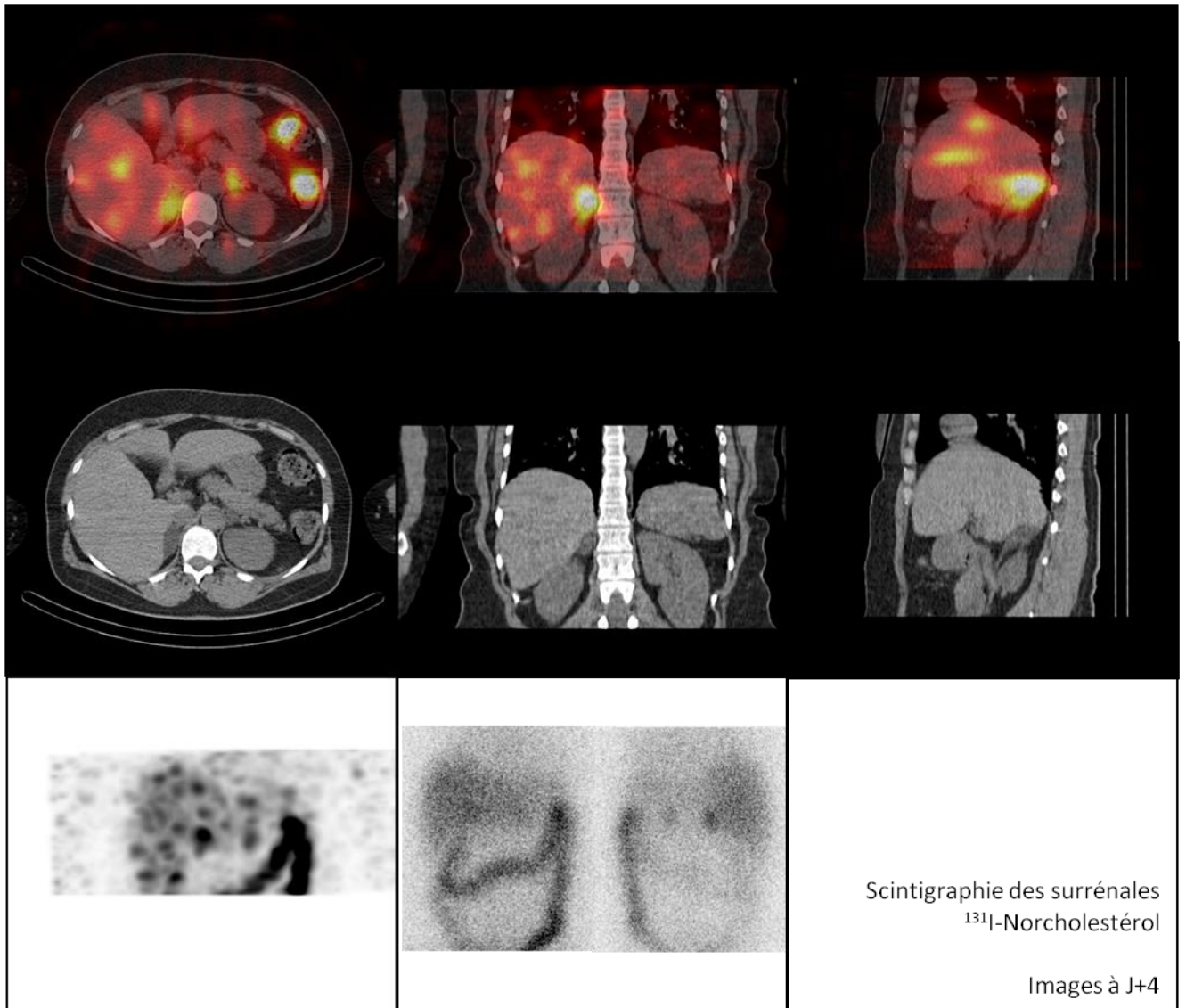
Coupes de 1.25 mm tous les 1 mm tous les 0.9 mm

IDSV 14 mGy - PDL : 501 mGy.cm

**Commentaire** : Parathyroïde ectopique médiastinale postérieure de 13 mm captant intensément le 99mTc-MIBI



## Hyperplasie surrénalienne. Hypercorticisme



Patiente de 45 ans. 88 kg, 161 cm; BMI =34 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'un hypercorticisme (syndrome de Cushing).

TEMP SIEMENS Symbia T6; 6 coupes.

Scanner niveau 3: 130 kV; 108 mAs / ref 90 CARE Dose4D; Coupes 6 x 2 mm; pas 1,25; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512;

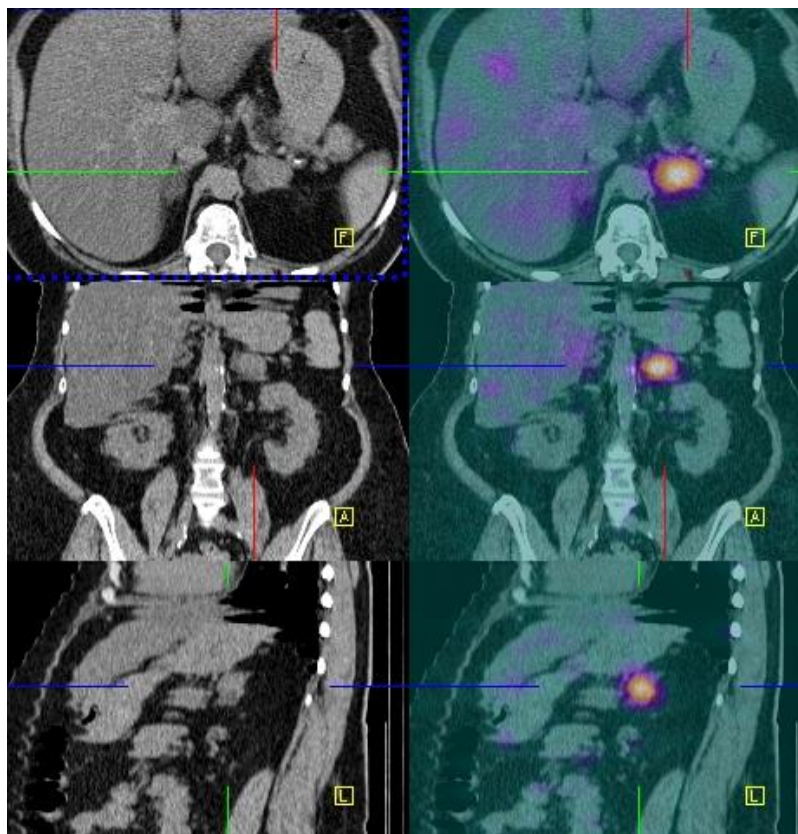
Reconstruction: filtre B30s; épaisseur 3 mm/incrément 2 mm

IDSV 11,79 mGy; PDL: 292 mGy.cm

**Commentaire:** Hyperplasie macronodulaire bilatérale des surrénales avec une hyperfixation plus marquée à droite

Acquisition les bras le long du corps et champ d'exploration TDM limité en z à la zone d'intérêt.

## Hyperplasie surrénalienne. Hypercorticisme



Patient 59 ans. Poids : 92 kg. Taille : 1,58 m IMC : 36 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'un hypercorticisme périphérique. Nodules surrénaliens bilatéraux

Scintigraphie au Norchol - Iode 131

TEMP Symbia T2

Scanner niveau 2 : 130 kV, mAs ref : 90 (care dose) mAs Moy 152 mAs

Pitch : 1.4 – temps de rotation du tube 0.8 s

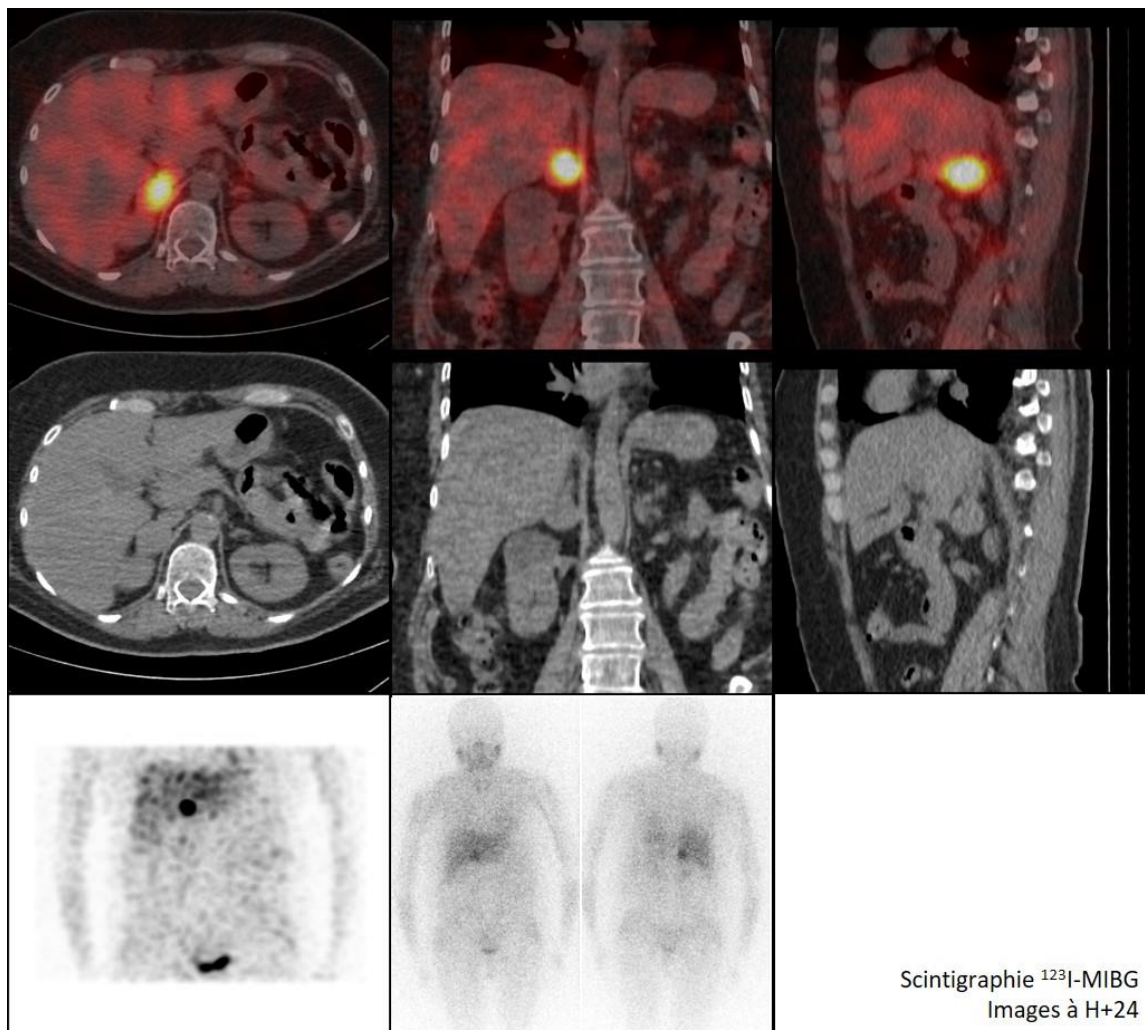
Acquisition en 2x2.5 mm

Coupes de 3 mm tous les 2 mm - Filtre B20

IDSV 16 mGy - PDL : 619 mGy.cm

**Commentaire** : Hyperfixation de la lésion nodulaire du côté gauche et non de la droite ; indication de surrénalectomie gauche retenue ; Scanner de niveau 2 avec artefacts visibles sur les reformations sagittales à mettre en relation avec la valeur de 0.4 du pitch qui signifie que la table se déplace trop vite par rapport à la rotation du tube.

## Phéochromocytome



Patiente de 71 ans. 52 kg, 147 cm; BMI =24 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'un nodule surrénalien droit de découverte fortuite associé à une élévation des dérivés méthoxylés des catécholamines.

TEMP GE Discovery 670; 16 coupes.

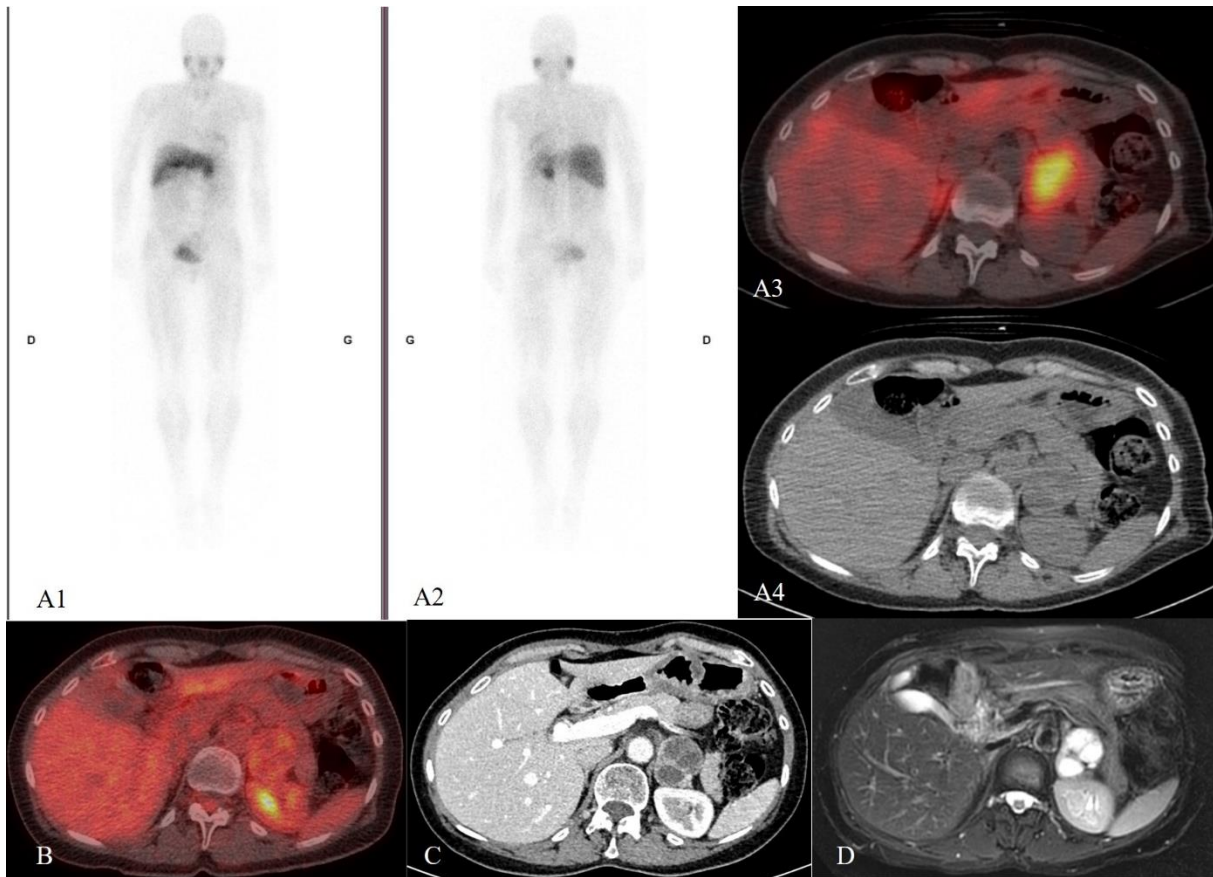
Scanner niveau 3: 120 kV; 10-320 mA AutomA / SmartmA; Index de bruit 40; Coupes 16 x 1,25 mm; pas 0,938; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512;

Reconstruction: ASIR 70%; filtre standard; épaisseur 2,5 mm/incrément 1,25 mm

IDSV 4,04 mGy; PDL: 173,10 mGy.cm

**Commentaire:** Phéochromocytome droit de 31 x 18 mm. Acquisition les bras le long du corps

## Phéochromocytome



Patiente de 54 ans. 63 kg, 1m65, IMC 23,1

Augmentation des métanéphines urinaires. Suspicion de phéochromocytome gauche.

Scintigraphie à la MIBG-I123 (A1-A2 Balayage scintigraphique corps entier, A3 fusion TEMP/TDM, A4 TDM)

GE Discovery 670

Scanner niveau 3: 120 kV; Bornes mAs adaptatif min 48,8 – max 88,8; Temps de rotation: 0,8 s;

Filtre de reconstruction: standard; Logiciel de reconstruction: FBP; Indice de bruit: 35; FOV:

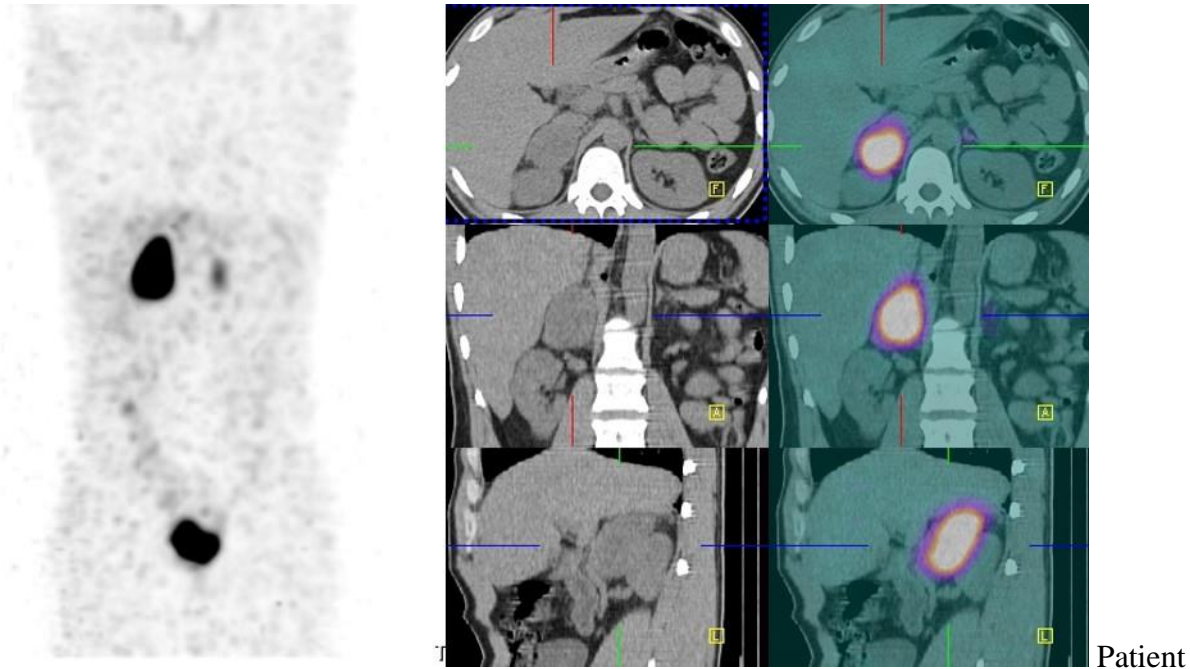
acquisition 500 mm, reconstruction 500 mm; Epaisseur de coupes: 2,5 mm; Pitch : 1,75:1; PDL

153 mGy.cm (deux champs d'acquisition centrés sur l'abdomen)

**Commentaire:** Diagnostic de phéochromocytome + bilan d'extension.

Même lésion en TEP-FDG (B) SUVmax 4; TDM injectée (C) et IRM Axial T2 (D)

## Phéochromocytome



65 ans. Poids : 85 kg. Taille : 1,80 m IMC : 26 kg/m<sup>2</sup>

Suspicion de phéochromocytome

Scintigraphie à la MIBG – Iode 123

Symbia T2

Scanner niveau 3 : 130 kV, mAs ref : 90 (care dose) mAs Moy 57 mAs

Pitch : 1.0 – temps de rotation du tube 0.8 s

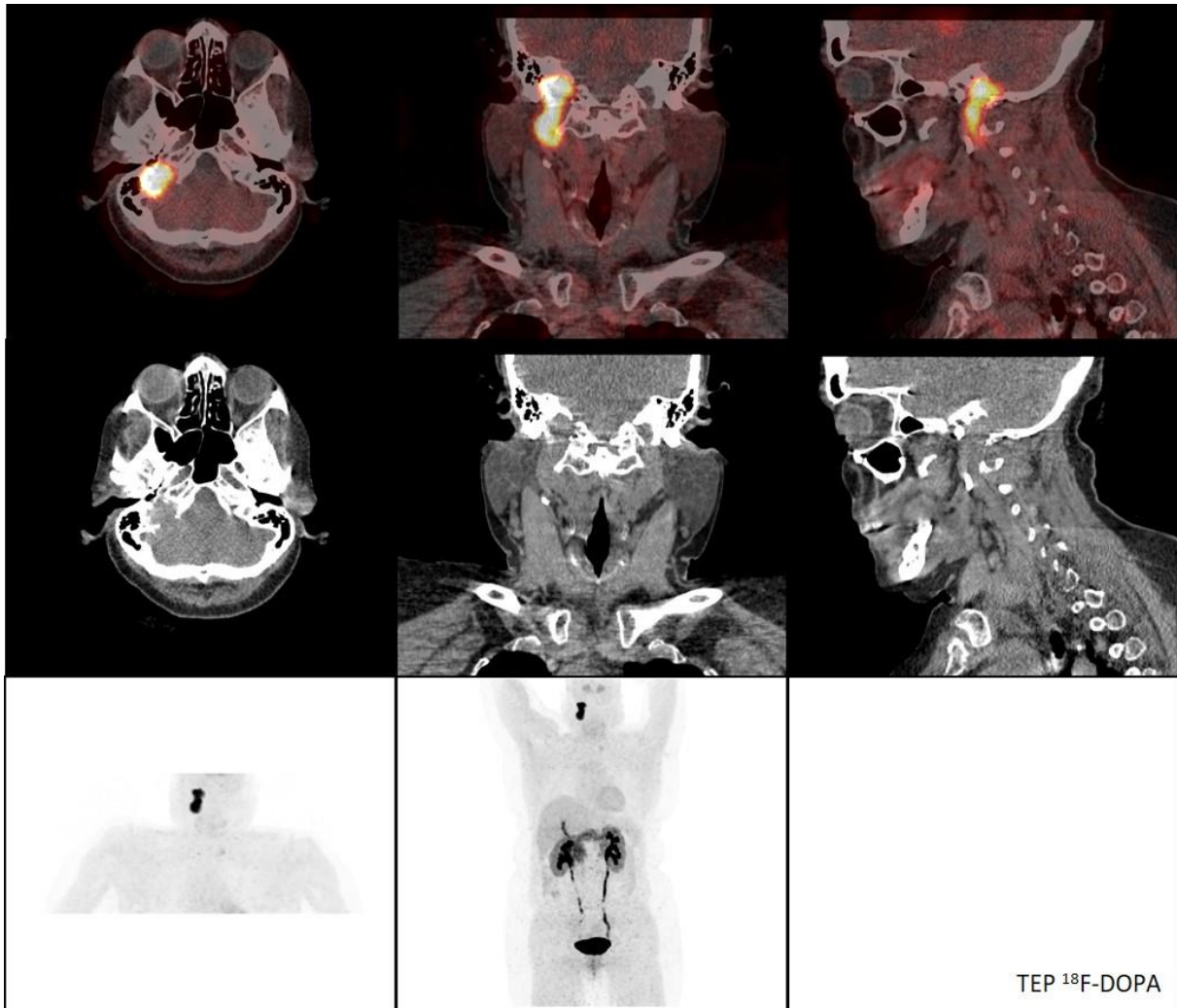
Acquisition en 2x2.5 mm

Coupes de 3 mm tous les 2 mm - Filtre B20

IDSV 6.2 mGy - PDL : 501 mGy.cm

**Commentaire** : Hyperfixation de la lésion surrénalienne droite, isolée et notamment absence sur le scanner couplé de formation nodulaire qui pourrait correspondre à la fixation discrète de la surrénale contro-latérale

## Paragangliome cervical



Patiente de 71 ans. 80 kg, 165 cm; BMI =29 kg/m<sup>2</sup>

Bilan d'un probable paragangliome cervical.

TEP GE Discovery 710 Elite; 64 -128 coupes

Scanner niveau 3 (acquisition cervicale): 120 kV; 50-400 mA AutomA / SmartmA; Index de bruit 30; Coupes 64 x 0,625mm; pas 1,375; temps de rotation 0,6 s; Matrice 512

Reconstruction: ASIR 50%; filtre détail; épaisseur 1,25 mm/increment 0,625 mm

IDSV 10,24 mGy; PDL: 355,36 mGy.cm

**Commentaire:** Paragangliome jugulotympanique droit de 17 x 17 x 45 mm

### III.5. NEUROLOGIE

Dans les explorations cérébrales en médecine nucléaire, l'IRM morphologique et fonctionnelle est l'imagerie de référence. Ainsi, il est très utile et recommandé de fusionner les images moléculaires et les images d'IRM dans la plupart des pathologies explorées, et à défaut ou au minimum, de disposer de l'information IRM avant d'interpréter l'examen de médecine nucléaire.

L'intérêt diagnostique de la TDM (avec ou sans injection de PCI) est sans commune mesure avec celui de l'IRM. Elle permet cependant, en plus de sa fonction de correction d'atténuation et de localisation, de visualiser une atrophie ou une volumineuse lésion corticale (séquelle d'AVC, tumeur), ces éléments revêtant une grande importance pour l'optimisation du diagnostic, lorsque l'IRM n'est pas disponible (non réalisée du fait d'une contre-indication par exemple ou non transmise par le clinicien ou le patient).

Ainsi, pour les scintigraphies cérébrales de perfusion, utilisant l'HMPAO-Tc<sup>99m</sup> ou l'ECD-Tc<sup>99m</sup> ou du transporteur de la dopamine, utilisant le ioflupane-I123 la reconstruction des images avec correction d'atténuation peut se faire selon deux possibilités :

- Correction de Chang, donc absence d'acquisition TDM : Niveau 0
- Correction avec la matrice du TDM : Niveau 1 "Très basse dose", sans injection

Il n'a pas été montré dans la littérature de supériorité d'une des 2 méthodes.

Pour la TEP au 18F-FDG, à la 18F-DOPA ou la TEP Amyloïde, le TDM est systématique (l'ensemble des TEP étant couplés au TDM) et lorsque l'IRM est disponible, un Niveau 1 "Très basse dose" pour correction d'atténuation ou un Niveau 2 "Basse dose" pour localisation anatomique grossière, sans injection de PCI est suffisant.

En revanche, en l'absence d'IRM, un TDM de niveau 3 voire de niveau 4 est indiqué.

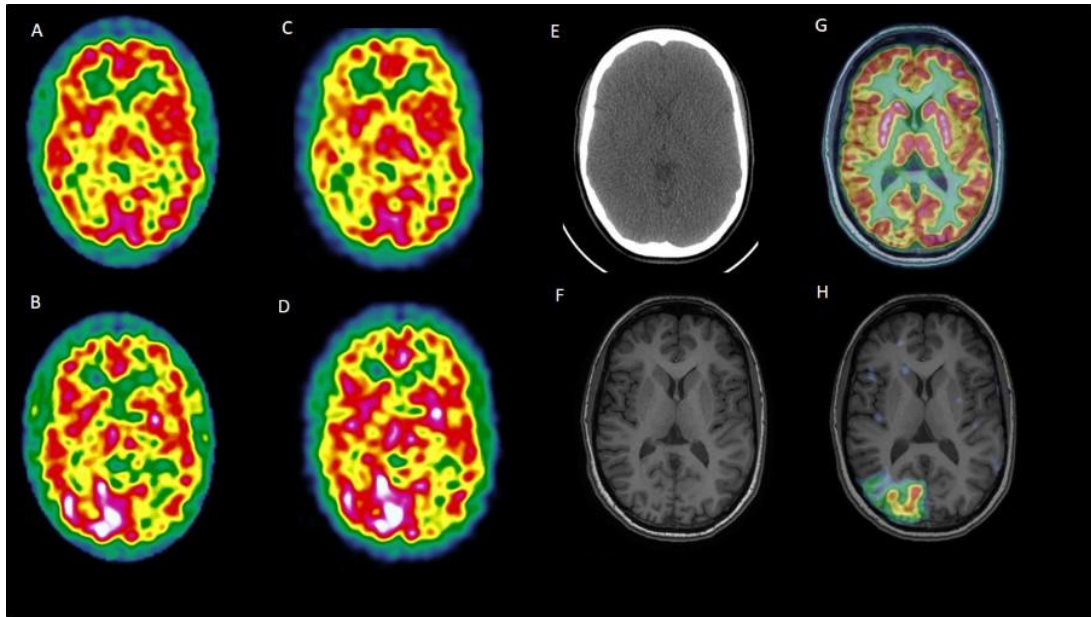
Ainsi, le RCP des traceurs de plaques amyloïdes précise:

« Certains examens peuvent être difficiles à interpréter en raison du bruit de l'image, d'une atrophie avec un ruban cortical affiné ou du flou de l'image qui peuvent entraîner des erreurs d'interprétation. En cas d'incertitude sur la localisation de la substance blanche et de la frontière substance grise – substance blanche sur l'image de TEP, et si une image récente de TDM ou d'IRM est disponible, l'interprète doit examiner l'image fusionnée TEP-TDM ou TEP-IRM pour clarifier la relation entre la radioactivité de la TEP et l'anatomie de la substance grise. »

Enfin, compte tenu du très faible facteur de pondération tissulaire concernant la radiosensibilité du parenchyme cérébral ( $WT= 0,01$ ) et de l'âge moyen, en général élevé, des patients bénéficiant d'une imagerie en neurologie nucléaire, les considérations dosimétriques passent forcément au deuxième plan par rapport à la qualité image nécessaire à une bonne interprétation. Cependant, on rappelle la radiosensibilité particulière du cristallin justifiant en particulier les principes de radioprotection.



## TEMP perfusion au $^{99m}\text{Tc}$ -ECD



A, B, C, D TEMP perfusion au  $^{99m}\text{Tc}$ -ECD (injection 800 MBq) chez une patiente de 28 ans, 61 kg, 1,70m, dans le cadre d'un bilan préchirurgical de crises partielles pharmaco-résistantes. L'EEG critique suggère une origine occipitale.

Acquisition 128\*128, rayon de giration 14 cm, zoom 2 excentré, matrice 128\*128, 30 s/projection, 120 projections

TDM 120 Kev et 50 mA; PDL 45 mGy.cm

A - Examen interictal avec correction atténuation Chang, coefficient d'atténuation 0,07: hypoperfusion temporo-occipitale droite

B- Examen ictal (injection pendant la crise) avec correction atténuation Chang, coefficient d'atténuation 0,07 montrant un hyperdébit occipital interne et latéral droit, un hypodébit controlatéral

C- Examen interictal avec correction d'atténuation avec le CT montrant des hypoperfusions plus étendues en postérieur droite et frontal bilatéral

D - Examen ictal avec correction d'atténuation avec le CT montrant un hyperdébit occipital interne et latéral droit, un hypodébit controlatéral et frontal bilatéral

E scanner faible dose

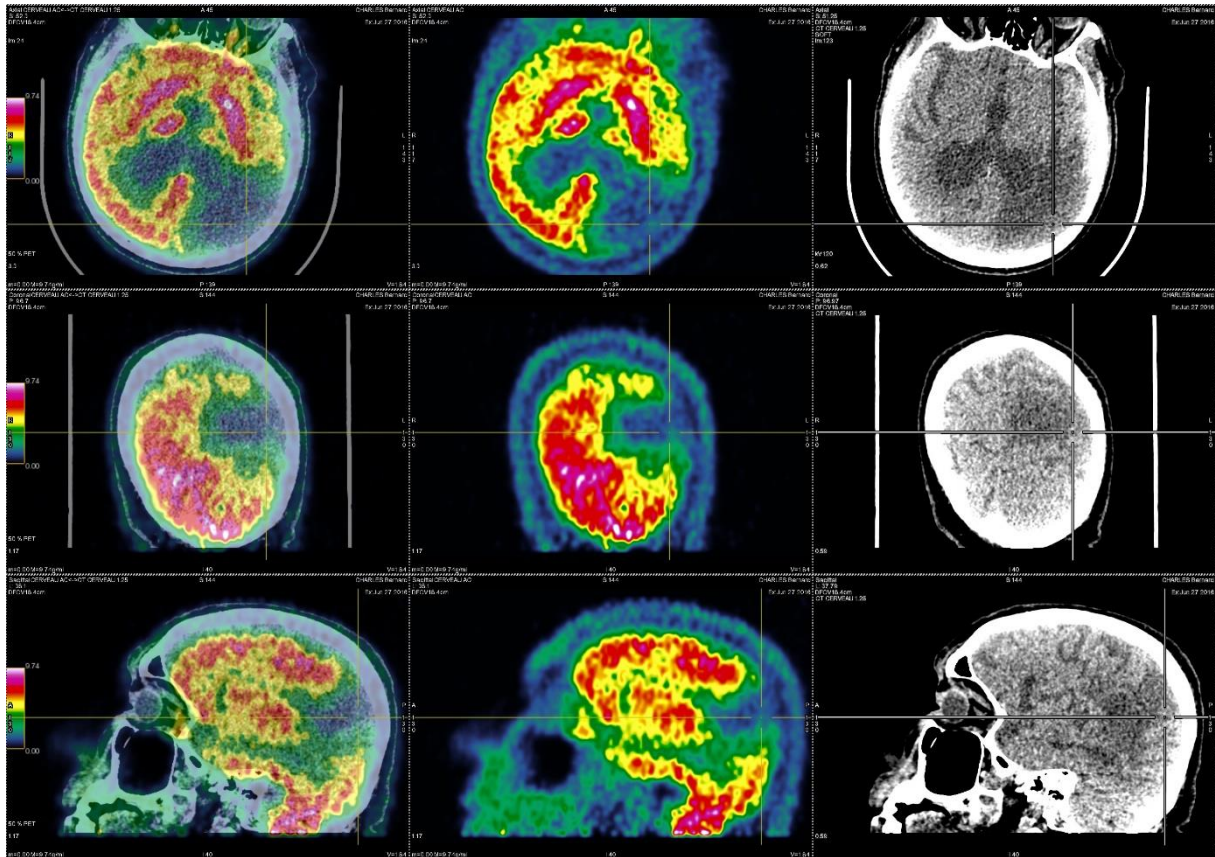
F – IRM 3D T1 (examen normal)

G – TEP-FDG fusionné avec l'IRM montrant un discret hypométabolisme temporel, et occipital (latéral et interne) droit

H – SISCOM: recalage puis soustraction (ictal – interictal) et fusion avec l'IRM montrant le foyer d'hyperperfusion ictal dans le cortex occipital droit



## TEP FDG



Patient de 77 ans. 99 kg, 1,74 m, BMI 33 kg/cm<sup>2</sup>

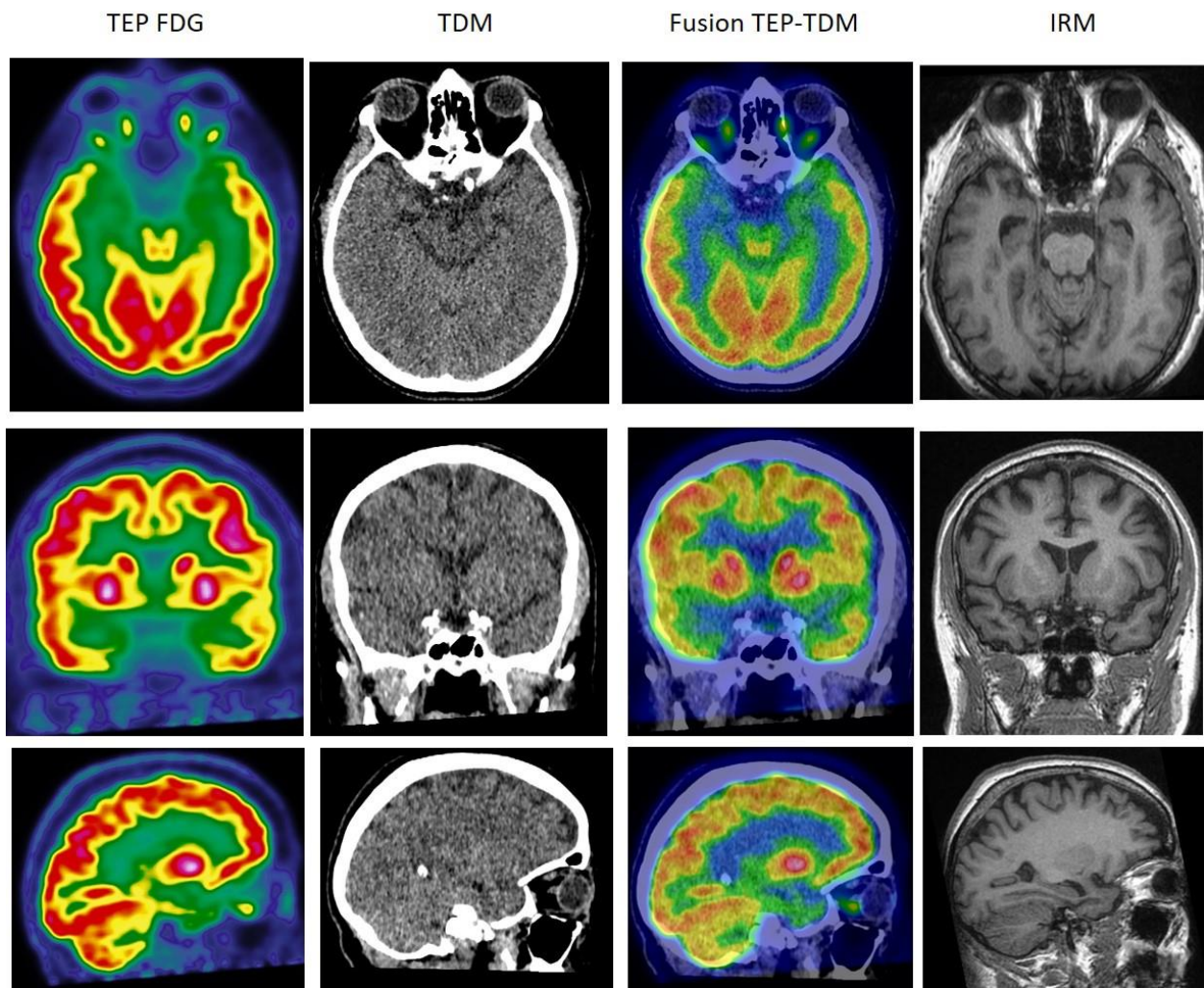
Bilan de troubles cognitifs. Antécédent d'AVC

TEP GE Discovery 690

Scanner niveau 2; 120 kV, 50 mAs fixes, Reconstruction RBP, Epaisseur de coupes 1.25 tous les 1 mm, Matrice 512; PDL: 104 mGy.cm

**Commentaire:** Hypodensité pariéto-occipitale gauche étendue, séquelle d'AVC ischémique ancien.

## TEP FDG



Patiente 61 ans, 71 kgs, 1m68, BMI 25 kg/m<sup>2</sup>

Bilan de troubles cognitifs

TEP Vereos Philips

Scanner de niveau 2, 100 kV - 80 mAs moy

FOV 260 mm

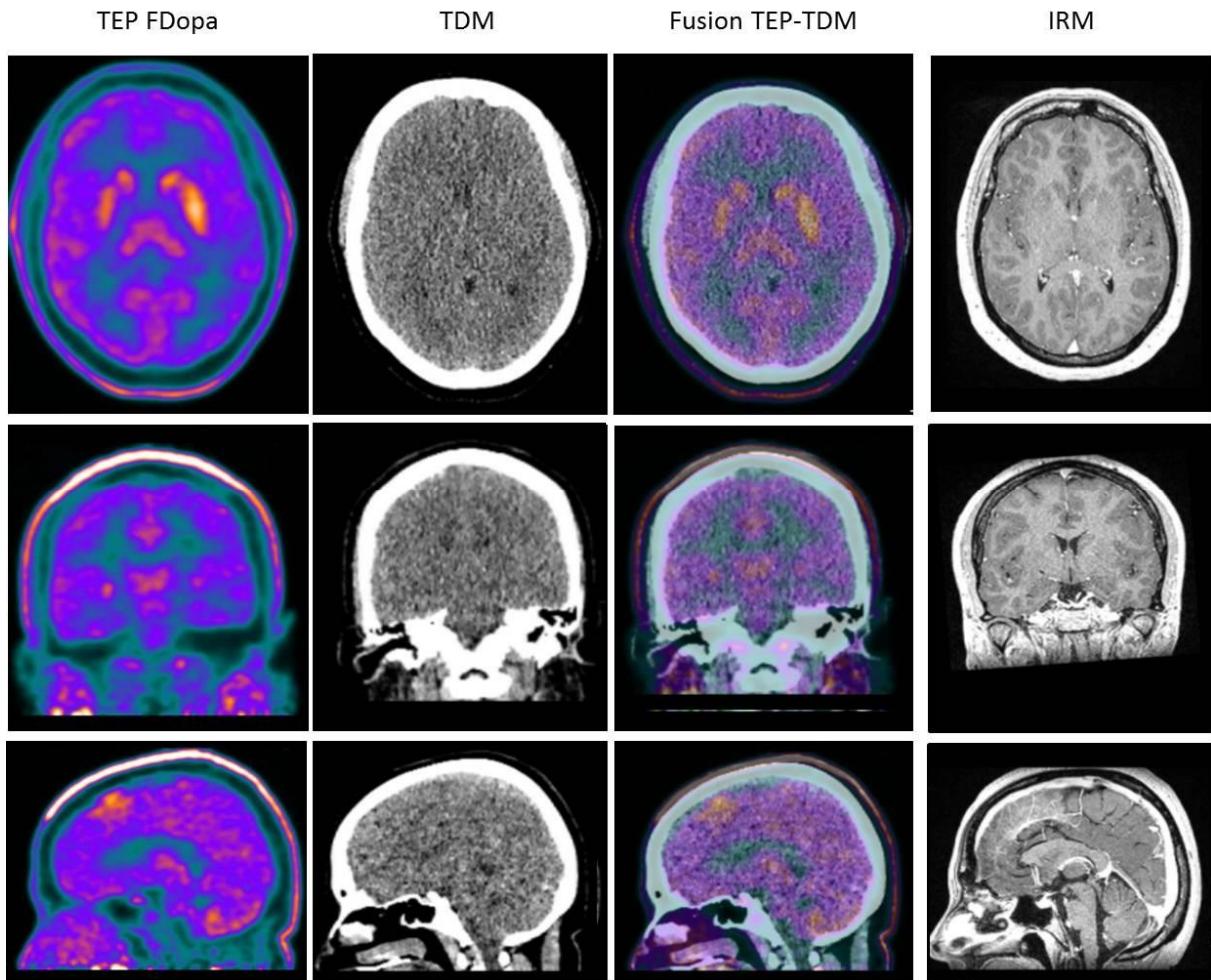
Index DoseRight : 3 - Index IDose = 4.

Reconstruction en coupes de 2 mm tous les 1 mm

IDSV 6.3 mGy, PDL 150 mGy.cm

**Commentaire** : Hypométabolisme temporel interne bilatéral.

## TEP FDOPA



Patiente de 31 ans, 86 kgs, 1m63, BMI = 32 kg/m<sup>2</sup>

Caractérisation d'une lésion frontale gauche en hypersignal FLAIR

TEP Vereos Philips

Scanner de niveau 2, 100 kV - 80 mAs moy

FOV 260 mm

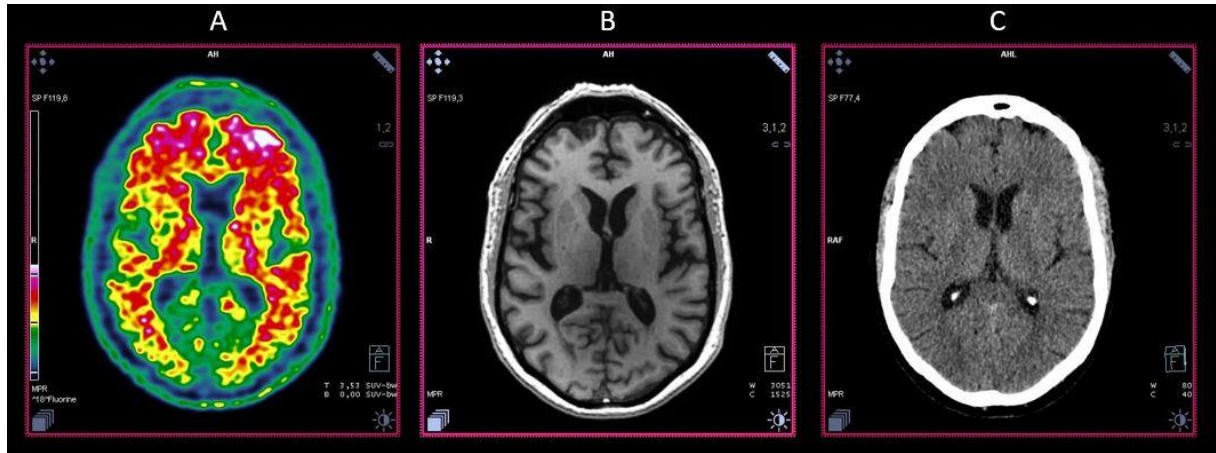
Index DoseRight : 3 - Index IDose = 4.

Reconstruction en coupes de 2 mm tous les 1 mm

IDSV 6.3 mGy , PDL 147 mGy.cm

**Commentaire** : lésion du gyrus frontal supérieure gauche discrètement fixante.

## TEP Amyloïde



Examen TEP-IRM (SIGNA 3 T General Electrics) chez une patiente de 67 ans, 54kg, incluse dans le protocole NEEUS de PIRAMAL visant à évaluer l'apport du  $^{18}\text{F}$ -Florbetaben au diagnostic de maladie d'Alzheimer. La dose injectée est 300 MBq, les images ont été réalisées 90 minutes post-injection. Durée d'acquisition 20 minutes, simultanée à une acquisition IRM comportant des séquences 3DT1, Flair, T2\* et diffusion.

A TEP

B IRM 3D T1

C TDM réalisé lors d'un examen au  $^{123}\text{I}$ -FP-CIT: 120 Kev et 50 mA; PDL 45 mGy.cm

Le TDM ne permet pas de distinguer correctement substance grise et substance blanche, ni les sillons un peu élargis, ce qui est très important pour l'interprétation des images TEP des plaques amyloïdes. La confrontation TEP-IRM permet de mettre en évidence une amyloïdose diffuse, mais nettement plus intense en frontal.

## III.6. CARDIOLOGIE

### 1. Indications cliniques

#### 1.1. TEMP (SPECT)

##### *1.1.1. Scintigraphie myocardique de perfusion*

La scintigraphie myocardique de perfusion (SMP) avec acquisition tomographique synchronisée à l'électrocardiogramme peut être interprétée sans association à une acquisition TDM complémentaire (niveau 0) ou associée à une acquisition TDM de niveau 1 pour correction d'atténuation (acquisition en respiration libre, non synchronisée à l'électrocardiogramme), de niveau 2 (acquisition en apnée synchronisée à l'électrocardiogramme) pour l'obtention du score calcique coronaire en complément des informations de perfusion myocardique, ou de niveau 4 (acquisition en apnée synchronisée à l'électrocardiogramme durant l'injection intra-veineuse d'agents de contraste iodés) pour l'obtention de l'anatomie coronaire en complément des informations de perfusion myocardique.

L'utilisation d'un scanner faible dose (niveau 1) permet de corriger en partie l'atténuation tissulaire des images de SMP en TEMP (SPECT) (Figure 1). Le scanner réalisé uniquement pour la correction d'atténuation tissulaire des images TEMP (SPECT) ne requiert qu'une faible résolution spatiale similaire à celle de la TEMP (SPECT) et peut donc être réalisé sans synchronisation à l'électrocardiogramme avec un faible voltage permettant de limiter l'irradiation. La correction de l'atténuation tissulaire en TEMP (SPECT) améliore l'homogénéité des images de SMP et augmente la spécificité de l'examen permettant ainsi de diminuer le nombre de reprise pour imagerie de repos lors des protocoles stress – repos [1] (Figure 2). La faible augmentation d'irradiation induite par l'acquisition TDM de niveau 1 est donc contrebalancée par la diminution de la dose administrée en l'absence d'une reprise pour imagerie de repos. La correction de l'atténuation tissulaire en imagerie mono-photonique est toutefois moins performante qu'en TEP [2] et aboutit parfois à la disparition d'anomalies perfusionnelles rattachées à un défaut d'alignement des images TEMP (SPECT) et TDM ayant pour conséquence une diminution de la sensibilité de l'examen[3][4]. D'autre part, la différence des temps d'acquisition entre la SMP (plusieurs minutes) et le TDM (quelques secondes) peut générer des artefacts par une fusion inadéquate des deux imageries à l'origine d'erreurs dans la correction de l'atténuation tissulaire[5][6]. L'utilisation du TDM pour la correction de l'atténuation tissulaire en SMP nécessite donc une analyse précise des images acquises avec les deux techniques pour vérifier la

bonne superposition des images et un entraînement à l'interprétation des images de TEMP (SPECT) corrigées afin d'identifier la présence d'artefacts induits par la correction d'atténuation.

En complément de la SMP, il est possible de réaliser une acquisition TDM en apnée synchronisée à l'électrocardiogramme (niveau 2) pour la mesure du score calcique coronaire (Figure 3). Le score calcique coronaire est mesuré en calculant le volume de l'ensemble des voxels de densité supérieure à 130 Unités Hounsfield en regard du lit coronaire. Un score calcique coronaire élevé est associé à un taux d'événements cardio-vasculaires plus élevés à moyen terme[7] et peut donc inciter à une évaluation invasive des coronaires en cas de SMP douteuse. Cependant, la localisation des calcifications coronaires ne permet pas de prédire la présence d'une ischémie myocardique sur la SMP. Un score calcique coronaire élevé en présence de signes directs ou indirects de dysfonction ventriculaire gauche lors d'un effort sur les images de SMP synchronisée à l'électrocardiogramme peut orienter vers une ischémie myocardique équilibrée (typiquement statut tritonculaire).

Enfin, en cas de SMP douteuse, la réalisation d'un coroscanner peut permettre d'éviter la réalisation systématique d'une angiocoronarographie invasive. L'obtention d'une imagerie des artères coronaires dans de bonnes conditions nécessite toutefois un scanner permettant de couvrir un champ de vue suffisamment large pour pouvoir réaliser une acquisition couvrant le cœur en moins d'une dizaine de secondes. Il est généralement conseillé de réaliser ce type d'acquisition avec un scanner proposant une couverture minimale de 40 mm (comportant un minimum de 64 barrettes). L'association de la SMP et du coroscanner présente des avantages pour la détection d'une maladie coronaire : la SMP a une très bonne valeur prédictive positive pour l'identification des lésions coronaires avec un retentissement hémodynamique mais offre une spécificité plus faible ; le coroscanner quant à lui a une très bonne valeur prédictive négative mais a une spécificité plus faible. L'association de ces deux techniques permet donc d'améliorer les performances diagnostiques comparativement aux performances de ces deux tests pris isolément. Cependant, à l'heure actuelle, il n'est pas recommandé de réaliser systématiquement une imagerie combinée car le niveau d'exposition aux rayonnements associés à la réalisation de ces deux tests est trop élevé pour l'ensemble de la population. Cette approche paraît toutefois pertinente en cas de SMP douteuse, pour laquelle le coroscanner grâce à sa bonne valeur prédictive négative permet chez certains patients d'exclure la présence d'une sténose coronaire significative. L'apport d'une réalisation combinée de ces deux examens en comparaison à une approche séquentielle reste toutefois à démontrer.



### ***1.1.2. Ventriculographie isotopique***

Il n'y a pas d'intérêt à associer une acquisition TDM à une ventriculographie isotopique (niveau 0).

### ***1.1.3. Scintigraphie aux leucocytes marqués***

La scintigraphie aux leucocytes marqués a démontré son intérêt pour identifier avec une très bonne spécificité la présence d'une infection de matériel, avec dans le domaine cardiovasculaire un intérêt tout particulier pour les prothèses cardiaques, les stimulateurs cardiaques et les prothèses vasculaires. Le protocole d'acquisition de la scintigraphie aux leucocytes marqués (marquage cellulaire avec du  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO) comporte en général une acquisition TEMP (SPECT) précoce (4 heures après l'injection des leucocytes marqués) et tardive (24 heures après l'injection des leucocytes marqués), éventuellement précédés d'acquisitions planaires. Les acquisitions TEMP (SPECT) sont le plus souvent associées à une acquisition TDM basse dose (niveau 2) permettant d'identifier plus précisément la localisation du signal. Dans certaines situations, il peut être envisagé d'associer les acquisitions TEMP (SPECT) à un scanner avec injection de contraste iodés (niveau 4) afin d'identifier plus précisément l'aspect morphologique en regard de la fixation en TEMP (SPECT), en particulier au niveau cardiaque et dans les prothèses vasculaires.

### ***1.1.4. Scintigraphie myocardique aux traceurs osseux (disphosphonates)***

L'interprétation de la fixation myocardique des traceurs osseux se fait actuellement de façon visuelle ou semi-quantitative sur des acquisitions planaires corps entier. Bien qu'il existe une recherche sur la valeur localisatrice de la fixation myocardique du traceur, dans l'état actuel des connaissances, et pour une indication strictement myocardique de l'examen, il n'y pas lieu de réaliser une acquisition TDM contemporaine de la scintigraphie tant dans un but de correction d'atténuation que dans un but de localisation anatomique. Cette attitude peut être revue en cas de fixation osseuse extra-cardiaque dont l'interprétation diagnostique nécessiterait un complément scanographique.

## **1.2. TEP**

### ***1.2.1 TEP $^{18}\text{F}$ -FDG : évaluation de la viabilité myocardique***

Le métabolisme du myocarde ischémique s'oriente vers une utilisation préférentielle de sucres. Le FDG en présence d'insuline est capté par le myocarde ischémique et permet d'identifier en TEP avec une bonne sensibilité la présence d'une viabilité résiduelle dans un territoire d'infarctus ou en aval d'une occlusion chronique coronaire. Cet examen est associé à la réalisation d'un TDM pour la correction d'atténuation du signal TEP (niveau 1).

Il peut être envisagé d'associer à la TEP au  $^{18}\text{F}$ -FDG un coroscanner (niveau 4) afin d'identifier plus précisément le(s) segment(s) coronaire(s) vascularisant les territoires viable(s) et /ou nécrosé(s).

### ***1.2.2. TEP myocardique de perfusion***

La TEP myocardique de perfusion est dans la majorité des cas associée à la réalisation d'un TDM pour la correction de l'atténuation tissulaire (niveau 1). L'exploitation des données du TDM très basse dose en TEP permet une correction d'atténuation tissulaire plus fiable qu'en TEMP (SPECT) grâce à une émission bi-photonique et une énergie élevée du photon émis. L'acquisition TDM peut être répétée pour l'acquisition de stress et de repos de façon de prendre en compte les mouvements éventuels du patient entre les deux acquisitions. Cependant, l'acquisition TDM au cours du stress peut être utilisée à la fois pour l'acquisition de stress et de repos lors de l'utilisation de radio-traceurs TEP avec une demi-vie courte comme l'eau marqué ou le  $^{82}\text{Rb}$  car l'intervalle de temps entre les deux acquisitions est seulement de quelques minutes. Cette approche permet de réduire significativement l'exposition aux rayonnements du patient.

Par ailleurs, de la même façon qu'en TEMP (SPECT) la SMP peut être couplée à un TDM synchronisé à l'électrocardiogramme pour la mesure du score calcique coronaire. Certaines équipes ont tenté d'utiliser le TDM très basse dose (niveau 1) dédié à la correction d'atténuation tissulaire pour mesurer le score calcique coronaire[8]. Cette approche peut être toutefois limitée par le mauvais alignement entre les images TEP acquises durant plusieurs minutes en respiration libre et l'acquisition TDM réalisée en apnée en quelques secondes.

Enfin, la TEP de perfusion peut être couplée à la réalisation d'un coroscanner afin d'associer la bonne valeur prédictive positive de la TEP pour la détection des sténoses coronaires ayant un retentissement hémodynamique et la bonne valeur prédictive négative du coroscanner, qui nécessite donc l'injection d'agent de contraste iodé, pour l'exclusion d'une sténose coronaire (niveau 4)[9].

### ***1.2.3. TEP $^{18}\text{F}$ -FDG : détection d'une inflammation ou d'une infection***

La TEP-FDG peut être utilisée pour détecter une inflammation (comme par exemple une sarcoïdose active) ou une infection cardiaque (endocardite infectieuse, typiquement sur valve prothétique). Dans cette indication, il est important de supprimer la fixation de  $^{18}\text{F}$ -FDG dans le myocarde par un régime faible en sucres et riches en graisse la veille de l'examen qui oriente le métabolisme cardiaque vers une captation préférentielle des lipides.

La TEP au  $^{18}\text{F}$ -FDG peut être réalisée dans le cadre d'un bilan d'extension de sarcoïdose ou en présence de points d'appels évocateurs d'une atteinte cardiaque (douleurs thoraciques, troubles de la conduction ou du rythme, dysfonction systolique ventriculaire gauche). Dans cette indication, l'acquisition TDM associée à la TEP est en général limitée à la correction de l'atténuation tissulaire (niveau 1).

Une autre indication de plus en plus fréquente de la TEP au  $^{18}\text{F}$ -FDG est la détection d'une infection de matériel intracardiaque (prothèse, stimulateur cardiaque, etc). Dans cette indication, une acquisition TDM est utilisée pour la correction d'atténuation tissulaire (niveau 1). Cet examen peut toutefois être complété par la réalisation d'un coroscanner qui nécessite donc l'injection d'agent de contraste iodé (niveau 4), pour identifier la présence ou l'absence d'anomalie morphologique suspecte d'infection (abcès, végétation) en regard de la région fixant le  $^{18}\text{F}$ -FDG.

#### ***1.2.4. TEP vasculaire***

La TEP au  $^{18}\text{F}$ -FDG permet d'identifier avec une excellente sensibilité la présence d'une inflammation vasculaire. Elle a démontré son intérêt dans le diagnostic des vascularites des gros vaisseaux (maladie de Takayasu, maladie de Horton) et dans l'identification des vascularites chez les patients avec une fièvre chronique. Par ailleurs, la TEP au  $^{18}\text{F}$ -FDG pourrait aussi avoir un intérêt dans l'évaluation des plaques d'athérosclérose carotidiennes et les anévrismes de l'aorte abdominale afin d'identifier les patients à risque élevé d'événements cardio-vasculaires ou de progression de l'anévrisme. La TEP au  $^{18}\text{F}$ -FDG peut être suffisante pour analyser la paroi vasculaire dans une majorité des situations. Toutefois, la réalisation d'un scanner injecté vasculaire (niveau 4) peut faciliter la localisation des vaisseaux, en particulier de petit et moyen calibre. Le scanner injecté permet d'analyser la morphologie de la paroi vasculaire en regard de la fixation du  $^{18}\text{F}$ -FDG et ainsi mieux préciser le processus physiopathologique (inflammation ou athérosclérose) à l'origine de la fixation vasculaire de  $^{18}\text{F}$ -FDG.

Bien que la réalisation d'un tel examen ne soit pas recommandée ni réalisée en routine, il existe une importante activité de recherche autour de la détection de la plaque d'athérome coronaire instable en TEP au  $^{18}\text{F}$ -FDG ou  $^{18}\text{F}$ -FNa qui nécessite alors la réalisation contemporaine d'un coroscanner, sous-entendant l'injection d'agent de contraste iodé (niveau 4).

### 1.3. Synthèse

Le Tableau 1 reprend l'ensemble des scanners pouvant être réalisés en association avec un examen scintigraphique (TEMP ou TEP) dans le domaine cardiovasculaire.

**Tableau 1. Résumé des scanners pouvant être réalisés en association avec un examen scintigraphique dans les indications cardiovasculaires.**

Situation clinique	Protocole de scanner associé à la scintigraphie
<b>Scintigraphie conventionnelle (TEMP-SPECT)</b>	
Scintigraphie de perfusion myocardique – <i>Pas de coronaropathie connue</i>	Pas de TDM, TDM pour CA (niveau 1), score calcique coronaire (niveau 2) ou coroscanner (niveau 4)
Scintigraphie de perfusion myocardique – <i>Coronarien connu</i>	Pas de TDM ou TDM pour CA (niveau 1)
Ventriculographie isotopique	Pas de TDM
Scintigraphie myocardique aux disphosphonates	Pas de TDM
Scintigraphie myocardique aux leucocytes marqués	TDM pour CA (niveau 1), TDM pour localisation anatomique (niveau 2), TDM injecté pour analyse des lésions (niveau 3/4)
<b>Tomographie par émission de positons (TEP)</b>	
TEP cardiaque au 18F-FDG – <i>Viabilité myocardique</i>	TDM pour CA (niveau 1) ou coroscanner (niveau 4)
TEP de perfusion	TDM pour CA (niveau 1), score calcique coronaire (niveau 2) ou coroscanner (niveau 4)
TEP cardiaque au 18F-FDG – <i>Inflammation/ infection</i>	TDM pour CA (niveau 1), TDM pour localisation anatomique (niveau 2) ou TDM injecté pour analyse des lésions (niveau 3/4)
TEP vasculaire au 18F-FDG	TDM pour CA (niveau 1), TDM pour localisation anatomique (niveau 2) ou TDM injecté pour analyse des vaisseaux (niveau 3/4)

CA : correction d'atténuation ; FDG : fluorodesoxyglucose ; TDM : tomodensitométrie

## **2. Modalités d'acquisition du TDM**

Cinq types de protocoles d'acquisition peuvent être utilisés en association avec la TEMP (SPECT) et la TEP en imagerie cardio-vasculaire :

### **2.1. Correction d'atténuation (niveau 1)**

L'acquisition d'un scanner pour la correction d'atténuation peut être réalisée en respiration libre, sans synchronisation à l'électrocardiogramme, avec des coupes épaisses (5 mm). L'absence d'acquisition en apnée se justifie par un temps d'acquisition des images de médecine nucléaire de plusieurs minutes, ne tenant pas compte de la respiration, et permettant donc de négliger le flou cinétique du scanner induit par les mouvements respiratoires en cours d'acquisition. Il est recommandé d'utiliser une intensité d'environ 20 – 40 mA et un voltage de 100–120 kV. Un seul scanner peut être réalisé après l'acquisition de stress pour la correction d'atténuation des acquisitions TEP ou TEMP (SPECT) de stress et de repos, si le délai entre les deux acquisitions est relativement court (< 30-40 minutes). Dans les autres situations et si la probabilité d'un mouvement du patient est élevée, il est recommandé de répéter l'acquisition scanner pour la correction d'atténuation des acquisitions de stress et de repos. Le scanner pour la correction d'atténuation peut être utilisé pour évaluer l'étendue des calcifications coronaires mais ne permet toutefois pas une quantification précise du score calcique coronaire[8]. Le scanner réalisé pour la mesure du score calcique coronaire peut être utilisé pour la correction d'atténuation des images TEMP (SPECT) et TEP, mais il peut y avoir des décalages entre les images scintigraphiques et scanographique en raison d'une acquisition du score calcique coronaire en apnée et diastole.

*En résumé* : respiration libre, pas de synchronisation à l'électrocardiogramme, coupes épaisses (5 mm), intensité du tube 20 – 40 mA, voltage du tube 100–120 kV.

### **2.2. Imagerie anatomique (niveau 2)**

Le scanner utilisé pour la localisation anatomique des anomalies scintigraphiques est acquis idéalement au cours d'une courte apnée (qui limite les flous cinétiques thoraciques et abdominaux induits par la respiration), avec une épaisseur de coupes de 2 à 3 mm, sans synchronisation à l'électrocardiogramme. Les paramètres recommandés pour ce type de scanner sont une intensité de 20 à 40 mA et un voltage du tube de 100 à 120 kV.

*En résumé* : courte apnée, pas de synchronisation à l'électrocardiogramme, coupes intermédiaires (2 à 3 mm), intensité du tube 20 – 40 mA, voltage du tube 100 – 120 kV.

### **2.3. Score calcique coronaire (niveau 2)**

Le scanner utilisé pour la mesure du score coronaire calcique est acquis en apnée, avec une épaisseur de coupes de 2 à 3 mm et une synchronisation à l'électrocardiogramme en diastole. Les paramètres recommandés pour la mesure du score calcique coronaire sont 100 à 120 kV pour le voltage et 20 à 40 mA pour l'intensité. Il n'est pas recommandé de modifier ces paramètres car cela pourrait modifier les résultats du score calcique coronaire.

*En résumé* : apnée, synchronisation à l'électrocardiogramme, coupes intermédiaires (2 à 3 mm), intensité du tube 20 – 40 mA, voltage du tube de 100 – 120 kV.

### **2.4. Scanner cardiaque et coroscanner (niveau 4)**

Il s'agit d'une acquisition TDM en « conditions radiologiques ».

La préparation du patient passe par la mise en place d'une voie veineuse de gros calibre (18–20G), idéalement au niveau de l'avant-bras, permettant un débit suffisant (4–5 mL/min) pour une opacification correcte des artères coronaire et des cavités cardiaques. Le poignet doit être évité en raison du risque d'extravasation du produit de contraste.

Si l'acquisition est programmée de façon combinée avec une étude de la perfusion myocardique au repos ou au décours d'un stress, il est préférable d'effectuer l'acquisition scintigraphique avant la tomodensitométrie de façon à minimiser toute interférence potentielle dans la correction d'atténuation de l'agent de contraste iodé.

Les  $\beta$ -bloquants oraux ou intraveineux sont habituellement utilisés avant l'acquisition TDM pour obtenir une fréquence cardiaque entre 50 et 60 bpm permettant la visualisation correcte des artères coronaire et limitant le flou cinétique. En effet, étant donné que la résolution temporelle des scanners est limitée par la vitesse de rotation du tube, les artefacts de mouvement sont minimisés au rythme cardiaque inférieur à 60 bpm. Cependant, l'administration des  $\beta$ -bloquants a tendance à diminuer avec l'émergence des scanners à double source, de résolution temporelle plus élevée, s'intégrant dans les caméras hybrides. L'administration de nitroglycérine sublinguale (0,4 mg en une pulvérisation) est fréquemment utilisée immédiatement avant l'étude des artères coronaire pour améliorer la visualisation artères de petit calibre en les dilatant. Enfin, de façon à éviter les artefacts de flou respiratoire, l'acquisition est réalisée en apnée.

Le scanner coronaire sur des dispositifs hybrides est acquis en utilisant des protocoles standard [10][11][12]. Pour réduire la dose de rayonnement, il est important d'ajuster le voltage au morphotype du patient. Ainsi, une réduction du voltage du tube de 120 kV à 100 kV doit être

envisagées chez les patients de moins de 85 kg ou ayant un indice de masse corporelle inférieur à 30 kg/m<sup>2</sup>, et une réduction à 80 kV peut être envisagée chez des patients plus minces[13]. Un voltage et une tension de tube plus élevées peuvent être envisagées chez les personnes obèses pour améliorer le rapport signal/bruit. Dans les indications d'imagerie coronaire (par opposition à une imagerie valvulaire), en cas de synchronisation rétrospective, il est recommandé d'utiliser la modulation de la dose avec un courant de tube faible pendant les phases systoliques qui ne sont généralement pas utilisées pour l'imagerie des artères coronaires[11][12]. L'intensité du courant du tube varie de 150 à 350 mA en fonction des modulations en cours d'acquisition.

Les techniques de synchronisation prospectives permettent de réduire la dose de rayonnement [14][15][16]. Au lieu d'un mode hélicoïdal à faible pas d'hélice avec chevauchement des images et redondance de l'information, une acquisition axiale par un balayage synchronisé à l'électrocardiogramme et déclenché prospectivement au pied du QRS permet de limiter l'irradiation à la diastole et réduire considérablement la dose tout en maintenant la qualité de l'image [16][17]. Cette approche n'est applicable que lorsque la fréquence cardiaque du patient est suffisamment lente (60 bpm) et régulière. La synchronisation prospective a pour inconvénient de ne pas permettre l'évaluation de la fonction systolique ventriculaire gauche, inconvénient qui peut être la plupart du temps surmonter par l'exploitation des données fonctionnelles de médecine nucléaire (estimation des volumes et fonction ventriculaires gauches par synchronisation à l'électrocardiogramme). La fenêtre d'acquisition doit être minimisée pour maintenir la dose de rayonnement la plus faible possible[18]. De nouvelles techniques visant à minimiser davantage la dose de rayonnement en provenance de l'acquisition TDM par la réalisation d'une acquisition en spirale à haut gradient déclenchée par l'électrocardiogramme[19] ou des algorithmes de reconstruction itérative [20][21] sont en développement.

En termes d'agent de contraste, on préférera les produits de contraste iodés à haute concentration d'iode (300 mg d'iode/mL et plus). La question du choix d'un produit de contraste à basse ou haute osmolalité pour la prévention de la néphrotoxicité est encore une question de débat. Le produit de contraste est administré par voie intraveineuse à une vitesse de 4-5 mL/s. La quantité de matériau de contraste utilisé varie (80-120 mL) sur la base du débit sélectionné, la longueur de balayage dans l'axe z, le type de scanner et le mode de balayage sélectionné (synchronisation à l'électrocardiogramme rétrospective ou prospective).

*En résumé* : apnée, synchronisation à l'électrocardiogramme, injection d'agents de contraste iodés (80 – 120 mL), coupes fines (0,5 à 0,75 mm), intensité du tube 150 – 350 mA, voltage du tube 80

– 120 kV.

## **2.5. Angioscanner (niveau 4)**

Il s'agit d'une acquisition TDM en « conditions radiologiques ».

La préparation du patient passe par la mise en place d'une voie veineuse de gros calibre (18–20G), idéalement au niveau de l'avant-bras, permettant un débit suffisant (4–5 mL/min) pour une opacification correcte des artères coronaires et des cavités cardiaques. Le poignet doit être évité en raison du risque d'extrasation du produit de contraste.

Outre la localisation de structures vasculaires, et notamment des vaisseaux de petit et moyen calibre, l'angioscanner réalisé de façon contemporaine aux acquisitions de médecine nucléaire, permet d'analyser la morphologie de la paroi vasculaire. L'angioscanner est acquis en apnée, avec une épaisseur de coupes de 1,5 à 2 mm, sans synchronisation à l'électrocardiogramme sauf en cas d'étude de l'aorte ascendante, qui requiert une synchronisation à l'électrocardiogramme de façon à s'affranchir du flou cinétique induit par les mouvements cardiaques. Les paramètres recommandés pour ce type de scanner sont une intensité de 80 à 120 mA et un voltage du tube de 100 (pour l'aorte thoracique) à 120 kV (pour l'aorte abdominale).

En termes d'agent de contraste, on préférera les produits de contraste iodés à haute concentration d'iode (300 mg d'iode/mL et plus). La question du choix d'un produit de contraste à basse ou haute osmolalité pour la prévention de la néphrotoxicité est encore une question de débat. Le produit de contraste est administré par voie intraveineuse à une vitesse de 4-5 mL/s. La quantité de matériau de contraste utilisé varie (80-120 mL) sur la base du débit sélectionné, la longueur de balayage dans l'axe z, le type de scanner et le mode de balayage sélectionné (synchronisation à l'électrocardiogramme rétrospective ou prospective).

*En résumé* : apnée, pas de synchronisation à l'électrocardiogramme (sauf aorte ascendante), injection d'agents de contraste iodés (40 – 120 mL), coupes fines (1,5 à 2 mm), intensité du tube 80 – 120 mA, voltage du tube 100 – 120 kV.

## **3. Références**

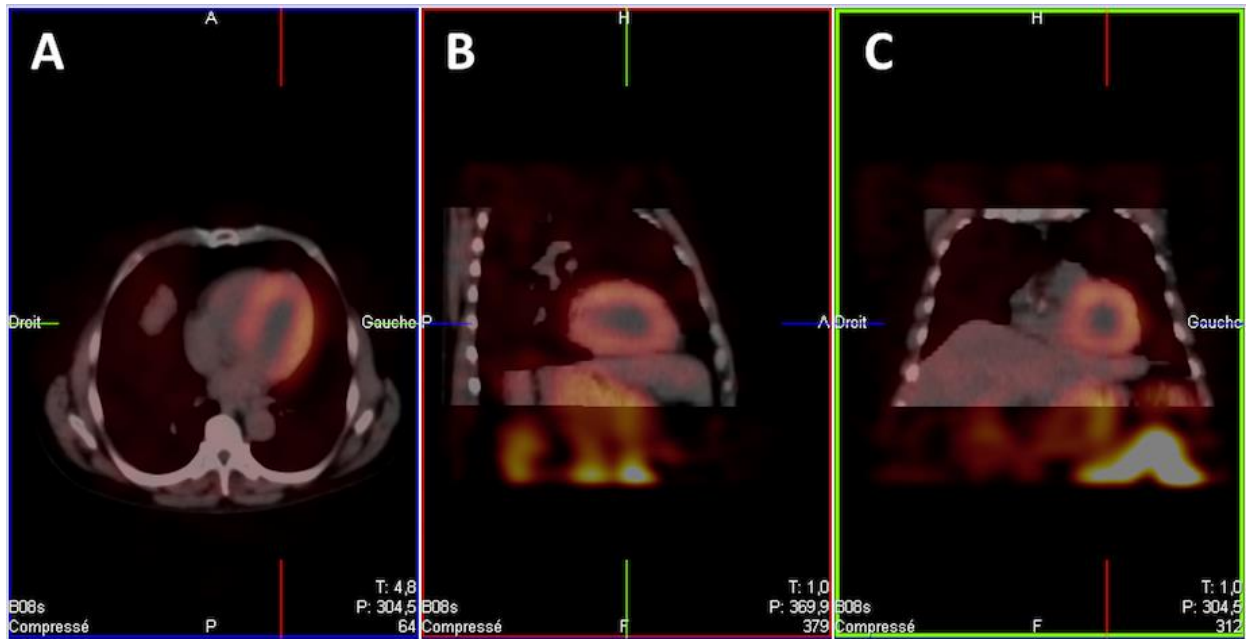
1. Masood Y, Liu Y-H, Depuey G, Taillefer R, Araujo LI, Allen S, et al. Clinical validation of SPECT attenuation correction using x-ray computed tomography-derived attenuation maps: multicenter clinical trial with angiographic correlation. *J Nucl Cardiol.* 2005;12(6):676–86.



2. Danad I, Raijmakers PG, Driessen RS, Leipsic J, Raju R, Naoum C, et al. Comparison of Coronary CT Angiography, SPECT, PET, and Hybrid Imaging for Diagnosis of Ischemic Heart Disease Determined by Fractional Flow Reserve. *JAMA Cardiol.* 2017 Aug;
3. Goetze S, Brown TL, Lavelly WC, Zhang Z, Bengel FM. Attenuation correction in myocardial perfusion SPECT/CT: effects of misregistration and value of reregistration. *J Nucl Med.* 2007 Jul;48(7):1090–5.
4. Kennedy JA, Israel O, Frenkel A. Directions and magnitudes of misregistration of CT attenuation-corrected myocardial perfusion studies: incidence, impact on image quality, and guidance for reregistration. *J Nucl Med.* 2009 Sep;50(9):1471–8.
5. O'Connor MK, Kemp BJ. Single-photon emission computed tomography/computed tomography: basic instrumentation and innovations. *Semin Nucl Med.* 2006 Oct;36(4):258–66.
6. Madsen MT. Recent advances in SPECT imaging. *J Nucl Med.* 2007 Apr;48(4):661–73.
7. Shaw LJ, Narula J. Risk assessment and predictive value of coronary artery disease testing. *J Nucl Med.* 2009 Aug;50(8):1296–306.
8. Einstein AJ, Johnson LL, Bokhari S, Son J, Thompson RC, Bateman TM, et al. Agreement of visual estimation of coronary artery calcium from low-dose CT attenuation correction scans in hybrid PET/CT and SPECT/CT with standard Agatston score. *J Am Coll Cardiol.* 2010 Nov;56(23):1914–21.
9. Kajander S, Joutsiniemi E, Saraste M, Pietila M, Ukkonen H, Saraste A, et al. Cardiac positron emission tomography/computed tomography imaging accurately detects anatomically and functionally significant coronary artery disease. *Circulation.* 2010 Aug;122(6):603–13.
10. Jacobs JE, Boxt LM, Desjardins B, Fishman EK, Larson PA, Schoepf J. ACR practice guideline for the performance and interpretation of cardiac computed tomography (CT). *J Am Coll Radiol.* 2006 Sep;3(9):677–85.
11. Abbara S, Arbab-Zadeh A, Callister TQ, Desai MY, Mamuya W, Thomson L, et al. SCCT guidelines for performance of coronary computed tomographic angiography: a report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2009;3(3):190–204.
12. Mark DB, Berman DS, Budoff MJ, Carr JJ, Gerber TC, Hecht HS, et al. ACCF/ACR/AHA/NASCI/SAIP/SCAI/SCCT 2010 expert consensus document on coronary computed tomographic angiography: a report of the American College of Cardiology Foundation Task Force on Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol.*

- 2010 Jun;55(23):2663–99.
13. Weigold WG, Abbara S, Achenbach S, Arbab-Zadeh A, Berman D, Carr JJ, et al. Standardized medical terminology for cardiac computed tomography: a report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2011;5(3):136–44.
  14. Scheffel H, Alkadhi H, Leschka S, Plass A, Desbiolles L, Guber I, et al. Low-dose CT coronary angiography in the step-and-shoot mode: diagnostic performance. *Heart.* 2008 Sep;94(9):1132–7.
  15. Husmann L, Valenta I, Gaemperli O, Adda O, Treyer V, Wyss CA, et al. Feasibility of low-dose coronary CT angiography: first experience with prospective ECG-gating. *Eur Heart J.* 2008 Jan;29(2):191–7.
  16. Javadi M, Mahesh M, McBride G, Voicu C, Epley W, Merrill J, et al. Lowering radiation dose for integrated assessment of coronary morphology and physiology: first experience with step-and-shoot CT angiography in a rubidium 82 PET-CT protocol. *J Nucl Cardiol.* 2008;15(6):783–90.
  17. Husmann L, Herzog BA, Gaemperli O, Tatsugami F, Burkhard N, Valenta I, et al. Diagnostic accuracy of computed tomography coronary angiography and evaluation of stress-only single-photon emission computed tomography/computed tomography hybrid imaging: comparison of prospective electrocardiogram-triggering vs. retrospective gating. *Eur Heart J.* 2009 Mar;30(5):600–7.
  18. Labounty TM, Leipsic J, Min JK, Heilbron B, Mancini GBJ, Lin FY, et al. Effect of padding duration on radiation dose and image interpretation in prospectively ECG-triggered coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 2010 Apr;194(4):933–7.
  19. Achenbach S, Marwan M, Ropers D, Schepis T, Pflederer T, Anders K, et al. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *Eur Heart J.* 2010 Feb;31(3):340–6.
  20. Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, Min JK, Mancini GBJ, Lin FY, et al. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: the ERASIR study. *AJR Am J Roentgenol.* 2010 Sep;195(3):655–60.
  21. Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, Min JK, Mancini GBJ, Lin FY, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 2010 Sep;195(3):649–54.

**Figure 1. Recalage des images de perfusion en TEMP (SPECT) sur les images TDM pour la correction d'atténuation**



Homme de 52 ans, 1m72 pour 78 Kg (IMC 26,4), adressé pour suivi de cardiomyopathie ischémique (antécédent d'angioplastie percutanée de l'artère circonflexe).

Acquisition sur caméra Siemens Symbia T6

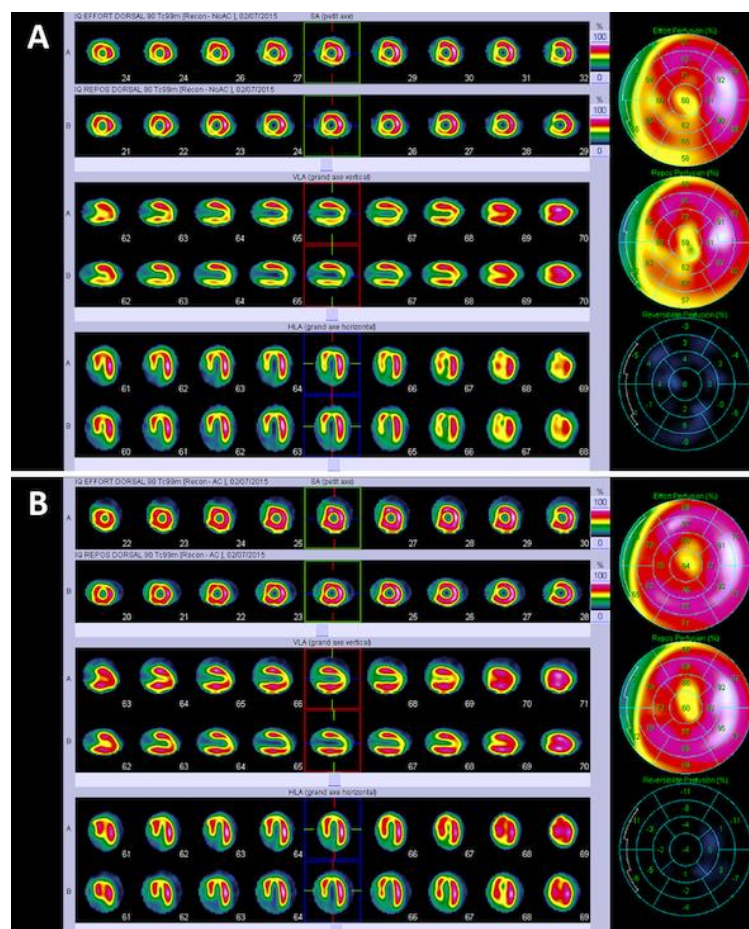
Paramètres TDM : coupes 5 mm, intensité du tube 40 mA, voltage du tube 100 kV

Reconstruction : rétroprojection filtrée en filtre B30s

PDL : 41 mGy.cm ; CTDI : 2,73 mGy

A. Coupes axiales ; B. Coupes sagittales ; C. Coupes coronales

**Figure 2. Perfusion myocardique en TEMP (SPECT) avant et après correction de l'atténuation par la TDM.**



Homme de 67 ans, 1m67 pour 84 Kg (IMC 30,1), adressé pour suivi de cardiomyopathie ischémique (antécédent d'infarctus du myocarde antérieur revascularisé par angioplastie percutanée de l'artère interventriculaire antérieure).

Une acquisition TDM faible dose à faible résolution, non synchronisée à l'ECG et en respiration libre est réalisée pour la correction de l'atténuation tissulaire des acquisitions TEMP.

Acquisition sur caméra Siemens Symbia T6

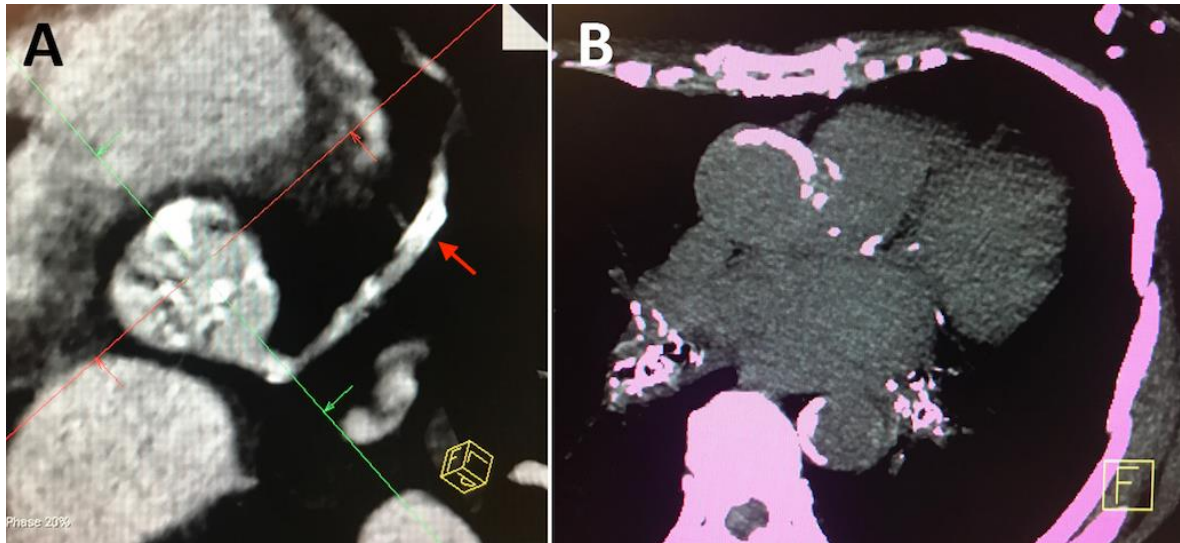
Paramètres TDM : acquisition thorax, épaisseur de coupe 5 mm, intensité du tube 40 mA, voltage du tube 100 kV

Reconstruction : rétroprojection filtrée en filtre B30s

PDL : 63 mGy.cm ; CTDI : 4,78 mGy

Perfusion myocardique en TEMP (SPECT) avant (A) et après (B) correction de l'atténuation.

**Figure 3. Score calcique coronaire**



Homme de 68 ans, 1m66 pour 65 Kg (IMC 23,6), adressé pour dyspnée d'effort d'apparition récente dans un contexte de diabète de type 2 et de tabagisme actif.

Réalisation d'une acquisition TDM faible dose synchronisée à l'ECG et en apnée pour la mesure du score calcique coronaire.

Acquisition sur caméra Siemens Symbia T6.

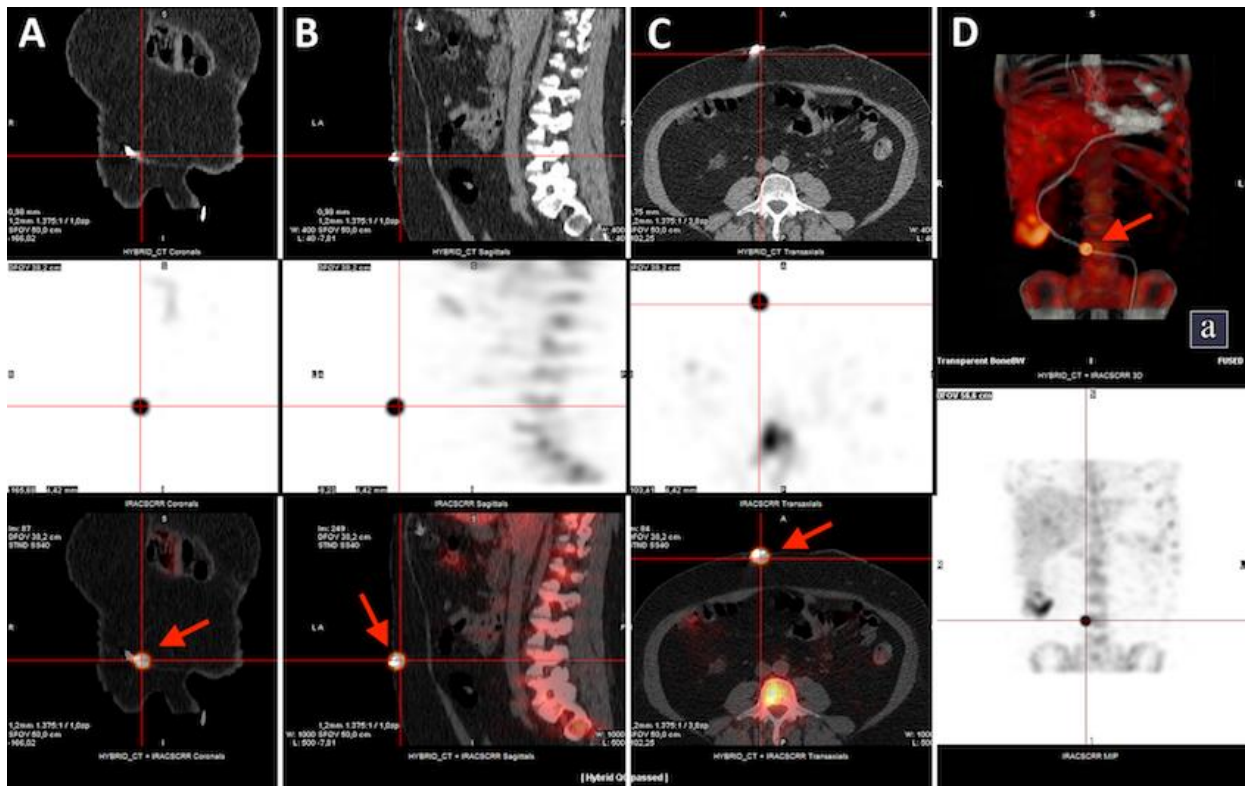
Paramètres TDM : acquisition thorax, épaisseur de coupe 3 mm, intensité du tube 40 mA (mA adaptatif), voltage du tube 120 kV

Reconstruction : rétroprojection filtrée en filtre B35s

PDL : 64 mGy.cm ; CDTI : 3,72 mGy

Sur les coupes multi-plans, visualisation des calcifications de l'artère interventriculaire antérieure (A, flèche rouge). Sur les images scanographiques après seuillage à 130 Unités Hounsfield, identification des calcifications coronaires (A, violet).

**Figure 4. Fusion d'images de scintigraphie au leucocytes marqués et de TDM pour localisation anatomique mettant en évidence l'infection du point d'entrée cutanée du câble d'alimentation d'une assistance mono-ventriculaire gauche.**



Homme de 68 ans, 1m66 pour 65 Kg (IMC 23,6), adressé pour dyspnée d'effort d'apparition récente dans un contexte de diabète de type 2 et de tabagisme actif.

Réalisation d'un TDM non synchronisé à l'ECG, en apnée, avec une résolution et une intensité intermédiaire, pour la localisation anatomique du signal détecté en TEMP

Acquisition sur caméra GE Medical Systems Discovery NM/CT670

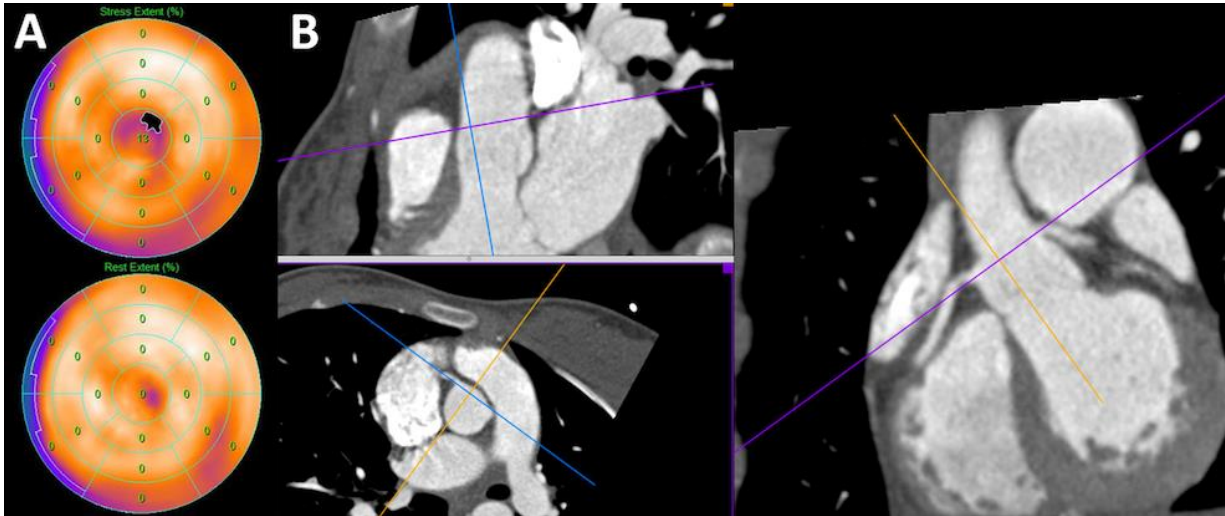
Paramètres TDM : acquisition thorax et abdomen, épaisseur de coupe 3,75 mm, intensité du tube 110 mA, voltage du tube 120 kV

Reconstruction : rétroprojection filtrée en filtre B30s

PDL : 159 mGy.cm ; CTDI : 3,74 mGy

A. Coupes coronales ; B. Coupes sagittales ; C. Coupes axiales avec de haut en bas : images TDM, images TEMP (SPECT), fusion des images ; D. Reconstruction '*maximum intensity projection*' des images TEMP (SPECT) (en bas) et fusion avec les images TDM (en haut).

**Figure 5. Reconstruction multi-plans d'un coroscanner réalisé après une scintigraphie de perfusion myocardique douteuse.**



Femme de 49 ans, 1m68 pour 64 Kg (IMC 22,7), adressée pour bilan de douleurs thoraciques

Réalisation d'une acquisition TDM synchronisée à l'ECG, en apnée, avec une intensité et une résolution spatiale élevées et durant l'injection d'un agent de contraste iodé.

Acquisition sur TDM Siemens Somatom Definition Flash

Paramètres TDM : acquisition thorax, épaisseur de coupe 0,5 mm, intensité du tube 90/250 mA, voltage du tube 100 kV, synchronisation retrospective à l'électrocardiogramme, injection de 100 mL d'agent de contraste iodé

Reconstruction iterative.

PDL : 594 mGy.cm ; CTDI : 34,89 mGy

A. Scintigraphie myocardique de perfusion (stress en haut, repos en bas) ; B. Reconstruction multi-plans d'un coroscanner pour exploration complémentaire de l'anatomie coronaire en complément des informations de perfusion





## **III.7. PEDIATRIE**

### **1. Principes généraux pour la réalisation d'acquisition TEMP/TDM et TEP/TDM en pédiatrie**

Lorsqu'une TEMP/TDM ou une TEP/TDM est réalisée chez un enfant, les temps d'examens sont tels que des mouvements sont à craindre et donc qu'une immobilisation est obligatoire. La spécificité du contexte pédiatrique doit faire rappeler les points suivants qui sont essentiels :

- L'immobilisation est essentielle et effectuée au moyen de systèmes de contention pédiatriques adaptés, tels les matelas-coquille ou berceaux avec cales en mousse. Ces contentions ne doivent toutefois pas occasionner de douleurs.
- La sédation : Avec des techniques de contention adaptées chez le nourrisson et des techniques de distraction (films, DVD, musique) chez les jeunes enfants, il est possible de réaliser l'intégralité des acquisitions sans avoir recours obligatoirement à une sédation. Certaines équipes reportent toutefois la possibilité d'avoir recours à une sédation, si besoin en utilisant l'Atarax® qui peut être utilisé chez les enfants de plus de 6 mois afin de favoriser l'endormissement durant l'acquisition des images,
- Un environnement adapté (jeux, DVD, musique dans la salle d'attente et dans la salle d'examen) est recommandé
- Avant 3 à 6 mois, la réplétion gastrique réalisée juste avant l'examen suffit en règle pour obtenir l'endormissement
- La présence des parents dans la salle d'examen (sauf mère enceinte), avec port d'un tablier plombé et d'un dosimètre opérationnel est souvent utile pour calmer et rassurer l'enfant
- Une équipe de manipulateurs entraînée aux examens de pédiatrie est très importante et recommandée pour la réalisation des examens pédiatriques.

### **2. Indications de la TDM couplée pour les principaux examens réalisés en médecine nucléaire pédiatrique**

On rappellera ici que dans tous les cas, la réalisation d'une TDM couplée est le choix exclusif du médecin nucléaire qui doit justifier de son indication. En pédiatrie, plus qu'en imagerie adulte, on s'attachera à réaliser et interpréter les examens de MN en tenant compte des examens réalisés. Ainsi, si une imagerie radiologique (scanographique ou IRM récente est disponible, un scanner

niveau 2 pourra éventuellement être jugé acceptable). Dans le cas contraire, un scanner niveau 3 sera souvent préféré. [1-8]

### **2.1. Différents examens où la TDM couplée n'est jamais indiquée en pédiatrie.**

Il y a un consensus actuel pour établir qu'il n'y a pas d'indication validée de la TDM couplée pour les examens scintigraphiques suivants :

- Scintigraphie rénale
- Scintigraphie thyroïdienne (pathologie bénigne)
- Scintigraphie myocardique, ventriculographie isotopique
- Scintigraphie pulmonaire
- Recherche de saignement digestif

### **2.2. Pathologie osseuse :**

#### **2.2.1. Pathologie osseuse bénigne [9,10]**

- **Recherche de fracture ou d'algoneurodystrophie** : aucune indication de TDM couplée à la scintigraphie

*Pas de TDM couplée*

**-Suspicion d'ostéome ostéoïde :**

La radiographie standard est en général la première étape. Le nidus, se présentant comme une petite zone d'ostéolyse de quelques millimètres est parfois difficile à mettre en évidence et c'est le plus souvent la zone d'ostéocondensation réactionnelle qui est visible. Une scintigraphie osseuse est indiquée quand la symptomatologie est évocatrice mais que les radiographies sont peu explicites.

En cas d'hyperfixation en scintigraphie osseuse planaire, une TEMP/TDM, centrée sur la zone d'hyperfixation, peut être utile pour identifier le nidus, et particulièrement en cas de suspicion de localisation rachidienne et lorsqu'une TDM n'a pas été réalisée au préalable.

*TDM couplée : niveau 2/3*

- **Spondylolisthésis par lyse isthmique**: Une spondylolyse isthmique est par définition une perte de continuité de l'isthme articulaire (pars interarticularis), partie osseuse située entre les apophyses articulaires supérieure et inférieure de chaque côté de l'arc vertébral postérieur. Elle survient le plus souvent au niveau lombaire bas.

La scintigraphie osseuse permet de mettre en évidence la lyse osseuse en montrant une hyperfixation uni ou bilatérale et permet de déterminer son caractère récent. La TEMP/TDM est indiquée en raison de la faible sensibilité de la scintigraphie osseuse en mode planaire et met le plus souvent en évidence l'hyperfixation qui se projette au niveau de la lyse uni ou bilatérale.

*TDM couplée : niveau 2/3*

- **Hyperplasie condylienne** : la TEMP/TDM centrée sur les condyles est souvent très utile dans cette indication, en raison des phénomènes de superposition anatomique, gênant l'interprétation de cette région en scintigraphie osseuse planaire.

*TDM couplée : niveau 2/3*

- **Pathologie infectieuse**: la TEMP/TDM apporte un gain diagnostique en sensibilité et en spécificité par rapport à l'imagerie planaire pour de nombreuses pathologies infectieuses ostéo-articulaires de type ostéomyélite ou spondylodiscite. [11]

*TDM couplée : niveau 2/3*

- **Tumeurs osseuses bénignes** :

Ces tumeurs sont fréquentes chez l'enfant, unique ou multiple. Elles sont souvent asymptomatiques, pouvant être découvertes sur une scintigraphie demandée pour toute autre indication. Une hyperfixation en regard de ces lésions est souvent constatée et peut conduire le médecin nucléaire à demander une TEMP/TDM localisée complémentaire.

- **Défect cortical, Fibrome non ossifiant**

La TEMP/TDM montre l'hyperfixation au niveau de la lacune centrée sur la corticale, entourée d'un fin liseré de condensation.

*TDM couplée : niveau 2/3*

- **Dysplasie osseuse non héréditaire** :

Sa découverte est le plus souvent fortuite. Elle siège au niveau des côtes et os longs. La TEMP/TDM montre l'image en verre dépoli avec parfois un liseré péri-lésionnel dense et épais.

*TDM couplée : niveau 2/3*

- **Histiocytose langerhansienne** : C'est une pathologie dont le pic de fréquence se situe de 1 à 3 ans ; les lésions sont uniques ou multiples.

La scintigraphie osseuse a été longtemps utilisée dans cette indication, mais, la TEP/ TDM au FDG est la technique d'imagerie qui est de plus en plus utilisée du fait d'une haute sensibilité et d'une meilleure spécificité que la scintigraphie osseuse et que la TDM. Il a été montré que la TEP FDG permettait de détecter toutes les lésions osseuses de l'histiocytose langerhansienne, de différencier les lésions actives des lésions quiescentes et de mettre en évidence une négativation de la fixation du FDG après traitement, de façon plus précoce qu'en scintigraphie osseuse [12, 13].

*TDM couplée : niveau 2/3*

### **2.2.2. Pathologie osseuse maligne**

- **Ostéosarcomes et sarcomes d'Ewing** : Ce sont les deux principales tumeurs osseuses primitives malignes de l'enfant et l'adolescent.

La fréquence de l'ostéosarcome est évaluée à 2 cas par an et par million d'habitants soit un peu plus de 100 nouveaux cas par an en France, dont 70% touchent des enfants. La tumeur d'Ewing représente 5 à 15% des tumeurs osseuses primitives malignes et arrive, en fréquence, en 2ème position dans la population pédiatrique après les ostéosarcomes, touchant la tranche d'âge 5-30 ans avec un pic de fréquence entre 10 et 15 ans.

Les ostéosarcomes et les tumeurs d'Ewing se localisent préférentiellement aux métaphyses inférieures du fémur et supérieures du tibia. La tumeur d'Ewing se localise aussi préférentiellement aux os plats (bassin, omoplate) et aux côtes.

La TEP au FDG est plus performante que la scintigraphie osseuse ou l'imagerie conventionnelle pour le bilan d'extension initial, la recherche de métastases osseuses, ou ganglionnaires et des tissus mous, en particulier pour les sarcomes d'Ewing. La TEP au FDG est donc recommandée pour le bilan d'extension initial des sarcomes osseux. L'acquisition est une acquisition corps entier.

En revanche, pour la détection des métastases pulmonaires des sarcomes osseux, la TDM possède une meilleure sensibilité. Elle est réalisée en plus de la TEP/TDM dans le cadre du bilan d'extension, du suivi ou de la suspicion de récurrence.

*TDM couplée : niveau 2/3 et de façon exceptionnelle niveau 4 pour l'étude du parenchyme pulmonaire*

### **2.3. Neuroblastome :**

**Scintigraphie 123I-MIBG.**

Acquisitions planaires : Chez les enfants mesurant plus d'un mètre, un balayage corps entier est réalisé et complété par une acquisition statique du crâne en profil droit et gauche. Chez les enfants

de moins d'un mètre, des acquisitions statiques antéro-postérieures, incluant la tête et le cou, les profils de crâne, le thorax, l'abdomen, la région pelvienne, les membres inférieurs et supérieurs sont réalisées.

#### Acquisitions TEMP/TDM

L'imagerie hybride permet de mieux caractériser et localiser certaines hyperfixations. L'apport diagnostique de la TEMP/TDM s'explique par une meilleure détection des petites lésions, surtout au sein et à proximité d'organes ayant une forte captation physiologique de la MIBG (glandes salivaires, foie, rate, surrénales, cœur et vessie). L'utilisation de la TEMP/TDM permet ainsi la certitude d'interprétation de la scintigraphie 123I-MIBG, en réduisant le taux d'interprétation « faussement » positives ou négatives. [14-17]

Dans l'évaluation post-chirurgicale du neuroblastome, l'imagerie morphologique standard ne peut faire la différence entre remaniements, distorsions post-opératoires, nécrose, inflammation ou maladie résiduelle. La TEMP/TDM permet de déterminer avec précision si l'anomalie morphologique concentre la 123I-MIBG, en faveur de tissu tumoral viable, ou non.

***TDM couplée : niveau 2/3***

**La TEP-FDG** est l'examen de référence pour les 10% de neuroblastomes ne captant pas la MIBG

***TDM couplée : niveau 2/3***

#### **2.4. TEP en oncologie pédiatrique**

- Lymphomes de l'enfant : idem adulte (scanner niveau 3)
- Tumeurs osseuses (voir supra)

### **3. Paramétrages à utiliser en fonction de quelques situations cliniques typiques et fréquentes**

#### **3.1. Principes généraux**

Avant de programmer une TDM couplée, il est impératif de déterminer si l'acte scanographique est justifié pour répondre à la question clinique.

Il est nécessaire d'adapter le paramétrage de la TDM couplée lors des examens réalisés en pédiatrie. Ce paramétrage doit rester compatible avec les critères de qualités de l'image afin de permettre de répondre aux questions cliniques justifiant l'examen.

En pratique, en pédiatrie, il est nécessaire de :

- Bien centrer le patient,
- Optimiser le topogramme (dose et longueur adaptées)
- Choisir la tension la moins élevée en tenant compte du volume exploré: En pédiatrie, ces techniques d'acquisition à faible kV sont devenues la norme
- Diminuer la charge délivrée (par exemple en diminuant l'intensité mA, en baissant le temps de rotation et en augmentant le pitch)
- Limiter le volume exploré (champ de vue, nombre de coupes) à la plus petite région possible
- Adapter l'épaisseur de coupes à l'épaisseur de reconstruction souhaitée (coupes fines à utiliser avec précaution)

De plus, il est recommandé d'utiliser les systèmes de modulation automatique de la dose afin de réduire les doses délivrées, bien que son intérêt soit très limité pour les nouveau-nés. Les techniques employées peuvent être basées sur la modulation en fonction du gabarit du patient, en fonction de l'atténuation selon la position en z et la modulation en temps réel en fonction de l'atténuation mesurée selon le plan de coupe xy.

Comme chez l'adulte, l'affichage de l'indice de dose scanographique volumique (IDSV ou CTDIvol) et du Produit Dose-Longueur (PDL) est obligatoire. L'affichage de l'IDSV et du PDL permet un contrôle de l'optimisation des protocoles et une comparaison des pratiques en se basant sur les valeurs étalonnées sur des fantômes.

En cas d'utilisation du TDM en niveau 4, la publication des niveaux de référence diagnostique (NRD) pour les examens TDM dédiés à la pédiatrie, sont basés sur 3 catégories de poids et 5 examens et permettent de suivre ces recommandations pour la pratique quotidienne.[18]

L'utilisation de caches n'est pas recommandée avec l'utilisation des systèmes de modulation automatique de la dose.

### 3.2. Exemples de paramétrage de la TDM couplée dans des examens pédiatriques

Paramétrages TEMP/TDM pour une scintigraphie osseuse en fonction de l'âge. Champ de vue abdomino pelvien. Caméra GE Health care. Discovery NM 670:

#### Acquisition sur TAP

Indication	0-2 ans 5-14 kg (cf HB si <5 kg)	3 - 7 ans 15-22 kg	8 -12 ans 23-40 kg
Régions Sens de l' acquisition Position Respiratoire Scout view position des bras	TAP CR - CA  <b>F 80 Kv / 10 mA</b> haut	TAP CR - CA  <b>F 80 Kv / 10 mA</b> haut	TAP CR - CA inspiration <b>F 80 Kv / 10 mA</b> haut
<b>Paramètres CT</b>			
Type acquisition	Hélical	Hélical	Hélical
Temps rotation	0,6s	0,6s	0,6s
Longueur rotation	entier	entier	entier
Couverture du détecteur	10.0 mm	10.0 mm	10.0 mm
Ep collimation (mm) / Interval	1.25 / 0.625	1.25 / 0.625	1.25 / 0.625
Pas et vitesse (Pitch)	1,375	1,375	1,375
SFOV Kv / mA	<b>Large</b> <b>80 KV / 140 mA</b>	<b>Large</b> <b>100 KV / 140 mA</b>	<b>Large</b> <b>120 KV / 140 mA</b>
<b>ASIR</b> Filtre Acquisition Options recon	<b>40</b> <b>Standard</b> Mode recon : plus (3000 /600)	<b>40</b> <b>Standard</b> Mode recon : plus (3000 /600)	<b>40</b> <b>Standard</b> Mode recon : plus (3000 /600)
Filtre	<b>BONE PLUS</b>	<b>BONE PLUS</b>	<b>BONE PLUS</b>
<b>ASIR</b>	<b>40</b>	<b>40</b>	<b>40</b>
<b>CTDI recommandé (mGy)</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>7</b>
Films	Envoi sur pacs	Envoi sur pacs	Envoi sur pacs

Paramétrages TEMP/TDM centré sur l'abdomen pour une scintigraphie 123I-MIBG en fonction de l'âge de l'enfant. Champ de vue abdomino pelvien. Caméra GE Health care. Discovery NM 670:

Indication	0-2 ans 5-14 kg (cf HB si <5 kg)	3 - 7 ans 15-22 kg	8 -12 ans 23-40 kg
Régions Sens de l' acquisition Position Respiratoire Scout view position des bras	TAP CR - CA  <b>F 80 Kv / 10 mA</b> bras le long du corps	TAP CR - CA  <b>F 80 Kv / 10 mA</b> bras le long du corps	TAP CR - CA  <b>F 80 Kv / 10 mA</b> bras le long du corps
<b>Paramètres CT</b>			
Type acquisition	Hélical	Hélical	Hélical
Temps rotation	0,6s	0,6s	0,8s
Longueur rotation	entier	entier	entier
Couverture du détecteur	20.0 mm	20.0 mm	20.0 mm
Ep collimation (mm) / Interval	2.5 / 1.25	1.25 / 1	1.25 / 1
Pas et vitesse (Pitch)	1,375	1,375	1,375
SFOV Kv / mA	<b>Large</b> <b>100 KV / 140 mA</b>	<b>Large</b> <b>100 KV / 160 mA</b>	<b>Large</b> <b>120 KV / 100 mA</b>
<b>ASIR</b> Filtre Acquisition Options recon	<b>40</b> <b>Standard</b> Mode recon : plus (3000 /600)	<b>40</b> <b>Standard</b> Mode recon : plus (3000 /600)	<b>40</b> <b>Standard</b> Mode recon : plus (3000 /600)
Filtre	<b>Stnd</b>	<b>Stnd</b>	<b>Stnd</b>
<b>ASIR</b> Options recon	<b>40</b> Mode recon : Plus (400/40)	<b>40</b> Mode recon : Plus (400/40)	<b>40</b> Mode recon : Plus (400/40)
<b>CTDI NRD (mGy) (CTDI estimé)</b>	<b>4 (3.44)</b>	<b>5 (3.93)</b>	<b>7 (5.44)</b>

#### 4. Références

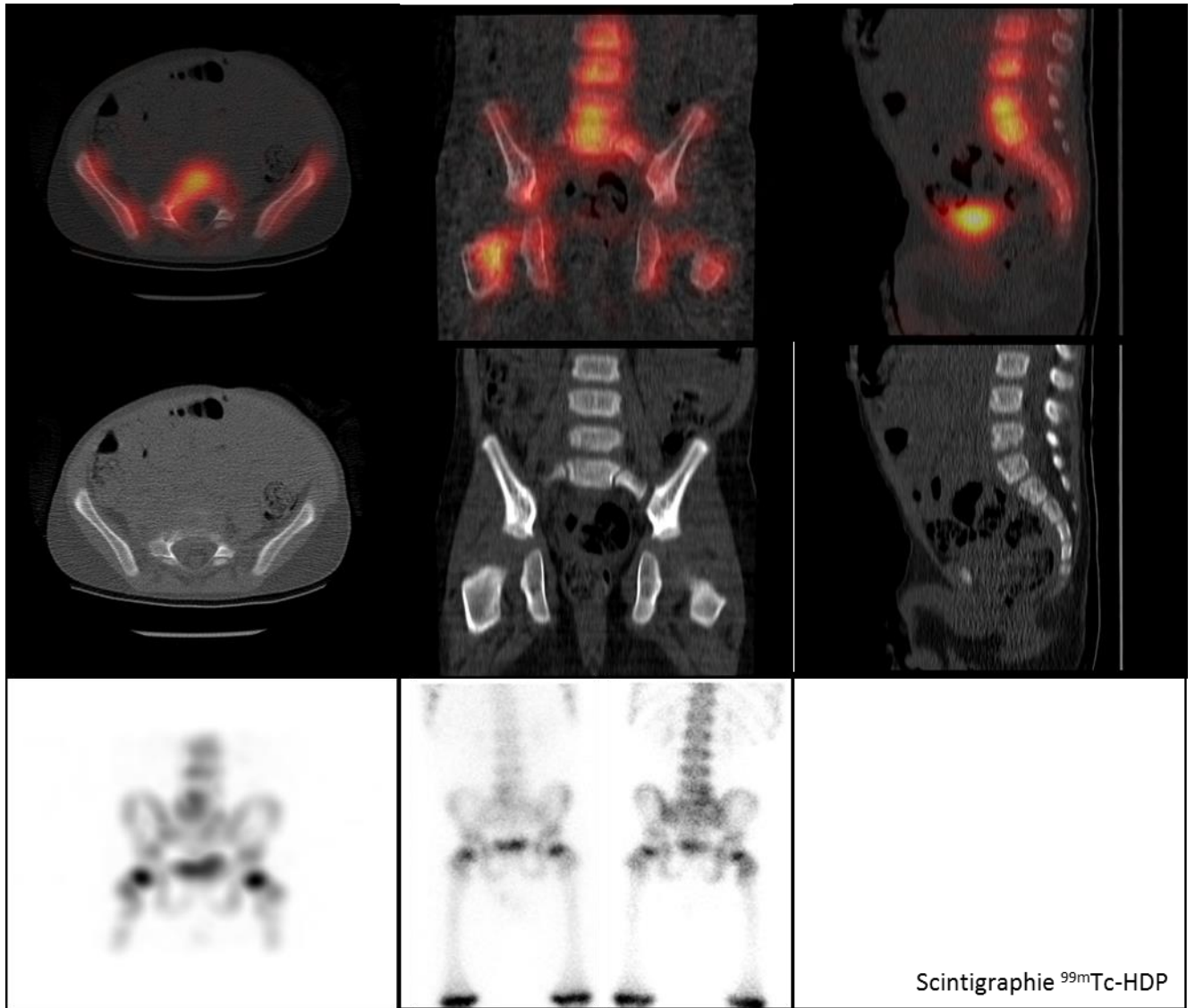
- [1] S. Ted Treves. Pediatric nuclear medicine and molecular imaging. Fourth edition. Springer
- [2] Colleran GC, Kwatra N, Oberg L et al. How we read pediatric PET/CT: indications and strategies for image acquisition, interpretation and reporting. *Cancer Imaging*. 2017 Nov 7;17(1):28.
- [3] Fahey FH, Goodkind A, MacDougall RD et al. Operational and dosimetric aspects of pediatric PET/CT. *J Nucl Med*. 2017 Sep;58(9):1360-1366.
- [4] Fahey FH, Goodkind AB, Plyku D et al. Dose estimation in pediatric nuclear medicine. *Semin Nucl Med*. 2017 Mar;47(2):118-125.
- [5] Fahey FH, Palmer MR, Strauss KJ et al. Dosimetry and adequacy of CT-based attenuation correction for pediatric PET : Phantom study 1. *Radiology*2007; 243:96-104
- [6] Nadel H. SPECT CT in paediatric patient management, *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2014 :41 ; S104-S114
- [7] Parisi MT, Bermo MS, Alessio AM et al. Optimization of Pediatric PET/CT. *Semin Nucl Med*. 2017 May;47(3):258-274.
- [8] Biermann M, Schwarzmüller T, Fasmer KE et al. Is there a role for PET-CT and SPECT-CT in pediatric oncology? *Acta Radiol*. 2013 Nov;54(9):1037-45.
- [9] Parisi MT, Iyer RS, Stanescu AL. Nuclear Medicine applications in pediatric musculoskeletal diseases: The added value of hybrid imaging. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2018 Feb;22(1):25-45.
- [10] De Palma D, Nadel HR, Bar-Sever Z. Skeletal scintigraphy with SPECT/CT in benign pediatric bone conditions. *Clinical and Translational Imaging* June 2016, Volume 4, Issue 3, pp 191–201.



- [11] Parisi MT, Otjen JP, Stanescu AL, Shulkin BL. Radionuclide Imaging of Infection and Inflammation in Children: a Review. *Semin Nucl Med.* 2018 Mar;48(2):148-165
- [12] Binkovitz LA, Olshefski RS, Adler BH. Coincidence FDG-PET in the evaluation of Langerhans' cell histiocytosis: Preliminary findings. *Pediatr Radiol* 2003;33:598-602
- [13] Phillips M, Allen C, Gerson P et al. Comparison of FDG-PET scans to conventional radiography and bone scans in management of Langerhans cell histiocytosis. *Pediatr Blood Cancer* 2009;52:97-101
- [14] Rozovsky K et al. Added Value of SPECT-CT for correlation of MIBG Scintigraphy and Diagnostic CT in Neuroblastoma and Pheochromocytoma. *AJR* 2008;190:1085-1090.
- [15] Shulkin, B.L. et al. Neuroblastoma: positron emission tomography with 2-[fluorine-18]-fluoro-2-deoxy-D-glucose compared with metaiodobenzylguanidine scintigraphy. *Radiology*, 1996. 199(3): p. 743-50.
- [16] Sharp, S.E., et al., 123I-MIBG scintigraphy and 18F-FDG PET in neuroblastoma. *J Nucl Med*, 2009. 50(8): 1237-43
- [17] Sharp, S.E., et al. Functional-metabolic imaging of neuroblastoma. *Q J Nucl Med Mol Imaging*, 2013. 57(1): p. 6-20.
- [18] IRSN ; Analyse des données relatives à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire Bilan 2009-2010 ;PRP-HOM/2012-12



## Spondylodiscite



Enfant de 2 ans. 12 kg, 89 cm.

Boiterie fébrile de hanche droite.

TEMP GE Discovery 670; 16 coupes.

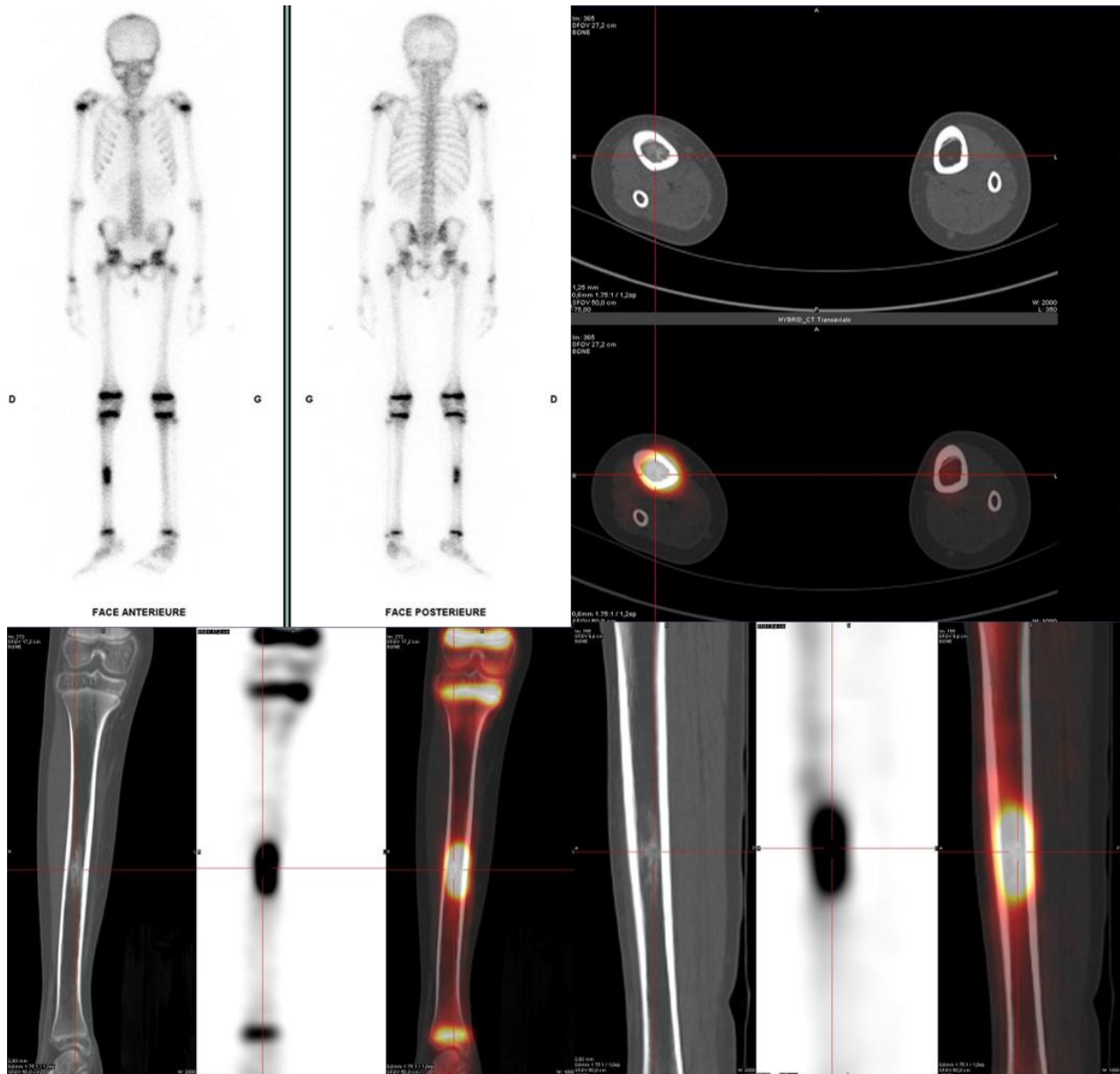
Scanner niveau 2: 80 kV; 10-50 mA AutomA / SmartmA; Index de bruit 40; Coupes 16 x 1,25 mm; pas 0,938; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512;

Reconstruction: ASIR 70%; filtre os; épaisseur 2,5 mm/incrément 1,25 mm

IDSV 0,36 mGy; PDL: 7,56 mGy.cm

**Commentaire:** Spondylodiscite L5-S1

## Ostéomyélite du tibia



Enfant fille de 9 ans.

Douleurs tibiales antérieures droites.

TEMP GE Discovery 670 16 coupes

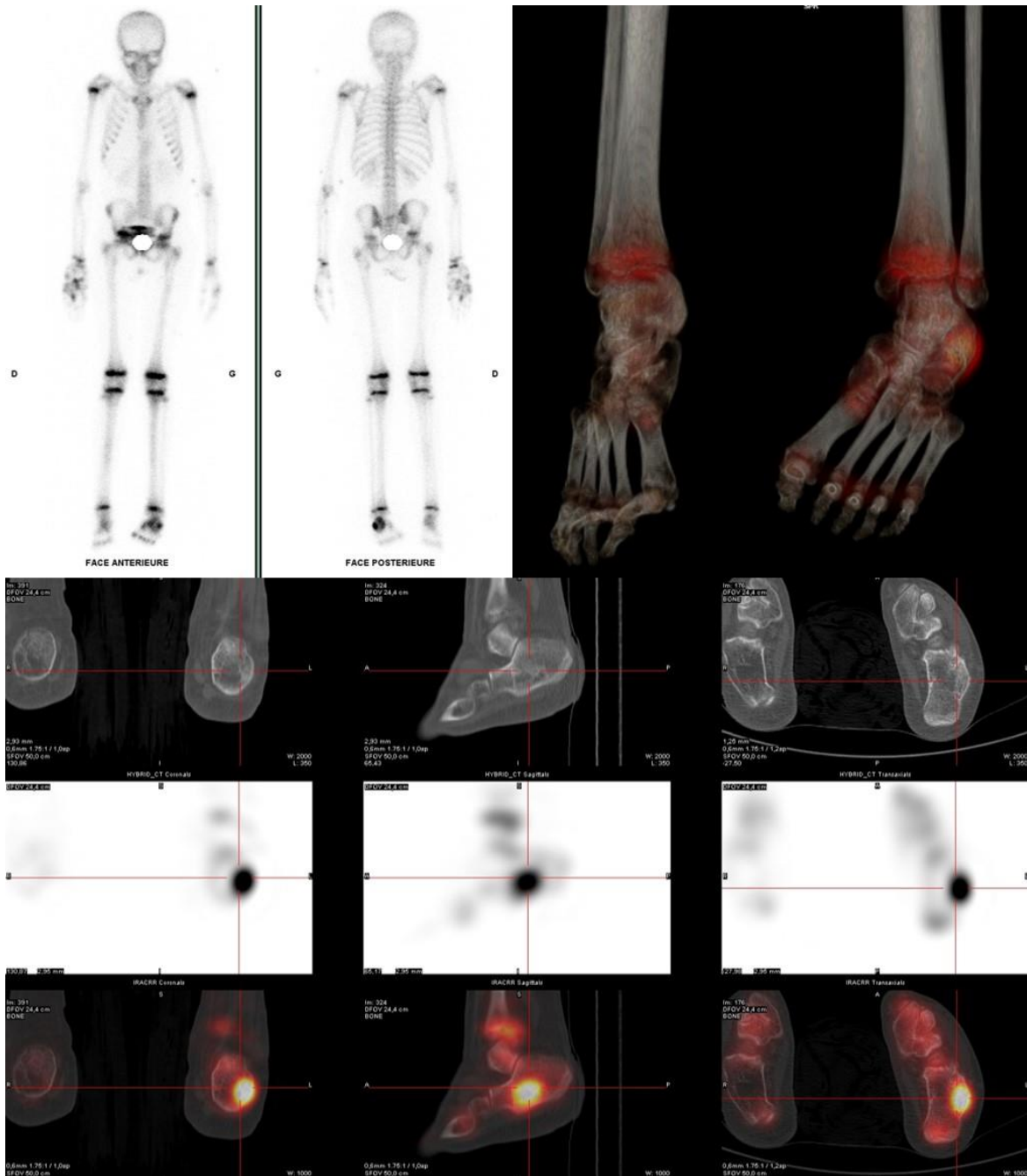
Scanner niveau 3: 80 kV; 30-150 mA AutomA / SmartmA; Index de bruit 35; Coupes 16 x 1,25 mm; pas 0,938; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512;

Reconstruction: filtre "os"; épaisseur 2,5 mm/incrément 1,25 mm

IDSV 0,8 mGy; PDL: 84 mGy.cm

**Commentaire:** Anomalies scintigraphiques de forte intensité du spongieux du tiers moyen de la diaphyse tibiale droite étendues sur environ 50 mm de hauteur en rapport avec une ostéomyélite

## Ostéite du calcaneus



Même patiente que précédemment deux ans plus tard. Enfant fille de 11 ans. 46 kg, cm.

Douleur de la cheville gauche

TEMP GE Discovery 670 16 coupes

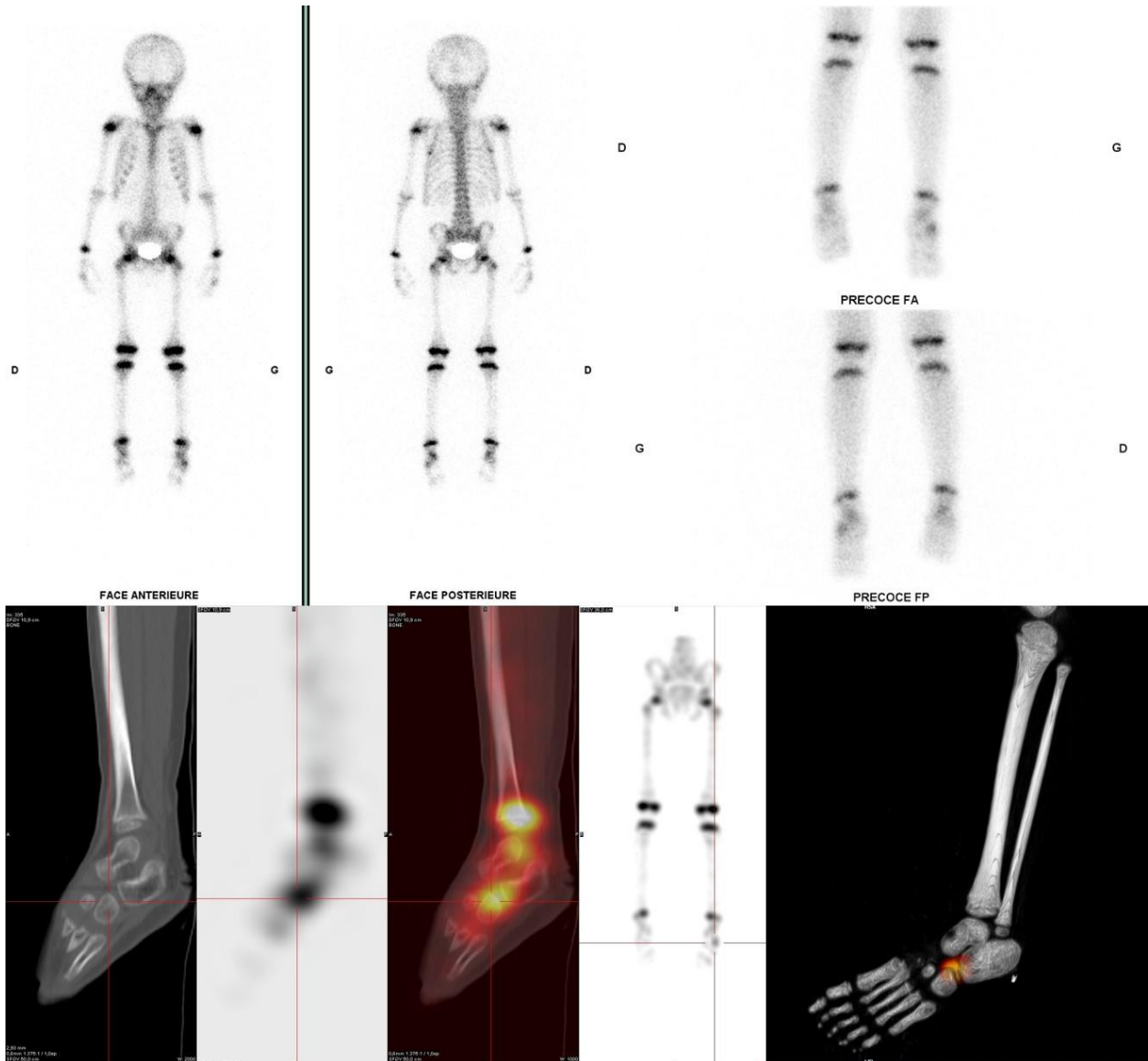
Scanner niveau 3: 80 kV; 30-150 mA AutomA / SmartmA; Index de bruit 35; Coupes 16 x 1,25 mm; pas 0,938; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512;

Reconstruction: filtre "os"; épaisseur 2,5 mm/incrément 1,25 mm

IDSV 0,5 mGy; PDL: 56 mGy.cm

**Commentaire:** Ostéomyélite du cops du calcaneus

## Ostéite du cuboïde



Enfant garçon de 3ans et 2 mois. 14 kg – 100 cm

Exploration d'une boiterie fébrile.

TEMP GE Discovery 670 16 coupes

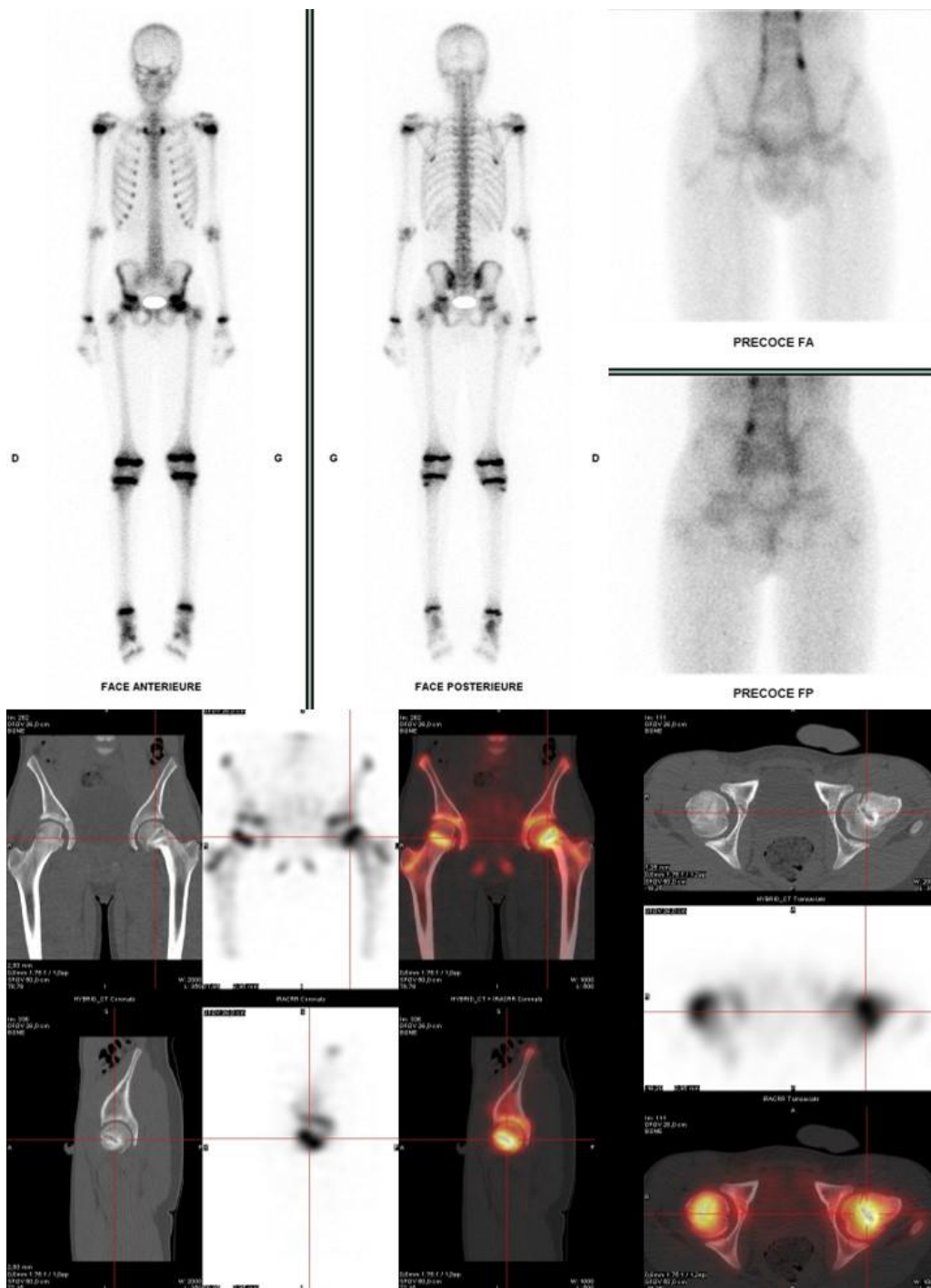
Scanner niveau 3: 80 kV; 30-150 mA Automa / SmartmA; Index de bruit 35; Coupes 16 x 1,25 mm; pas 0,938; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512;

Reconstruction: filtre "os"; épaisseur 2,5 mm/incrément 1,25 mm

IDSV 1,1 mGy; PDL: 64 mGy.cm

**Commentaire:** Foyer d'hyperfixation osseux de l'os cuboïde gauche avec composante hyperémique en faveur d'une ostéite.

## Epiphysiolyse de tête fémorale



Enfant garçon de 12 ans. 43 kg – 162 cm

Bilan d'une boiterie avec suspicion d'épiphysiolyse de la tête fémorale gauche.

TEMP GE Discovery 670 16 coupes

Scanner niveau 3: 80 kV; 30-150 mA Automa / SmartmA; Index de bruit 35; Coupes 16 x 1,25 mm; pas 0,938; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512;

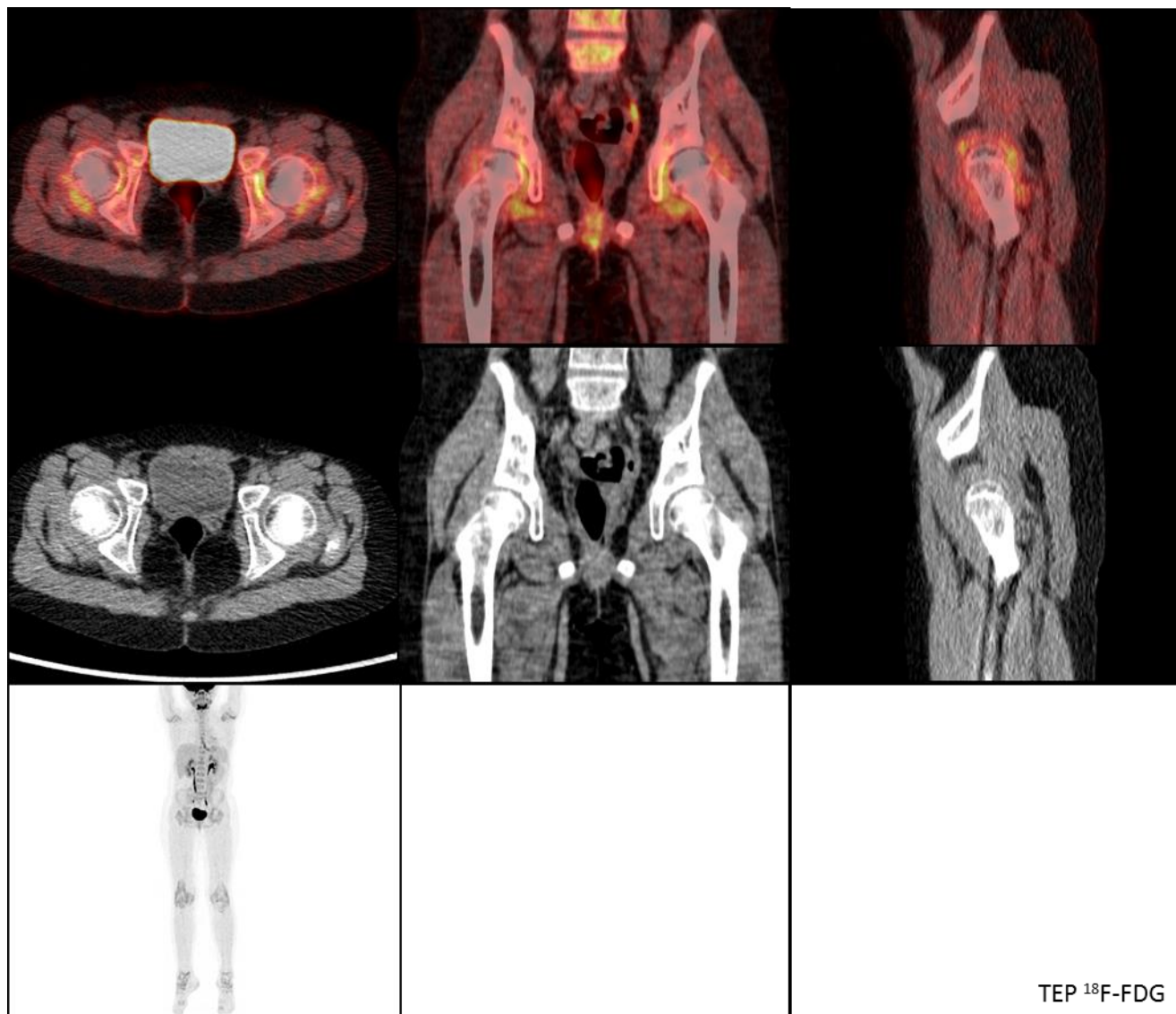
Reconstruction: filtre "os"; épaisseur 2,5 mm/incrément 1,25 mm

IDSV 1,1 mGy; PDL: 65 mGy.cm

**Commentaire:** Epiphysiolyse fémorale supérieure gauche intensément hyperfixante, avec composante hyperémique et minime glissement vers le bas de la tête fémorale, sans argument pour une ostéochondrite associée.



## Maladie de Still



Enfant de 8 ans. 30 kg, 127 cm.

Maladie de Still en échappement thérapeutique.

TEP GE Discovery 710 Elite; 64 -128 coupes

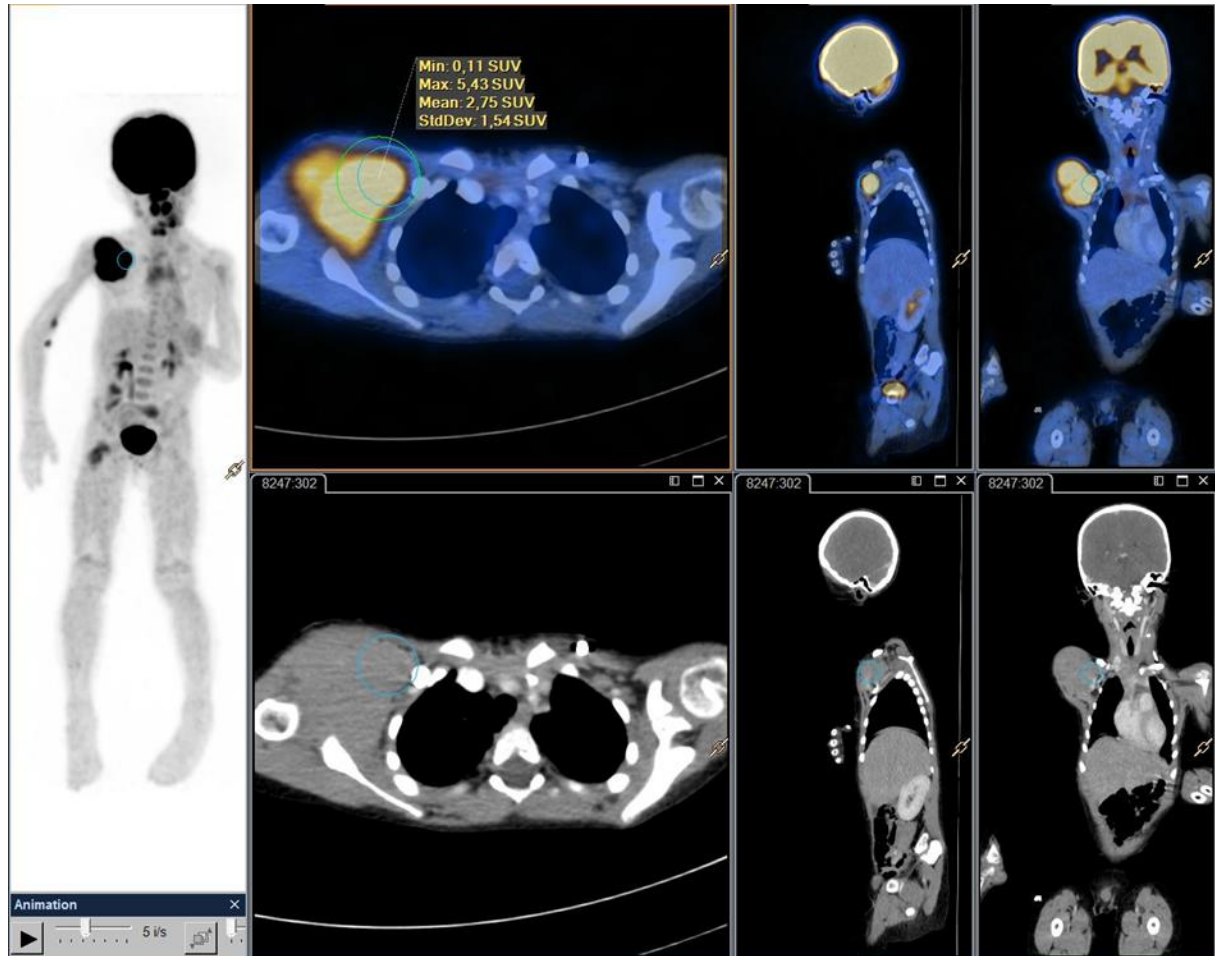
Scanner niveau 2-3: 80 kV; 30-150 mA AutomA / SmartmA; Index de bruit 35; Coupes 32 x 1,25mm; pas 0,984; temps de rotation 0,5 s; Matrice 512;

Reconstruction: ASIR 70%; filtre standard; épaisseur 2,5 mm/incrément 1,25 mm

IDSV 0,56 mGy; PDL: 79,17 mGy.cm

**Commentaire:** Atteinte articulaire évolutive des grosses articulations des membres

## Sarcome d'Ewing



Enfant de 6 ans. 17,4 kg, 112 cm, IMC 13,9.

TEP Philips ingenuity TOF64

Scanner niveau 3: 100kV, modulation de mAs (moyenne de 50 à 60mAs pour le poids), Epaisseur 2mm, increment 2mm, pas 0.7, temps de rotation 0.5s à l'acquisition

Reconstruction: Epaisseur 2mm, increment 1mm sur les reconstructions (abdo et poumon) Recon IDose 4

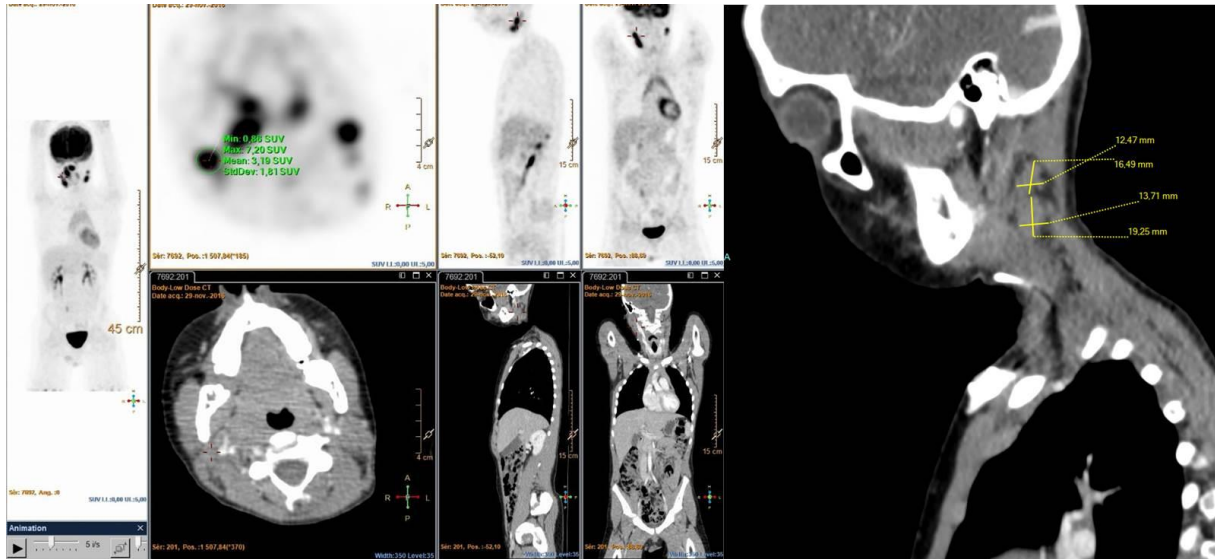
IDSV: 2 mGy; PDL 225 mGy.cm; Acquisition corps entier

Injection Xenetix 300 en 2 phases 25mL, pause 1'30 puis 10 mL (1 mL/ s), rinçage 10 mL (1mL/ s), acquisition dans la foulée

Rq : les quantités de Xenetix varient en fonction de l'âge et du poids du patient

**Commentaire** : Bilan d'extension initial d'un sarcome d'Ewing de l'épaule droite, métastatique osseux (aileron sacré gauche et fémur droit) ; activité thymique physiologique pour l'âge.

## Lymphome de Hodgkin



Enfant de 12 ans. 43 kg, 159 cm, IMC 17

Rechute ganglionnaire d'un lymphome cervical.

TEP Philips ingenuity TOF64

Scanner niveau 3: TDM 120 kV, modulation de mAs, Epaisseur 2mm, increment 2mm, pas 0.7, temps de rotation 0.5s à l'acquisition

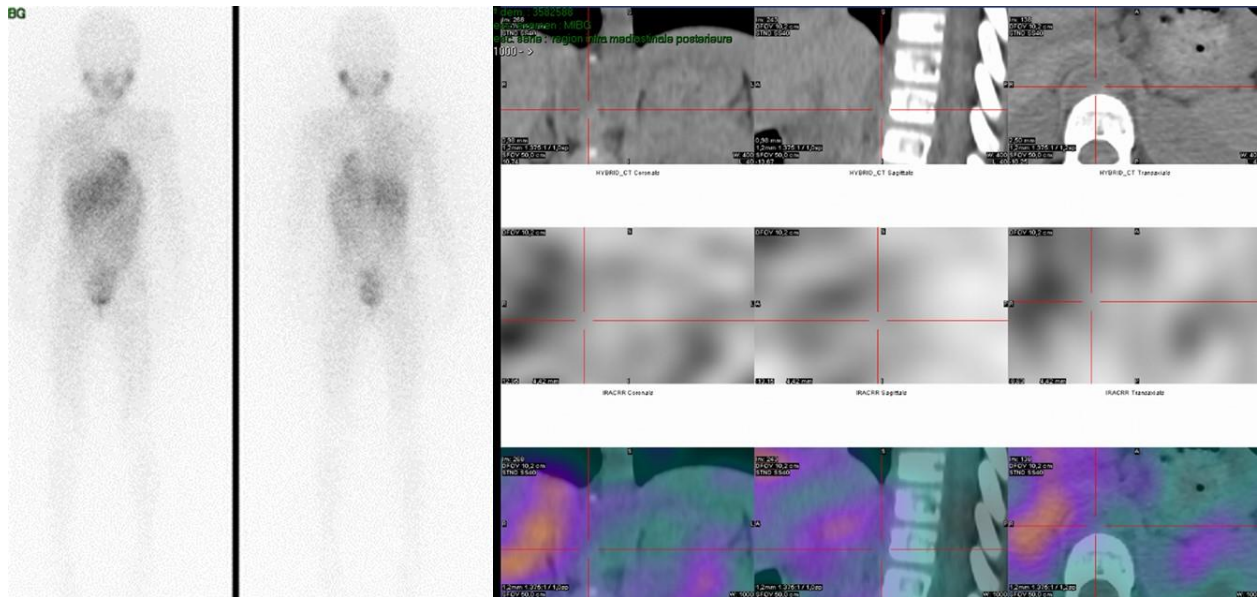
Reconstruction: Epaisseur 2mm, increment 1mm sur les reconstructions (abdo et poumon) Recon IDose 4

Injection de Xenetix 300, 80cc à 1.5 mL/s (1 phase car contexte lymphome) puis acquisition de type "portal"

IDSV 1,7 mGy; PDL 182 mGy.cm; Acquisition vertex/ mi cuisses

**Commentaire** : L'injection de PCI permet de mieux différencier les adénopathies des vaisseaux ou muscles et permet de mieux les mesurer (même si, pour ce dossier, une mesure équivalente était certainement faisable sans PCI)

## Neuroblastome



Enfant de 3 ans opéré d'un neuroblastome surrénalien droit, deux ans auparavant. Surveillance après chirurgie. (a) La Scintigraphie 123I-MIBG en mode TEMP/TDM ne retrouve aucune captation de la 123I-MIBG en lieu et place d'un tissu résiduel de l'espace infra médiastinal postérieur. Cette absence de captation est très difficile à analyser sur la scintigraphie 123I-MIBG en mode balayage corps entier (b).

Scintigraphie 123I-MIBG (methaiodobenzylguanidine) : injection IV lente sur un temps de 5 minutes au niveau du pli du coude droit de 90 MBq de 123I-MIBG (5 MBq/Kg de 123I-MIBG) selon les recommandations de l'EANM Pediatric Task Group. Poids : 17 kgs. Imagerie 24 h après injection

Caméra GE Health care Discovery NM 670 (2012)

Paramètres de la TEMP/TDM: 60 projections, mode continu (3°/pas, 25s/pas), matrice 128 x 128

Champ de vue thoraco-abdominal

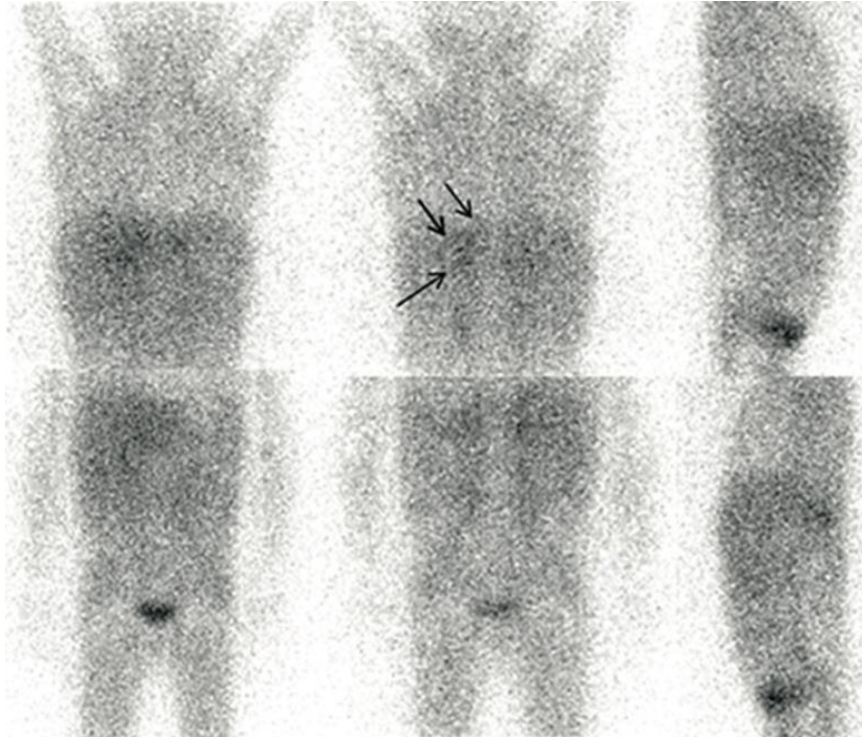
Scanner niveau 2

80 kV; 100 mA ; 16 coupes

Collimation 2,5 mm/incrément 1,25 mm 2.5/1.25 ; Pas et vitesse (pitch) : 1.375 ;

Reconstruction: ASIR 40% ; IDSV = 3.83 mGy ; PDL = 148 mGy.cm

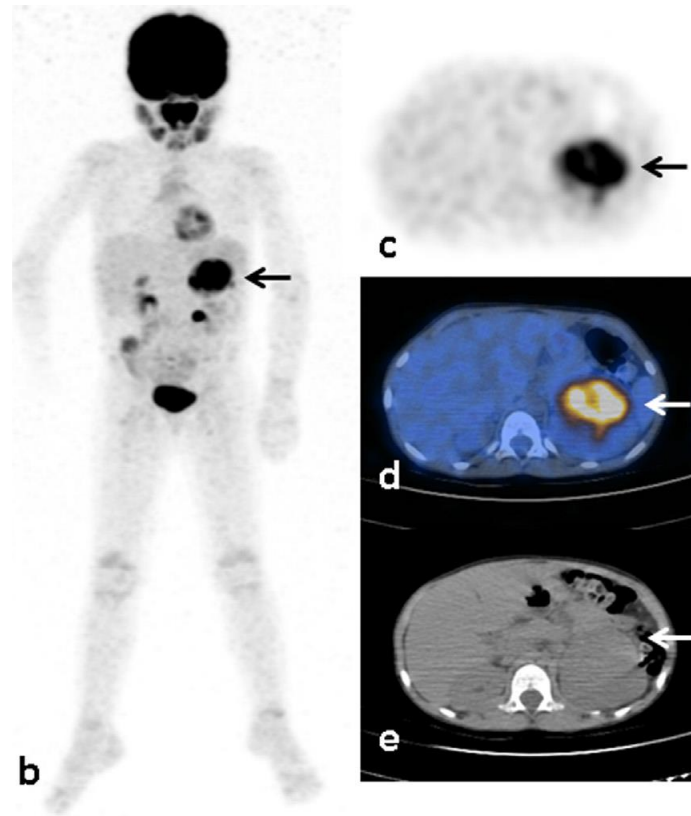
## Neuroblastome



Enfant de 6 ans présentant un neuroblastome surrénalien gauche découvert lors d'un bilan d'hypertension artérielle.

a : Scintigraphie 123I-MIBG (methaiodobenzylguanidine) : injection IV lente sur un temps de 5 minutes au niveau du pli du coude droit de 115 MBq de 123I-MIBG (5 MBq/Kg de 123I-MIBG) selon les recommandations de l'EANM Pediatric Task Group. Poids : 23 kgs. Imagerie réalisée 24 h après injection Caméra GE Health care Discovery NM 670 (2012)

Neuroblastome ne captant pas ou très peu la MIBG (flèches).



b-e : TEP/TDM corps entier au 18F-Fluorodeoxyglucose (18F-FDG) .Injection de 105 MBq de 18 FDG (18-Fluorodéoxyglucose) dans une veine du pli du coude gauche. Poids =23 Kgs ; 120 cms

Caméra TEP Philips Gemini GXLi 16 (2005). Imagerie 1 h après injection.

Neuroblastome de la loge surrénalienne gauche intensément hypermétabolique (SUVmax = 7.4), hétérogène, nécrotique. La TDM couplée permet ici la localisation.

Scanner niveau 2

16 coupes ; Acquisition corps entier ; 100kV, modulation de mAs (moyenne de 50 à 60mAs pour le poids) ; Reconstruction: Epaisseur 2.5mm, increment 1.25 mm sur les reconstructions (abdo et poumon)

IDSV = 5.3 mGy ; PDL = 175 mGy.cm

## **III. 8. PRODUITS DE CONTRASTE IODÉS (PCI)**

### **1. Introduction**

L'imagerie radiologique et notamment scanographique repose sur l'identification des différences de densité entre les tissus. Contrairement aux os et aux tissus aériques qui présentent spontanément un contraste élevé, la différence de densité entre les tissus mous est faible et le contraste spontané peu important. Le but de l'utilisation de produits de contraste iodés est d'augmenter ce contraste naturel par introduction d'un contraste artificiel.

L'utilisation de produits de contraste iodés n'est pas l'apanage des spécialistes de radiologie. En effet, de nombreuses spécialités injectent des PCI dans leur pratique quotidienne (Cardiologie, Chirurgie, Radiothérapie). L'administration de PCI en médecine nucléaire se conçoit dans le cadre de pratiques de TDM de niveau 3 et 4.

L'utilisation des PCI en médecine nucléaire dans le cadre des examens de TEMP/TDM ou TEP/TDM est soumise à l'évaluation pour chaque patient du rapport bénéfice-risque, tenant compte des examens qui ont déjà eu lieu, de leurs résultats et de leur disponibilité/accessibilité le jour de l'examen de MN. Les bénéfices attendus d'une injection de PCI sont une amélioration globale des performances diagnostiques de l'examen.

L'injection de PCI permet:

- d'explorer des zones anatomiques complexes comme la sphère ORL ou le pelvis
- de suivre la systématisation vasculaire (segmentation hépatique)
- de mieux délimiter les lésions
- d'améliorer la sémiologie radiologique de l'examen de médecine nucléaire
- de diagnostiquer des complications (maladie thromboembolique).

### **2. Réglementation**

Les produits de contraste sont considérés comme des médicaments, délivrés par un pharmacien uniquement sur prescription médicale. (Liste I).

L'HAS estime le service médical rendu comme important pour les PCI à faible osmolalité ou iso-osmolaire. Le service médical rendu est insuffisant pour les PCI à haute osmolalité utilisés par voie vasculaire. Le taux de remboursement est de 65%. Le coût extra-hospitalier d'un kit

comprenant 100 mL de PCI, les tubulures et seringue nécessaires à l'injection est d'environ 40-45 euros.

L'article R4351-2 du code de santé publique précise qu'un manipulateur est habilité à pratiquer l'administration de médicaments (PCI, radiopharmaceutiques) sous la responsabilité d'un médecin. Une prescription médicale individuelle ou un protocole écrit sont obligatoires. De plus, un médecin doit pouvoir intervenir à tout moment. La notion de présence dans la salle a disparu lors de la mise à jour. Le manipulateur participe aussi au recueil des informations du patient, des données nécessaires à la sécurité de l'examen et à la traçabilité des médicaments. Il peut réaliser en cas d'urgence les actes conservatoires nécessaires.

L'article L1142-1 du code de santé publique précise que les professionnels de santé ne sont responsables des conséquences dommageables d'actes de diagnostic qu'en cas de faute. Cette faute peut être recherchée à toutes les étapes de la prise en charge du patient (information et consentement, indication et réalisation de l'examen, interprétation et compte rendu, prise en charge des complications et surveillance). Le compte rendu doit comprendre un paragraphe technique avec le nom, la quantité, la voie d'administration, le numéro de lot et les éventuels effets secondaires liés à l'injection de PCI.

Tout centre utilisant les PCI doit disposer du matériel de réanimation et posséder les compétences pour traiter la survenue de réactions sévères à l'injection de PCI.

### **3. Mécanisme d'action du Produit de Contraste Iodé (PCI)**

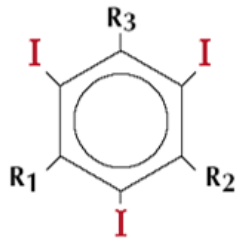
L'iode majore l'atténuation du faisceau de rayons X essentiellement par effet photo électrique essentiellement en raison du numéro atomique élevé de l'iode ( $Z=53$ ). L'absorption est directement corrélée à la concentration en iode présente.

#### **3.1. Structure chimique des PCI**

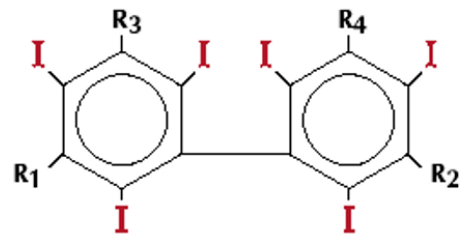
La structure de base des PCI est un noyau benzénique auquel sont rattachés 3 atomes d'iode en position 2, 4 et 6 et des chaînes latérales en position 1, 3 et 5. Ce sont elles qui confèrent la spécificité du produit.

Les PCI disponibles sont des monomères tri-iodés non ioniques (XENETIX, OPTIJECT, OPTIRAY, OMNIPAQUE, IOPAMIRON, IOMERON, ULTRAVIST) et un dimère hexa-iodé non ionique (VISIPAQUE).





*Monomère tri-iodé non ionique*



*Dimère hexa-iodé non ionique*

### 3.2. Caractéristiques physico chimiques des PCI

Les PCI sont caractérisés par :

- leur teneur en iode qui correspond à la concentration en iode exprimée en mg/ml
- la viscosité qui correspond à la résistance du liquide à l'écoulement et qui est directement liée à la teneur en iode, à la température, et à la nature de la molécule (s'exprime en mPa.S)
- l'osmolalité qui correspond au nombre de particules osmotiquement activées par kilogramme d'eau (exprimée en mOsm/kgH<sub>2</sub>O à 37°C). Elle conditionne en partie la diffusion du produit de contraste hors du vaisseau et dans le parenchyme et, par conséquent, sa rémanence vasculaire.
- l'hydrophilie : pour être injectable un PCI doit être hydrophile. L'hydrophilie est apportée par les radicaux –OH placés en périphérie de la molécule. Ils ont pour but d'empêcher les interactions entre le cycle benzénique et les protéines plasmatiques.

En pratique, sont utilisés en intravasculaire exclusivement des agents non ioniques de basse osmolalité ou iso-osmolaires.

### 3.3. Pharmacocinétique du PCI

Après injection, la distribution est rapide du fait du caractère hydrophile avec une phase vasculaire de l'ordre de quelques secondes et une phase interstitielle de l'ordre d'une minute correspondant à la diffusion du PCI vers le secteur interstitiel.

La diffusion tissulaire et le rehaussement des tissus dépendront de l'osmolalité du produit de contraste iodé.

Le PCI est éliminé par filtration glomérulaire.

#### 4. PCI et toxicité rénale

L'utilisation de PCI par voie vasculaire entraîne de façon quasi systématique une élévation de la créatininémie dans les 24h avec un pic vers le 4<sup>e</sup> jour et un retour au taux basal dans les 10 jours. Il est très important de signaler qu'il n'y a pas de contre-indication absolue liée à l'état rénal du patient. Le rapport bénéfices/risques est toujours à évaluer par le médecin avant d'injecter un PCI à un patient.

La toxicité rénale est la conséquence des effets osmotiques et de la viscosité, du fait de la concentration élevée du PCI dans l'urine, de la baisse du débit sanguin rénal qui fait suite à une hausse initiale de celui-ci et de la toxicité directe potentielle du PCI sur les cellules épithéliales tubulaires.

La néphropathie induite par les produits de contraste (NIPC) peut survenir en l'absence de tout antécédent mais elle est plus fréquente en cas d'insuffisance rénale chronique, de diabète, de déshydratation et de prise de traitement néphrotoxique. La NIPC se définit comme une altération aiguë de la fonction rénale après l'administration d'un produit de contraste en l'absence d'autres causes. Elle correspond à une augmentation de la Créatininémie  $\geq 44,2 \mu\text{mol/l}$  ( $\geq 0,5 \text{ mg/dL}$ ) ou 25 % au-dessus de la valeur initiale dans un délai de 3 jours après l'administration intravasculaire du produit de contraste.

La fonction rénale doit être vérifiée dans les jours précédant la réalisation de l'examen en cas d'insuffisance rénale connue, de pathologie rénale y compris pathologie tumorale ou transplantation, de diabète, de prise de médicament néphrotoxique, notamment chimiothérapie ou AINS, d'hypertension, de myélome et d'une façon générale chez tous les patients de plus de 65 ans.

#### **Tableau: Facteurs de risque d'insuffisance rénale aiguë après injection intra-vasculaire de PCI**

Insuffisance rénale préexistante +++
Antécédents rénaux : dialyse, greffon, rein unique, cancer, chirurgie
Diabète
Déshydratation
Myélome multiple

>65 ans
Pathologies cardiovasculaires dont HTA, hypoperfusion rénale
Hyperuricémie
Médicaments diurétiques et néphrotoxiques (AINS)
Injection intra-artérielle (sus-rénale)
Injections répétées de PCI dans un intervalle court (<3j)

Les facteurs de risque de l'insuffisance rénale induite par les PCI doivent être recherchés systématiquement. En leur présence, un dosage de la créatininémie (+/- urée) sera réalisé avant et 48 à 72h après l'injection de PCI et la clairance sera calculée selon la formule de Cockcroft. La prévention des complications rénales des PCI passe principalement par une hydratation parentérale au sérum salé isotonique préalable à l'examen.

Chez tous les patients, un intervalle de 3 à 5 jours entre deux injections successives de PCI est préférable.

On recommande de se situer à une semaine de la dernière chimiothérapie, d'arrêter les traitements néphrotoxiques comme les AINS et de procéder à une hydratation dans les 24 heures précédant et les 24 heures suivant l'examen (environ 2 litres d'eau riche en sodium et bicarbonates).

Chez les patients présentant un ou plusieurs facteurs de risque (Diabète, hypo/hypertension, âge, insuffisance cardiaque, hydratation, médicaments potentiellement néphrotoxiques) ou une clairance de la créatinine entre 30 et 60 ml/mn, une alternative à l'injection de PCI sera recherchée, des PCI de basse osmolalité doivent être employés.

Si la clairance de la créatinine est inférieure à 30 ml/mn, l'injection de PCI est a priori refusée en l'absence de nécessité absolue, situation exceptionnelle en médecine nucléaire.

Chez les patients dialysés, en cas d'hémodialyse ou de dialyse péritonéale, l'injection de PCI est programmée indépendamment des séances de dialyse, et il n'est pas nécessaire de prévoir une séance de dialyse supplémentaire sauf indication spécifique en particulier d'ordre volémique et/ou cardiovasculaire.

## **5. PCI et diabète**

Le risque est celui d'acidose lactique par diminution de la clairance rénale. En pratique, il est recommandé d'interrompre les médicaments contenant de la METFORMINE\* le jour de l'examen puis durant les 48 heures suivant l'administration de PCI et de ne les réintroduire qu'après vérification de la créatinine plasmatique en externe. Ceci implique de remettre au patient une prescription pour ce bilan et de définir qui va vérifier cette créatinine – habituellement le médecin traitant qui doit donc être informé (\* DIABAMYL, EUCREAS, GLUCOPHAGE, GLUCOVANCE, JANUMET, KOMBOGLYZE, METFORMINE, STAGID et VELMETIA).

## **6. PCI et fonction cardiaque**

L'impact potentiel sur la fonction cardiaque est lié à la surcharge volumique par augmentation du volume intra vasculaire due à l'osmolalité et à la quantité de produit de contraste injecté.

D'une façon générale, la tolérance des PCI est liée à l'osmolalité, à l'hydrophilie, mais aussi à la structure de la molécule et l'on recommande d'utiliser des produits non ioniques de basse osmolalité ou iso-osmolaires (VISIPAQUE 320 mg/150 ml).

## **7. PCI et thyroïde**

Les effets secondaires potentiels sur la thyroïde sont liés à la possible interférence de l'iode libre sous forme de iodures avec le métabolisme thyroïdien, la quantité de iodures associée à une injection de PCI est très supérieure aux apports alimentaires habituels (apports journaliers recommandés de 150 µg/jour).

Hypothyroïdie : elle peut s'observer notamment en cas de thyroïdite auto immune par absence d'échappement au blocage de l'organification (effet Wolff-Chaikoff).

Hyperthyroïdie : l'hyperthyroïdie non traitée est une contre-indication absolue à l'administration de PCI. Chez les patients aux antécédents d'hyperthyroïdie par maladie de Basedow ou goitre nodulaire, le PCI peut induire une hyperthyroïdie potentiellement délétère chez les patients âgés, notamment en cas d'antécédents cardiaques. Dans cette population, la contre-indication est relative et en cas d'utilisation de PCI, la fonction thyroïdienne doit être biologiquement évaluée dans la semaine qui suit l'administration du PCI et le patient doit être surveillé vis-à-vis de la survenue éventuelle de signes cliniques d'hyperthyroïdie. L'hyperthyroïdie traitée par antithyroïdien ne constitue pas une contre-indication

La réalisation d'une scintigraphie thyroïdienne ou l'administration d'un traitement par iode radioactif doivent précéder l'utilisation de PCI ou sinon doivent être retardées de l'ordre de 3 – 4 semaines.

L'utilisation de PCI chez la femme enceinte, outre le risque de dysthyroïdie chez la mère, pose le problème de leur passage au travers de la circulation materno-fœtale. La littérature est assez pauvre à ce sujet, il ne semble pas exister plus d'hypothyroïdie néonatale après exposition in utero aux PCI [1]. Par précaution, notamment vis-à-vis des effets à long terme, l'exposition d'un fœtus aux PCI doit être évitée autant que possible. Cet aspect explique en partie pourquoi la scintigraphie de ventilation/perfusion est préférée à l'angioscanner pour le diagnostic d'embolie pulmonaire chez la femme enceinte.

Si l'examen avec injection de PCI est réalisé après 12 semaines d'aménorrhée, la surcharge iodée ponctuelle peut bloquer la synthèse des hormones thyroïdienne et entraîner une hypothyroïdie transitoire avec des effets potentiels néfastes sur le développement cérébral. Le problème est identique pour l'utilisation des PCI chez les nouveau-nés, en particulier prématurés, qui présentent une glande thyroïde encore immature [2]. En cas d'exposition aux PCI pendant les périodes ante ou néo-natale, une surveillance de la fonction thyroïdienne est nécessaire pendant 3 à 4 semaines. A noter que l'utilisation des antiseptiques locaux à base de dérivés iodés, type povidone iodée, est à l'origine d'une surcharge iodée néfaste et est contre-indiquée chez le nouveau-né (<1 mois) et déconseillée chez la femme enceinte ou allaitante.

## **8. Allergie et PCI**

La seule contre-indication absolue à l'utilisation de PCI chez un patient est la présence d'un antécédent de réaction allergique non exploré en allergologie. Il n'y a pas d'allergies croisées entre l'allergie aux PCI, la povidone iodé (Bétadine) et les poissons ou autres fruits de mer.

En effet, ces réactions n'ont rien à voir dans leur déclenchement avec l'iode et ne sont pas à risque plus élevé que les autres allergies vis-à-vis d'une administration de PCI.

Il existe des réactions anaphylactiques (allergiques vraies) ou des réactions anaphylactoïdes aux PCI.

Les réactions d'hypersensibilité sévères de type anaphylactique reposent sur l'hypersensibilité de type 1 (anaphylaxie) avec une activation médiée par les IgE, la réaction survenant dans les minutes suivant l'administration de PCI. Les protocoles de prémédication n'empêchent pas les réactions graves. Une réaction allergique non grave peut précéder une réaction grave ; dans ce type

d'hypersensibilité, on observe une concentration d'histamine, de leucotriènes et de tryptase élevés au décours de l'épisode et/ou des tests cutanés positifs.

Les réactions d'hypersensibilité non immunologiques de type « anaphylactoïde », les plus fréquentes, habituellement peu graves sont issues d'une stimulation directe plutôt que d'une activation médiée par les IgE ; elles peuvent donc survenir dès la première administration et habituellement leur gravité n'est pas plus importante en cas de ré-administration. Dans ce type d'hypersensibilité, les tests cutanés sont négatifs et les concentrations d'histamine et de tryptase sont normales

La survenue d'une réaction d'hypersensibilité d'une façon générale est d'autant plus fréquente qu'il existe un antécédent de réaction suite à l'administration de PCI qui augmente beaucoup le risque de survenue d'une complication du même type, de la même façon qu'un terrain atopique avec antécédent d'asthme, de dermatite ou d'urticaire. Toute réaction d'hypersensibilité immédiate doit faire l'objet d'un bilan allergologique.

Il faut faire la part des choses dans les antécédents. La notion d'une allergie avec symptomatologie mineure n'augmente pas le risque global de même qu'un asthme contrôlé par le traitement ne constitue pas une contre-indication. A l'inverse, une atopie sévère avec multiples allergies voire antécédent anaphylactique nécessite la réalisation d'un bilan spécifique en soulignant qu'un antécédent de réaction anaphylactique à un autre médicament ne constitue pas un facteur de risque pour une réaction anaphylactique après PCI

La notion d'allergie à l'iode doit être explicitée ; l'allergie au PCI n'a rien à voir avec l'iode (notion classique et erronée d'allergie à l'iode) et il faut faire la part des choses entre un antécédent d'allergie lors d'une administration de PCI iodé et un antécédent d'allergie lors d'une consommation de fruits de mer ou une allergie à la Bétadine iodée ou apparentés. En effet, ces réactions n'ont rien à voir dans leur déclenchement avec l'iode et ne sont pas à risque plus élevé que les autres allergies vis-à-vis d'une administration de PCI iodé.

Les réactions sont immédiates ou tardives. Les réactions immédiates qui surviennent habituellement dans l'heure et souvent dans les 5 premières minutes sont représentées par des signes cutanés (urticaire, érythème, signes digestifs, dyspnée et signes cardio-vasculaires, hypotension et tachycardie voire collapsus cardio vasculaire ; les réactions tardives qui peuvent survenir entre 1H et 1 semaine après sont essentiellement cutanées. L'évaluation de la gravité repose sur la classification de Ring et Messmer avec 4 grades de I à IV en fonction des signes observés. Les prémédications n'ont pas fait la preuve de leur efficacité sur les accidents graves.

La prise en charge de ces complications fait appel à l'arrêt de l'injection de PCI, l'appel au médecin réanimateur, au conditionnement du patient, au remplissage vasculaire et à l'adrénaline en cas de bronchospasme sévère ou d'hypotension : 0.1 mg par 0.1 mg en IV toutes les 1 à 2 minutes suivant la réponse (ampoule de 1 mg diluée dans 10 ml) ou 1 mg en sous-cutané si pas de voie veineuse.

Les équipes doivent être vigilantes de façon à détecter le plus tôt possible la survenue de ce type de complication et une procédure écrite doit être disponible. Il est PRIMORDIAL que l'ensemble de l'équipe (MER et MN) soient parfaitement formés à la problématique (incluant : technique de préparation, techniques d'injections, gestes et CAT réflexes paramédicaux et médicaux en cas d'incident ou d'accident, présence et connaissance du chariot d'urgence et de sa mise en œuvre, formation continue aux gestes de premiers secours, procédures d'appel des équipes de réanimation (incluant les exercices en milieu hospitalier public ou libéral.

**Tableau: Critères de Sampson et al. [3]. Une anaphylaxie est probable quand l'une de ces trois situations cliniques apparaît brutalement.**

<p>1 Installation aiguë (minutes à quelques heures) d'une atteinte cutanéomuqueuse de type urticarienne<sup>a</sup></p> <p>ET au moins un des éléments suivants :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Atteinte respiratoire<sup>b</sup></li> <li>- Hypotension artérielle ou signe de mauvaise perfusion d'organes<sup>c</sup></li> </ul>
<p>2 Au moins deux des éléments suivants apparaissant rapidement après exposition à un probable allergène pour ce patient (minutes à quelques heures) :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Atteinte cutanéomuqueuse<sup>a</sup></li> <li>- Atteinte respiratoire<sup>b</sup></li> <li>- Hypotension artérielle ou signe de mauvaise perfusion d'organes<sup>c</sup></li> <li>- Signes gastro-intestinaux persistants<sup>d</sup> (douleurs abdominales, vomissements,etc.)</li> </ul>
<p>3 Hypotension artérielle après exposition à un allergène connu pour ce patient (minutes à quelques heures) :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- De 1 mois à 1 an, PAS &lt; 70 mmHg</li> </ul>

- De 1 à 10 ans, PAS < 70 + (2 x âge) mmHg
- De 11 à 17 ans, PAS < 90 mmHg
- Adulte, PAS < 90 mmHg ou baisse de plus de 30 % par rapport à sa valeur habituelle

PAS : pression artérielle systolique

<sup>a</sup> Eruption généralisée, prurit, flush, œdème des lèvres, de la langue ou de la luette, etc.

<sup>b</sup> Dyspnée, bronchospasme, hypoxémie, stridor, diminution du débit expiratoire de pointe, etc.

<sup>c</sup> Syncope, collapsus, hypotonie, incontinence.

<sup>d</sup> Le groupe (22) propose d'entendre par « persistant » une symptomatologie encore présente au moment du contact médical.

## 9. Extravasation de PCI

Une extravasation correspond à l'issue du PCI hors de la lumière vasculaire avec diffusion dans les tissus interstitiels.

Une extravasation est généralement bien tolérée mais peut être source de douleurs, de complications sévères à type d'ulcérations cutanées, de lésions de nécrose tissulaire ou de survenue de troubles de la perfusion distale par syndrome des loges ; la gravité dépend notamment de la quantité de PCI ayant diffusé, de l'osmolalité du PCI, de la faible abondance de tissu sous cutané et de la présence de troubles trophiques.

Afin de prévenir l'extravasation de PCI, il faut éviter d'utiliser une voie veineuse déjà en place, préférer une veine du pli du coude et éviter la main ou le pied, éviter toute compression du membre perfusé et surveiller le début d'injection (surveillance visuelle et tactile en particulier chez les enfants et les patients ayant une altération de la conscience). La voie veineuse doit être testée par l'injection de sérum physiologique avant le passage du produit de contraste. Il est important de prévenir le patient de se manifester en cas de douleur au site d'injection et de stopper rapidement l'injection si besoin.

En cas d'extravasation, il conviendra d'interrompre immédiatement l'administration du PCI, de tenter d'aspirer le produit extravasé par le cathéter, de surélever le membre concerné et d'appliquer de la glace pendant au moins 20 minutes (une poche spécifique de type PHYSIOPACK doit être conservée dans un congélateur et en l'absence on utilisera de la glace sans contact direct entre la



glace et le membre). La surveillance devra s'exercer dans les heures qui suivent jusqu'au lendemain et il faudra donc définir qui effectue cette surveillance selon si le patient est hospitalisé ou non.

Les signes de gravité doivent être recherchés : syndrome des loges, troubles vasculaires, neurologiques, trophiques. Un volume >100mL surtout si un PCI à forte charge osmotique a été utilisé est un signe de gravité. En cas de complication un avis chirurgical doit être demandé. Les complications graves des extravasations restent rares. Cette complication doit faire l'objet d'une déclaration d'accident et d'une déclaration en pharmacovigilance.

## **10. PCI et correction d'atténuation**

Initialement, il avait été mis en avant que le PCI en augmentant la densité vasculaire et celle des tissus était à l'origine d'une sur-correction d'atténuation et qu'il fallait donc en parallèle à une acquisition avec PCI réaliser un scanner de niveau 1 dit de correction d'atténuation. Or, il a été montré que cette variation de la quantification (SUV) sur certains tissus sains comme le foie n'avait pas d'impact sur les lésions elles-mêmes tant vis-à-vis de l'analyse visuelle que de la SUV, et ce, quelle que soit la concentration en iode du PCI [4]. Cela a été démontré en TEP avec le FDG et le FES, et en TEMP, notamment avec l'Octréotide.

## **11. Mise en œuvre pratique de l'injection de PCI**

Il est rappelé l'importance de l'information délivrée au patient dès sa prise de rendez-vous. Une information préalable écrite sous forme de fiche (Annexe 1) doit être complétée le jour même par une information orale. L'obtention d'un consentement éclairé est obligatoire. Un questionnaire listant les contre-indications à l'injection de PCI et les facteurs de prédispositions aux complications aide à repérer les patients ne devant pas être injecté (Annexe 1). Ces fiches ont été adaptées aux pratiques de médecine nucléaire à partir de celles du CIRTACI, comité interdisciplinaire de recherche et travail sur les agents de contraste en imagerie, disponibles sur le site internet de la société française de radiologie.

Pour rappel, parmi les précautions à prendre pour prévenir l'insuffisance rénale liée aux PCI, il faut limiter leur utilisation chez les patients à risque et/ou présentant une clairance de la créatinine inférieure à 60mL/mn. Le dosage de la créatininémie doit être récent (inférieur à 3 mois, voire 1 mois) et peut être effectué en laboratoire ou directement en salle à l'aide d'un lecteur capillaire. Chaque injection de PCI doit être espacée de 5 jours. L'hydratation du patient avant et après l'injection du PCI est importante. Les patients diabétiques sont particulièrement à risque

d'insuffisance rénale. Pour éviter la survenue d'une acidose lactique par diminution de la clairance de la metformine, ce traitement et ses dérivés doivent être arrêtés pendant 48h après l'injection et réintroduit après contrôle de la fonction rénale.

Après l'administration d'un produit de contraste, le patient doit rester en observation au moins 30 minutes, car la majorité des effets indésirables graves surviennent dans ce délai. Le patient doit être prévenu de la possibilité de réactions retardées (jusqu'à 7 jours).

Deux paramètres doivent être définis pour l'injection de PCI : le volume de PCI à administrer et le débit de l'injection.

Le volume d'iode, et donc de produit de contraste, doit être adapté au poids du patient. Le débit d'injection, quant à lui, conditionne à quantité injectée constante, l'intensité du pic de rehaussement et sa durée ; contrairement aux examens proprement vasculaires, un rehaussement vasculaire prolongé est à préférer pour la réalisation des examens TEP, soit des débits de l'ordre de 2 mL/s au lieu de 4 mL/sec.

On pourra utiliser par exemple pour les adultes 120 ml de produit de contraste VISIPAQUE 320 mg d'I/mL sans dépasser 150 mL et pour les examens pédiatriques, préférer VISIPAQUE 270 mg d'I/mL, 2-3 mL/kg jusqu'à 50mL, le volume dépendant de l'âge, du poids et de la pathologie.

On pourra également utiliser du XENETIX 300 (300 mg d'I/mL) chez l'adulte et également en pédiatrie à la dose moyenne de 1,9 mL/kg sans dépasser 150 mL ou encore de l'OPTIJECT (300 mg d'I/mL), uniquement chez l'adulte, sans dépasser 150 mL.

Les patients de médecine nucléaire sont principalement des patients fragiles (cancer, diabète, âge...) et peuvent avoir un capital veineux altéré. Les PCI iso-osmolaires sont mieux tolérés et posent moins de problème en cas d'extravasation. Plus le diamètre du cathéter utilisé est grand plus le débit d'injection du PCI pourra être élevé et meilleure sera la qualité du bolus artériel. On utilisera idéalement un cathéter rose 20 G ou, à défaut, un cathéter bleu 22 G ; l'utilisation de cathéters de diamètre moindre est déconseillée.

**Tableau: Correspondance entre diamètre des cathéters et débit d'injection**

<b>Catheter</b>	<b>Débit max 300 psi max</b>
Jaune 24G	1 mL/s
Bleu 22G	3 mL/s
Rose 20G	5 mL/s
Vert 18G	8 mL/s
PICC-line	4-5 mL/s

Deux autres éléments sont introduits en marge de l'injection proprement dite du PCI :

1. lors de la pose du cathéter, en cabine ou sur la table d'examen, le manipulateur vérifiera la voie veineuse en injectant du sérum physiologique afin de s'assurer de l'efficacité de la voie veineuse avant l'administration du PCI
2. à la fin de l'examen, le manipulateur veillera à bien rincer la veine avec du sérum physiologique avant de retirer le cathéter car le produit de contraste, de par sa viscosité, pourrait provoquer un thrombus dans un cathéter, surtout si le produit a été injecté chez un sujet hospitalisé par l'intermédiaire de sa perfusion.

### **11.1. Temps d'acquisition après injection du PCI**

Plusieurs temps d'acquisition, réalisables individuellement ou successivement sont définis par rapport à l'injection du PCI :

1. temps sans contraste, « à blanc », qui permet lorsque c'est nécessaire d'évaluer la densité spontanée d'un tissu ou d'une lésion (typiquement pour les lésions surrenaliennes) et d'évaluer l'intensité de son rehaussement après injection du PCI.
2. temps artériel. C'est un temps très précoce (quelques secondes), destiné à établir une cartographie vasculaire artérielle et étudier le rehaussement précoce d'un organe ou d'une lésion. Il est obtenu par identification en temps réel de l'atteinte d'un seuil de rehaussement prédéfini au sein d'une ROI positionnée dans un vaisseau artériel. L'arrivée du bolus artériel peut être détectée par la réalisation de coupes successives dans le temps à intervalle régulier juste en amont de la structure vasculaire d'intérêt (Smartprep - GE®, CARE - bolus Siemens®, Bolus Track - Philips®). Le démarrage de l'acquisition est préférentiellement effectué manuellement sous contrôle visuel. L'alternative est l'utilisation d'une ROI dans la lumière vasculaire avec seuil de densité (150 -200 UH). En MN, ce temps relève souvent du niveau 4.
3. temps interstitiel, portal ou veineux. C'est le temps parenchymateux, notamment destiné à l'étude des lésions hépatiques et des ganglions. L'acquisition se fait 60-70 secondes après injection du PCI. Il s'agit du temps préférentiel utilisé en MN pour des scanners de niveau 3 ou 4.
4. temps tardif défini en fonction des indications ; typiquement 3 min au niveau du foie ou 10 minutes après injection pour les lésions surrenaliennes. En MN, ce temps relève du niveau 4.

D'une façon générale, plusieurs approches sont envisageables vis-à-vis de l'administration du produit de contraste couplé à un examen TEP :

1. soit une seule acquisition : elle s'effectue entre 50 et 60 secondes après le début de l'injection ce qui constitue un compromis entre temps artériel et temps portal. C'est ce temps d'acquisition qui est le plus couramment utilisé notamment pour l'exploration des lymphomes.
2. soit l'utilisation d'un ou plusieurs temps d'acquisition spécifiques en cas d'exploration ciblée d'une lésion ou d'un organe. Lorsqu'une acquisition vasculaire spécifique est nécessaire,

Concernant le sens d'acquisition des hélices, l'acquisition la plus commune en médecine nucléaire est l'acquisition cranio-caudale.

### **11.2. Exemples de protocoles d'injection de PCI :**

#### 1) Compromis temps artériel-temps portal

##### *1 seule hélice injectée*

- 1 phase test au sérum physiologique de 20 ml manuel ou automatique
- 1 phase contraste de 140 ml maximum (à adapter selon le poids du patient) à 2 ml/sec
- 1 rinçage au sérum physiologique manuel ou automatique de 20 ml, en trois temps à débit différent, après la dernière acquisition pour rincer le cathéter sans altérer la qualité de l'image

#### 2) Protocole spécifique pour l'exploration de la sphère ORL

L'étude des pathologies ORL requiert un contraste élevé entre les tissus normaux et pathologiques (tumoraux) ainsi qu'un balisage vasculaire.

L'injection peut donc se faire en 2 temps.

##### *Hélice injectée mêlant phase d'imprégnation et vasculaire*

- 1 phase test au sérum physiologique de 20 ml manuel ou automatique

- 1 phase d'imprégnation de 50 ml à 1 ml/sec sans acquisition
- 1 pause de 30 secondes
- 1 phase de contraste de 30 ml à 2 ml/sec à la fin de laquelle on acquiert les images
  
- 1 phase de sérum physiologique en injection manuelle ou automatique de 20 ml, en trois temps à débit différent, après la dernière acquisition pour rincer le cathéter sans altérer la qualité image

*Variante: acquisition en fin d'examen d'un pas ORL*

Une acquisition complémentaire en fin d'examen les bras le long du corps (épaules baissées, menton relevé, respiration lente, sans déglutir) peut être effectuée avec un balisage vasculaire. Pour ce faire, une quantité de 20mL de PCI est mis de côté (à partir du volume initial utilisé pour le TAP) pour une injection lente à 2mL/s avec une acquisition à 15s de la fin de l'injection. Cette acquisition TDM est suivie par l'acquisition TEP dédiée ORL. Cette injection en deux phases permet une imprégnation tissulaire (1<sup>ère</sup> injection pour les acquisitions thoracique et cervico-thoraco-abdomino-pelvien CTAP) et un balisage vasculaire (2<sup>ème</sup> injection pour l'acquisition ORL).

### 3. Exploration des pathologies abdominales

Afin de mieux explorer le système digestif et les structures adjacentes (péritoine, mésentère, ovaire...), il peut s'avérer utile d'administrer par voie orale des solutés pour distendre les structures digestives et améliorer le contraste. Des agents dits positifs à base de PCI hydrosoluble dilué (GASTROGRAFINE®, TELEBRIX GASTRO®) ou à base de baryte à faible concentration (MICROPAQUE®) peuvent être utilisés. Des agents dits neutres, comme l'eau, pure ou mélangée à des substances limitant sa réabsorption (mannitol, polyéthylène glycol, méthylcellulose ou gomme de caroube) permettent d'obtenir un contraste négatif avec les parois digestives. En pratique, un balisage du duodénum ne nécessite que 2 à 3 verres d'eau juste avant l'examen alors qu'une bonne visualisation du grêle nécessite une prise de 900 à 1800 mL de liquide pendant la phase de captation. La présence d'une concentration importante de baryte dans le tube digestif, soit par l'utilisation d'une solution trop concentrée, soit au niveau du colon en raison de la réabsorption d'eau, peut entraîner des artefacts de surcorrection [5]. L'utilisation d'agents neutres est donc préférable en particulier si une injection intraveineuse de PCI est prévue. Il faut toutefois vérifier l'absence de contre-indications (comorbidités telles qu'insuffisances rénale ou cardiaque) et prendre en compte le possible effet diurétique associé.

## 12. Références

- [1] Williams FLR, Watson J, Day C, Soe A, Somisetty SK, Jackson L, et al. Thyroid dysfunction in preterm neonates exposed to iodine. *J Perinat Med*. 2017 Jan 1;45(1):135–43.
- [2] Ahmet A, Lawson ML, Babyn P, Tricco AC. Hypothyroidism in neonates post-iodinated contrast media: a systematic review. *Acta Paediatr Oslo Nor 1992*. 2009 Oct;98(10):1568–74.
- [3] Gloaguen A, Cesareo E, Vaux J, Valdenaire G, Ganansia O, Renolleau S, et al. Prise en charge de l’anaphylaxie en médecine d’urgence. Recommandations de la Société française de médecine d’urgence (SFMU) en partenariat avec la Société française d’allergologie (SFA) et le Groupe francophone de réanimation et d’urgences pédiatriques (GFRUP), et le soutien de la Société pédiatrique de pneumologie et d’allergologie (SP2A). *Numéro Spéc Anaphyl*. 2017 Dec 1;57(8):595–614.
- [4] Aschoff P1, Plathow C, Beyer T et al. Multiphase contrast-enhanced CT with highly concentrated contrast agent can be used for PET attenuation correction in integrated PET/CT imaging. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2012 Feb;39(2):316-25.
- [5] Dizendorf E, Hany TF, Buck A, von Schulthess GK, Burger C. Cause and magnitude of the error induced by oral CT contrast agent in CT-based attenuation correction of PET emission studies. *J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med*. 2003 May;44(5):732–8.

## **Exemple de fiche d'information et de questionnaire relatif aux PCI**

Afin d'améliorer les performances diagnostiques de votre examen de médecine nucléaire, un produit contraste-vous sera administré.

Vous trouverez ci-joint une ordonnance :

Il s'agit d'une analyse de sang (dosage de la créatinine) à faire dans un laboratoire, dont le but est de vérifier le bon fonctionnement de vos reins.

Cette analyse est facultative si elle a déjà été réalisée dans les 15 jours qui précèdent votre examen. Les résultats de cette analyse doivent être apportés le jour de l'examen.

Le jour de l'examen, n'oubliez pas d'apporter :

- Ce questionnaire rempli et signé
- La liste écrite de vos médicaments
- Le résultat de l'analyse de sang (créatininémie)

Le produit de contraste iodé est habituellement bien toléré, mais peut entraîner une impression de chaleur dans le corps, normale, qui disparaît rapidement. Toutefois, comme tout médicament, de rares effets indésirables peuvent se manifester :

- Une irritation locale au niveau de la veine dans laquelle le produit a été injecté, réaction d'intolérance transitoire et sans gravité au niveau de la peau et des muqueuses (rougeur, éruption, œdème) pouvant s'observer plus facilement chez les patients ayant déjà manifesté une intolérance à ce type de produit ou présentant des antécédents allergiques.
- Une réaction d'intolérance plus sévère pouvant se traduire par des troubles cardiorespiratoires et nécessiter un traitement urgent.
- Une complication rénale en cas de maladie fragilisant le rein (insuffisance rénale, diabète...)

## Questionnaire relatif aux Produits de Contraste Iodés

Afin de pouvoir vous administrer le produit contraste iodé, nous vous invitons à répondre attentivement aux questions suivantes (entourer la réponse choisie) :

- Avez-vous ou avez-vous eu des problèmes d'allergie (asthme par exemple) ou une réaction particulière lors d'un examen radiologique **OUI / NON**
- Avez-vous une maladie cardiaque, pulmonaire, rénale ? **OUI / NON**
- Êtes-vous diabétique ? **OUI / NON**
- Si oui prenez-vous des médicaments tel que Diabemyl, Eucréas, Glucophage, Glucovance, Janumet, Komboglyse, Metformine, Stagid, Velmetia? **OUI / NON**
- Récemment avez-vous bénéficié d'un scanner, une artériographie ou une coronarographie ? **OUI / NON**
- Si oui, date de cet examen :

D'une manière générale, n'hésitez pas à fournir tout renseignement qui vous paraîtrait important à communiquer et à nous informer de toute maladie sérieuse.

Je, soussigné(e), reconnait que la nature de l'examen ainsi que ses risques et avantages m'ont été expliqués en termes que j'ai compris et qu'il a été répondu de façon satisfaisante à toutes les questions que j'ai posées, et ai personnellement rempli cette fiche et donné mon accord pour que l'examen soit réalisé.

**Date et signature:**

PS : Cette fiche d'information n'est pas une décharge de responsabilité, elle certifie simplement qu'une information loyale a été réalisée.



## Exemple de "check list" avant injection de PCI

- **Pas d'allergie aux PCI**
- Clairance de la créatinine de moins de 1 mois :  
**> 60 ml/ min** en MDRD (ou CKD-EPI)
- Pas de TDM injectée dans les **5 jours précédents**.

Si TDM injectée > 5 jours, avoir une clairance réalisée après cet examen.



Si **DIABETIQUE** sous :

**METFORMINE, GLUCOPHAGE, GLUCINAN, STAGID,  
DIABEMYL**

Arrêter le traitement pendant **48h** après l'injection

## Exemple de Fiche information "Extravasation"

Au décours de votre examen, une petite quantité de produit de contraste iodé est restée dans votre bras.

**Produit Injecté :** .....

**Quantité extravasée :** .....

Cette extravasation n'a aucun critère de gravité, mais vous devrez observer quelques consignes de sécurité pendant les prochaines **24H**

- *Surveillance fréquente du membre concerné.*
- *Application de glace 10 minutes toutes les heures pendant 6H si l'œdème est toujours présent.*
- *Elévation du membre pendant 2 à 3 H après l'injection, si possible.*
- *Appel de votre médecin traitant ou consultation aux urgences en cas de :*
  - *Apparition de douleurs*
  - *Perte de sensibilité ou apparition de fourmillement*
  - *Changement de couleur de la peau au site d'injection .*

**Pour tous renseignements complémentaires , vous pouvez contacter le**  
**secrétariat au .....**

A , le ..../..../....

Dr

## Exemple de Fiche information "Allergie PCI"

Suite à votre examen, les réactions que vous avez présentées sont en rapport avec une allergie au produit de contraste iodé.

Ces réactions n'ont pas de critères de gravité, cependant il est **IMPERATIF** de *ne plus utiliser le produit concerné* et de *mentionner ces réactions lors de vos prochains examens d'imagerie*

en Médecine Nucléaire et en Radiologie.

**Produit Injecté : .....**

Afin de faire un bilan complet, il est également important de prendre rendez-vous en consultation d'allergologie environ **6 semaines après la réaction**.

Ceci afin de confirmer l'allergie et de connaître quel produit vous pourrez utiliser à l'avenir.

**Secrétariat Consultation Allergologie : .....**

En cas d'apparition ou d'aggravation des symptômes, recontactez votre médecin traitant afin qu'il adapte votre traitement.

Document à conserver et à montrer à vos différents intervenants.

**Pour tous renseignements complémentaires , vous pouvez contacter le**  
**secrétariat au .....**

A , le ..../..../....  
Dr



### III.9. PIÈGES ET ARTEFACTS / TRUCS ET ASTUCES

Les artefacts résultent d'une discordance entre les valeurs de densité estimées de l'image reconstruite et les valeurs réelles d'atténuation. Ils peuvent provenir d'une multitude de sources différentes (patient, matériel, algorithme, physique du rayonnement X) et entraîner une dégradation significative de la qualité des images TDM avec le risque de fausser aussi la correction d'atténuation en TEP ou TEMP.

#### 1. Artefacts liés au patient

##### 1.1. Défaut de centrage

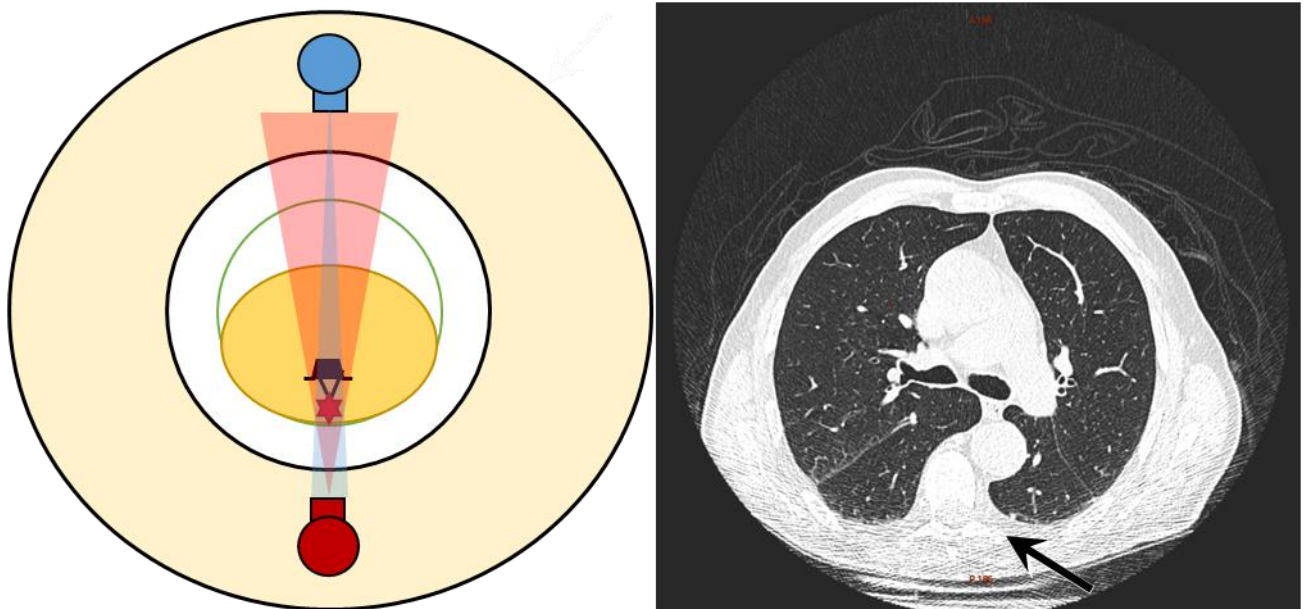


Figure 1 : Défaut de centrage accentuant le bruit au niveau de la partie postérieure de l'image (flèche).

#### **Aspect :**

Stries, bruit au niveau de la partie la plus externe du champ de vue

#### **Raison :**

Mauvais positionnement, géométrie des projections, algorithme de reconstruction

La projection d'un même objet est variable en fonction de sa position par rapport au foyer du tube à rayons X.

#### **Solution :**

Vérifier le bon positionnement du patient (lasers, topogrammes de face et latéral) au centre du champ de vue avant de démarrer l'acquisition

## 1.2. Projections incomplètes ou artefact de troncature

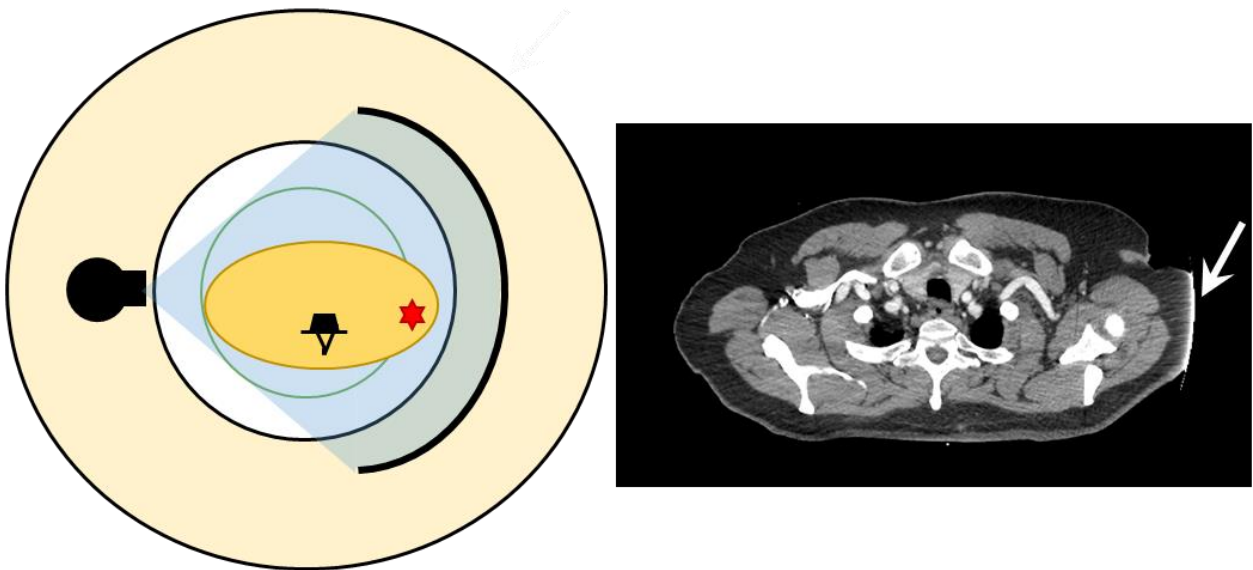


Figure 2 : Tissus mous de l'épaule gauche sortant du champ de vue d'acquisition (cercle vert) et entraînant un artefact de troncature (flèche).

### **Aspect :**

Voxels claires en limite de champ lorsque l'objet dépasse le champ de vue d'acquisition

### **Raison :**

Structure (obésité sévère, bras le long du corps, tuyaux...) en-dehors du champ de vue d'acquisition mais traversée par le faisceau X entraînant des projections incomplètes (artefact de troncature).

### **Solution :**

Utilisation d'algorithmes extrapolant les données pour permettre de reconstruire un champ de vue plus grand que celui de l'acquisition (>50 cm).

**Astuce:** dans tous les cas, positionner l'objet d'intérêt (organe à explorer) au centre du champ de vue ou au plus proche de la table d'examen pour s'assurer qu'il soit dans la zone explorée.

### 1.3. Manque de photons

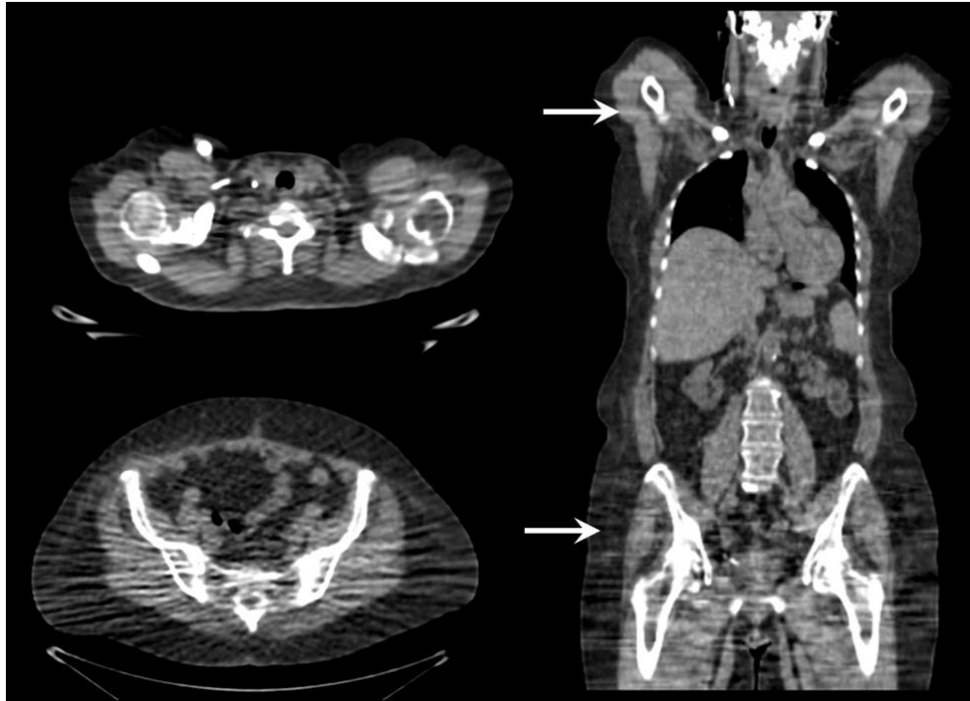


Figure 3 : Stries et bruits (flèches) en rapport avec un manque de photons aux niveaux des parties les plus larges et denses du patient (épaules et bassin) sur une acquisition TDM de niveau 1 (TEP GE Discovery 710 Elite ; 40mm ; 64 -128 coupes ; Acquisition : 120 kV ; 10 mA fixe ; 64 x 0,625mm ; pas 1,375; temps de rotation 0,5 s ; Matrice 512 ; PDL : 28,58 mGy.cm ; IDSV 0,31 mGy ; Reconstruction : ASIR 50% ; filtre Q AC ; épaisseur 3,8 mm/incrément 3,3 mm).

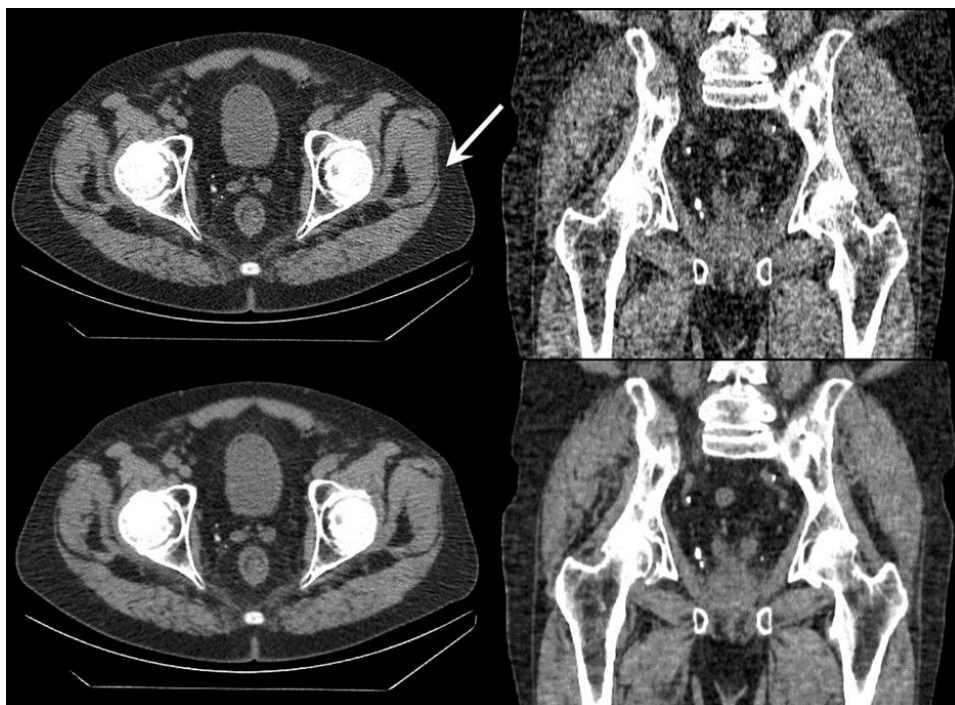


Figure 4 : Stries et bruits, notamment à hauteur des hanches (flèche), pouvant être diminués lors de la reconstruction avec un algorithme itératif (1<sup>ère</sup> rangée d'images : reconstruction par rétroprojection filtrée ; 2<sup>ème</sup> rangée d'images : reconstruction par l'algorithme ASiR<sup>®</sup> 100%).

**Aspect :**

Stries, bandes de bruits

**Raison :**

Défaut d'information lié à un manque de photons transmis, particulièrement dans les projections latérales (asymétrie du corps humain) au niveau des épaules et du bassin

**Solution :**

Utilisation de la modulation automatique du courant et du filtrage adaptatif

Augmenter le nombre de photons détectés en augmentant les mA, le temps de rotation du tube, les kV

Utiliser un filtre plus "lissant", augmenter l'épaisseur de coupe

Utiliser un algorithme de reconstruction itérative

**Astuce:** Chez un patient obèse couché sur le dos, les tissus graisseux sous cutanées et mammaires ont tendance à se positionner latéralement, augmentant encore plus l'épaisseur et donc l'atténuation des photons sur les projections de profil. Il peut s'avérer utile de mettre en place une contention (draps, soutien-gorge) pour les maintenir en antérieur, l'épaisseur étant moindre dans l'axe antéro-postérieur.

**1.4. Artefact de mouvement**

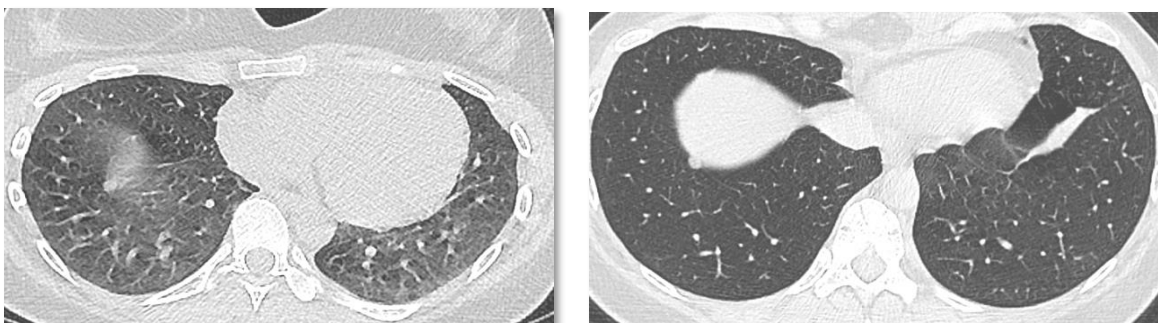


Figure 5 : Artefacts de mouvements des bases pulmonaires (image de gauche), non retrouvés sur une acquisition en inspiration bloqué (image de droite).

**Aspect:**

Flou cinétique, bavures, stries, dédoublement des structures



**Raison :**

Mouvements des structures entre les différentes projections (algorithmes de reconstruction basés sur l'hypothèse que l'objet à reconstruire est immobile)

**Solution :**

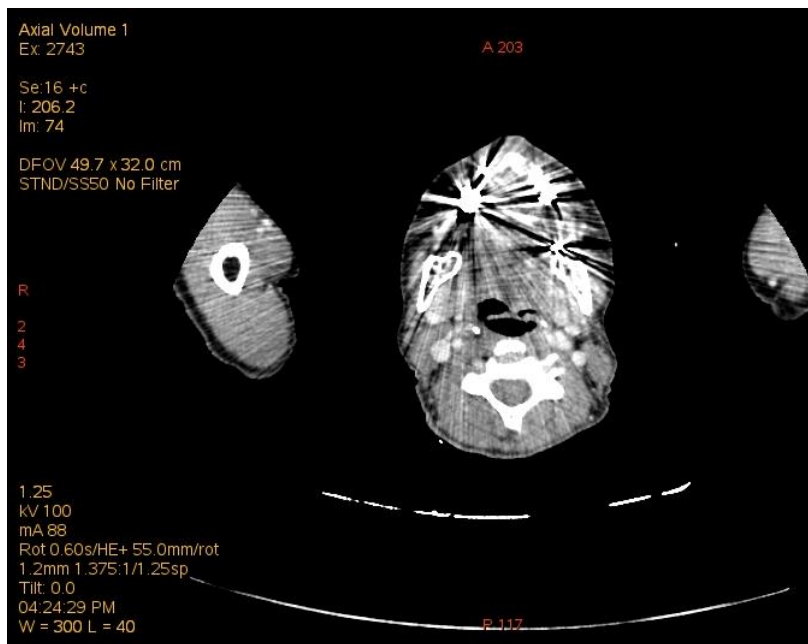
Diminuer le temps d'acquisition en diminuant le temps de rotation et/ou en augmentant le pitch

Mouvements volontaires : informer et expliquer au patient le déroulement de l'examen (apnée, déglutition...), repérer et accompagner les patients à risque tels que les enfants et les sujets agités (installation confortable, contention, prémédication, sédation, hypnose...)

Mouvements involontaires : synchronisation respiratoire, synchronisation cardiaque

**Astuce:** Faites varier le sens de l'hélice pour commencer l'acquisition par la région à risque de mouvements (exemple : réaliser une acquisition thoracique caudo-craniale pour limiter les mouvements des bases pulmonaires en cas de difficulté à maintenir une apnée).

**1.5. Artefact métallique**



Artéfacts dentaires

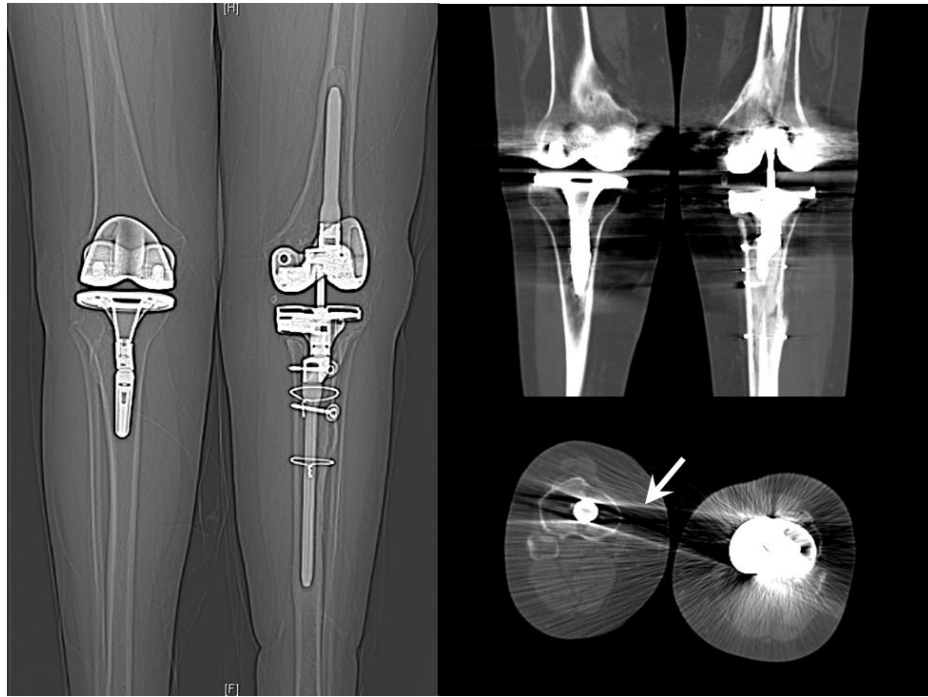


Figure 6 : Artefacts dentaires et artefacts métalliques (flèche) chez un patient porteur de 2 prothèses de genoux.

**Aspect:**

Stries et bandes sombres entourées de bandes claires dans le grand axe d'un objet ou entre 2 objets de très haute densité (plombage, couronnes, prothèses, boucles d'oreille, clips chirurgicaux, matériel implantable, PCI concentré...)

**Raison :**

Un objet métallique hyperdense:

- atténue fortement le faisceau de rayons X et augmente la proportion de rayonnement diffusé entraînant une diminution du rapport signal/bruit
- augmente les effets de durcissement de faisceau (cf. 2.1)
- rend la reconstruction d'image très sensible à l'effet de volume partiel à l'origine de l'artefact EEGE (cf 2.2)

**Solution:**

Retirer l'ensemble des objets métalliques (bijoux, ceinture, matériel médical...)

Utiliser, si possible (mode séquentiel), une angulation du statif pour éviter les implants dentaires, les prothèses et les clips chirurgicaux

Augmenter les kV pour augmenter la pénétration des photons

Diminuer l'épaisseur de coupe nominale pour limiter les effets de volume partiel

Utiliser un logiciel de correction des artefacts métalliques

**Astuce:** Analyser le(s) topogramme(s) et retirer les objets métalliques "oubliés" ou adapter les paramètres d'acquisition pour les objets hyperdenses non amovibles

## 2. Artéfacts liés à la machine

### 2.1. Durcissement du faisceau



Figure 7 : Durcissement du faisceau avec présence de stries en rapport avec une concentration élevée de PCI au niveau du tronc veineux brachio-céphalique gauche.

#### **Aspect :**

1/ Artefact en cuvette:

sous-estimation de l'atténuation au centre de l'objet par rapport à ses bords entraînant un assombrissement en cuvette au centre d'un fantôme cylindrique et un éclaircissement en bordure

2/ Pseudo hyperdensité ou pseudo prise de contraste :

Fausse hyperdensité des zones sous-jacentes à une structure hyperdense rondes ou triangulaires (crâne, prise de contraste iodée et kystes rénaux...)

3/ Stries et bandes sombres entre deux zones de forte atténuation

4/ Artefact métallique cf 1.5

#### **Raison :**

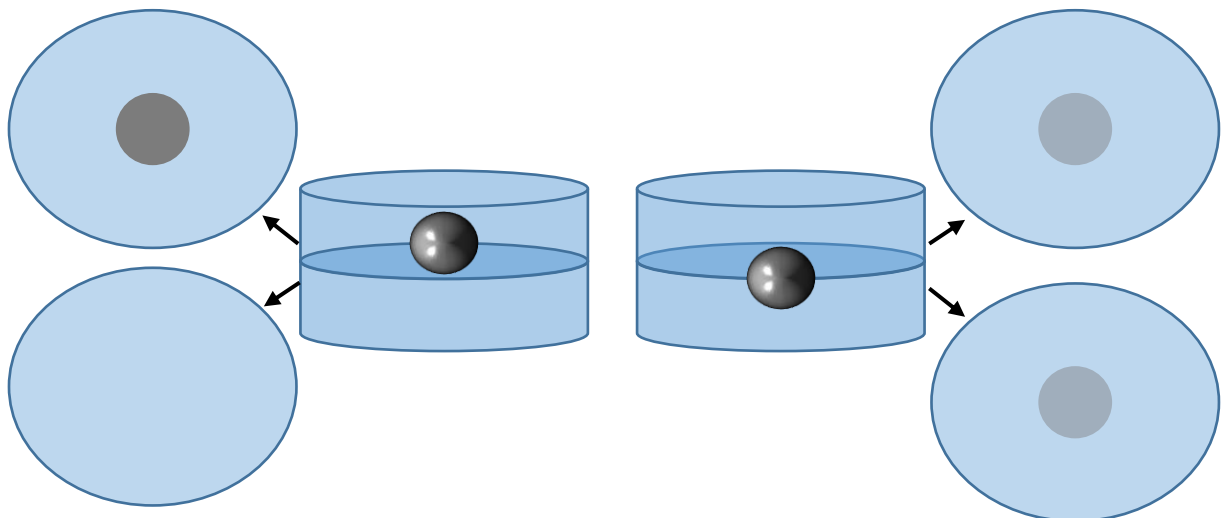
Un faisceau polychromatique de rayons X, qui traverse un milieu, perd plus rapidement et proportionnellement plus de ses composantes de faible énergie que celles de haute énergie. L'énergie moyenne du faisceau augmente lors de son parcours, le faisceau se durcit. En cas d'objet très dense, la correction logicielle de l'induration du faisceau n'est pas suffisante car seuls les photons les plus énergétiques seront transmis. Cet important durcissement du faisceau, ajouté à l'augmentation du nombre de photons diffusés, entraînent une sous estimation des valeurs de densité (stries noires).

**Solution :**

filtration initiale du faisceau de rayon X éliminant les photons de basse énergie

compensation logiciel de l'induration du faisceau, algorithme itératif, techniques d'interpolation pour remplacer les valeurs extrêmes

**2.2. Volume partiel**



*Effet de volume partiel:*

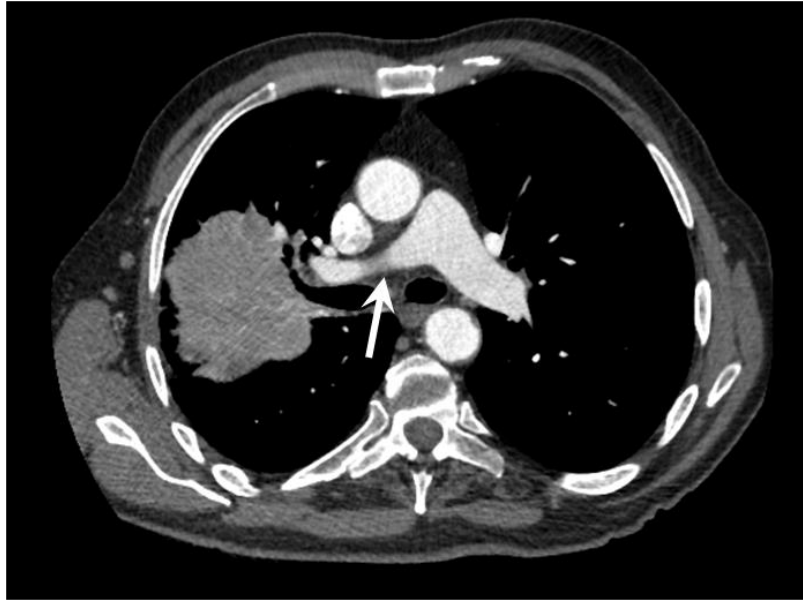


Figure 8 : Effet de volume partiel au niveau de l'artère pulmonaire droite pouvant mimer un thrombus non obstructif (flèche).

**Aspect :**

Sous estimation de la densité d'un objet de petite taille

**Raison :**

Si des structures de densités très différentes sont incluses dans le même voxel, la valeur de ce voxel sera la moyenne des densités de ces 2 structures.

**Solution :**

Diminuer la taille du voxel en diminuant l'épaisseur nominale de coupe et/ou en diminuant l'incrément pour avoir des coupes reconstruites chevauchantes

**Astuce:** Pour limiter l'impact de l'augmentation du bruit liée à la diminution de la taille du voxel, augmenter l'épaisseur de coupe visualisée et analyser les petites structures, comme les micronodules pulmonaires, en mode MIP.

***Effet de bord exponentiel (EEGE pour Exponential Edge-Gradient Effect) :***

**Aspect :**

Fines lignes sombres tangentielle à la bordure d'un matériau beaucoup plus dense que le milieu environnant

**Raison :**

En présence d'effet de volume partiel, les hypothèses des algorithmes de reconstruction sont fausses.

**Solution :**

Diminuer l'épaisseur de coupe

### **2.3. Artefact de sous-échantillonnage**

**Aspect :**

Stries fines émergeant d'un angle d'une structure dense

**Raison :**

Manque de projections (insuffisance de mesures) et/ou erreur d'interpolation

**Solution :**

Augmenter le nombre de projection lors d'une rotation en diminuant la vitesse de rotation ou en diminuant le pitch.

### **2.4. Artefact en anneau**

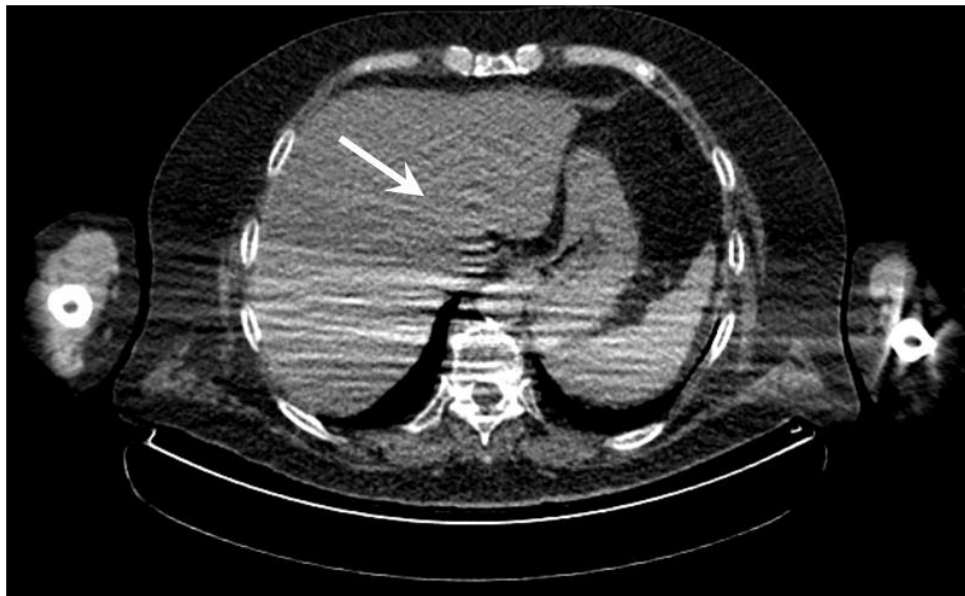


Figure 9 : Artefact en anneaux (flèche) et stries aux niveaux des bras le long du corps en rapport avec un manque de photons.

**Aspect :**

Anneaux centrés sur le centre de rotation et visibles sur plusieurs coupes

**Raison :**

Erreur d'étalonnage ou détecteur défaillant entraînant un manque de signal toujours localisé au même endroit sur le détecteur

**Solution :**

Effectuer un nouvel étalonnage des détecteurs ou remplacer le détecteur défaillant

### 3. Artefacts liés au mode hélicoïdal et aux méthodes de reconstruction

#### 3.1. Artefacts d'hélice

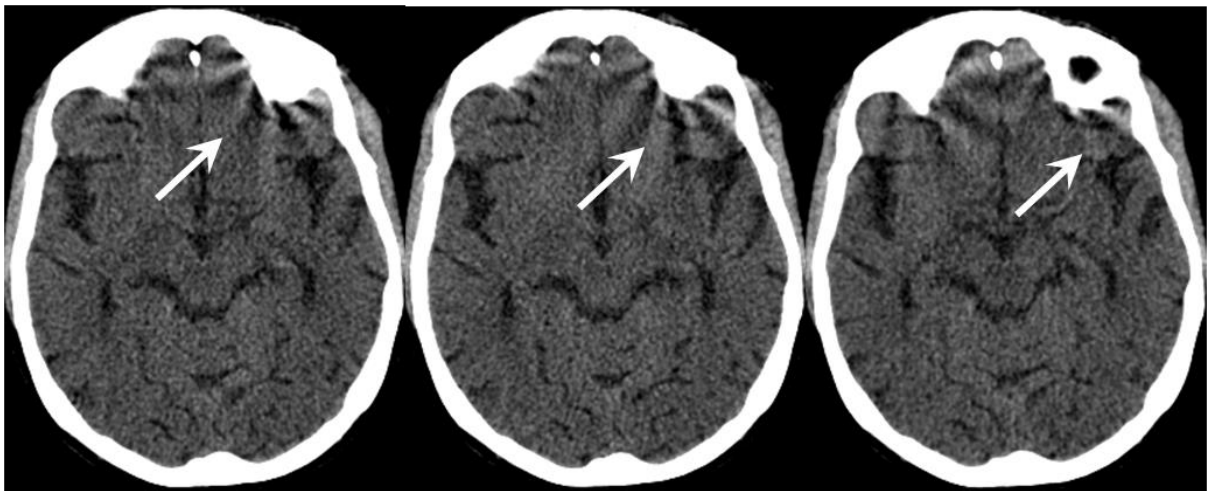


Figure 10 : Artefact en moulin

#### **Aspect :**

- Artefact d'hélice: distorsion de l'image et anomalies de densité en bandes particulièrement visibles aux interfaces des structures à forte différence de densité et prédominant en périphérie des coupes reconstruites. Plus visible en cas de variation rapide de l'anatomie dans la direction z (ex: parties latérales du diaphragme) et en cas d'acquisition monocoupe.

- Artefact en moulin : alternance de stries sombres et claires centrées sur un élément hyperdense. Les "pales du moulin" tournent lorsque l'on fait défiler les coupes axiales reconstruites.

- Artefact en zèbre: bandes plus ou moins bruitées sur la périphérie de l'image sur les reconstructions multiplanaires dans les axes coronal et sagittal ou en rendu volumique.

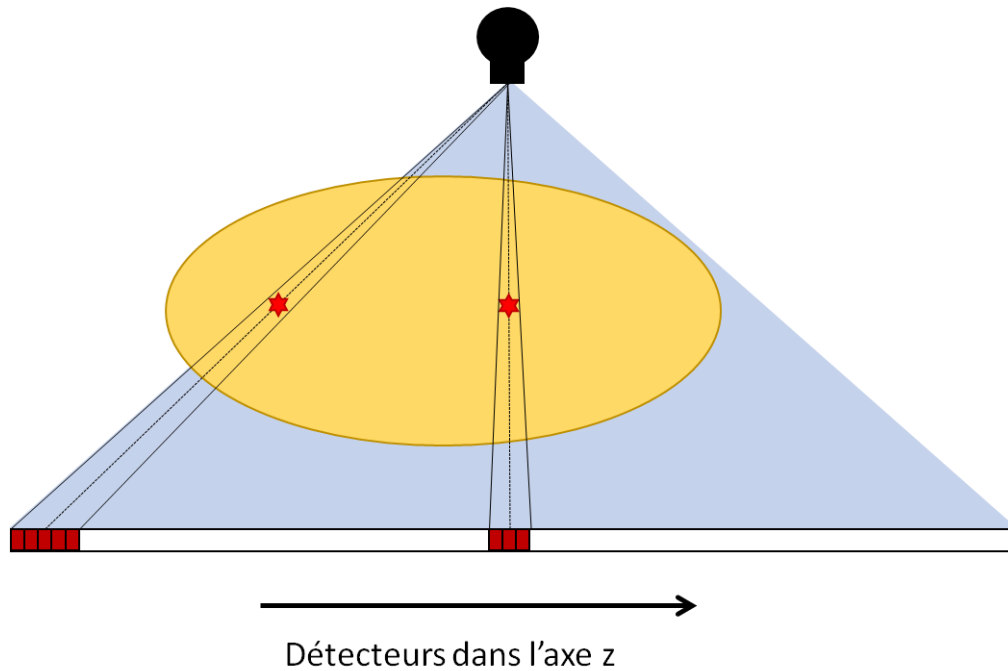
#### **Raison :**

Erreur d'interpolation lors de la reconstruction après une acquisition en mode hélicoïdale (changement d'anatomie rapide en z, objet hyperdense au niveau de la zone d'interpolation).

#### **Solution :**

Diminuer le pitch, réduire l'incrément de reconstruction, coupes plus épaisses

### 3.2. Effet de cône ou artefact d'obliquité du faisceau



**Aspect :**

Stries

**Raison:**

Plus le nombre de coupes acquises en une rotation est grand, plus le faisceau de rayons X devra être divergent dans l'axe z et prendra l'aspect d'un cône. Les rangées de détecteurs les plus externes sont atteintes obliquement par les rayons X; les rangées centrales étant atteintes perpendiculairement. La projection d'un même objet est donc variable en fonction de sa position par rapport au foyer du tube à rayons X.

**Solution :**

(Algorithme de reconstruction adapté au faisceau conique)

Augmenter l'épaisseur de coupe nominale pour minimiser l'impact des rangées de détecteurs périphériques



### 3.3. Taille du voxel

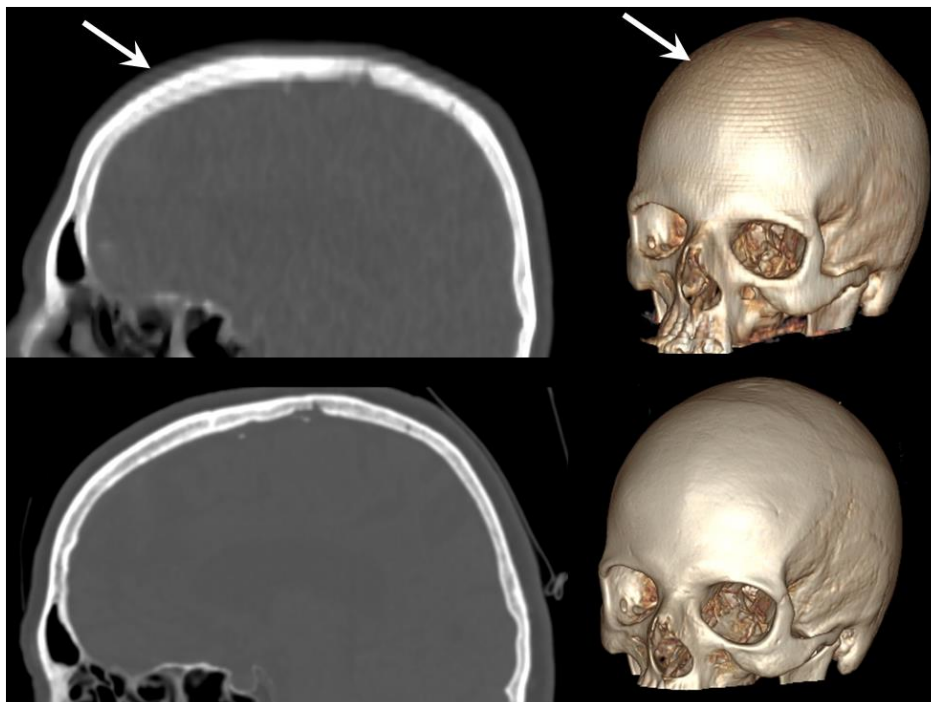


Figure 11 : Artefact d'hélice et aspect en marche d'escalier (flèches) sur une acquisition TDM de niveau 1 (1<sup>ère</sup> rangée d'images : TEMP GE Discovery 670 ; 20mm ; 16 coupes : Acquisition : 80 kV; 15 mA fixe; 16 x 1,25mm; pas 1,375; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512; PDL: 10,83 mGy.cm; IDSV 0,58 mGy ; Reconstruction: ASIR 100%; filtre soft; épaisseur 2,5 mm/incrément 2,5 mm), en comparaison d'une acquisition TDM de niveau 3 (2<sup>ème</sup> rangée d'images : TEP GE Discovery 710 Elite; 40mm; 64 -128 coupes ; Acquisition : 120 kV;100mA fixe; 64 x 0,625mm; pas 0,531; temps de rotation 0,8 s; Matrice 512; PDL: 451,11 mGy.cm; IDSV 26,94 mGy ; Reconstruction: ASIR 60%; filtre soft; épaisseur 1,25 mm/incrément 0,625 mm).

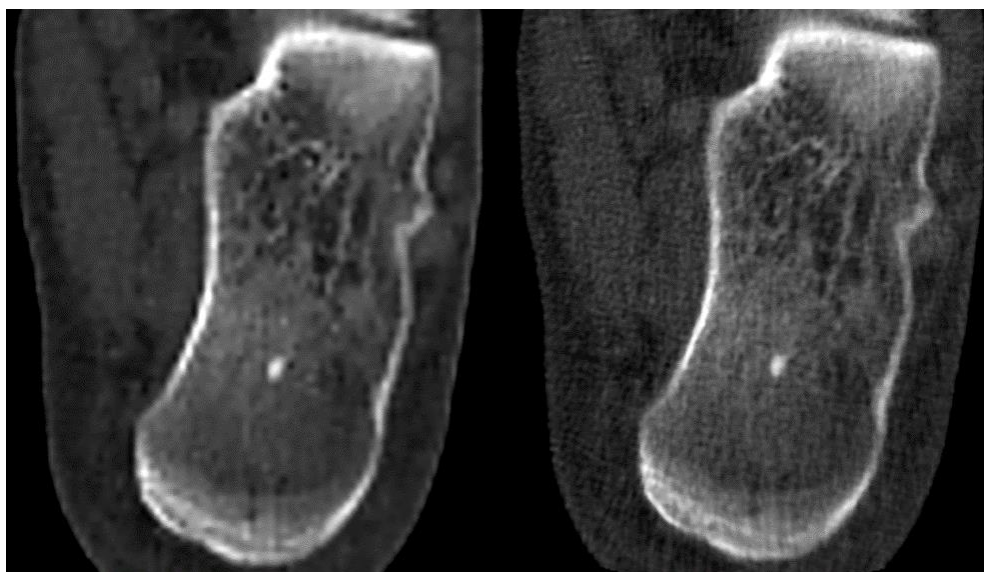


Figure 12 : Os calcanéum visualisé sur des images avec 2 champs de vue de reconstruction différents (50 x 57,1 cm à gauche et 15,1 x 17,2 cm à droite) ; les autres paramètres d'acquisition, de reconstruction ou de visualisation sont identiques. Aspect pixellisé et mauvaise résolution spatiale sur l'image de gauche en raison d'une taille trop grande du pixel dans le plan axial (0,98 mm à gauche et 0,29 mm à droite).

**Aspect :**

Pixellisation, aspect lissé de l'image, marche d'escalier ou dentelure sur les reconstructions multiplanaires dans les axes coronal et sagittal prédominant en périphérie de l'image

**Raison :**

Défaut de résolution spatiale, voxel de trop grande taille et non isotrope

**Solution :**

Diminuer la taille du voxel en réduisant le champ de vue de reconstruction dans le plan axial et vérifier la matrice

Diminuer l'épaisseur des coupes reconstruites (diminuer l'épaisseur de coupe nominale et/ou diminuer l'incrément de reconstruction pour avoir des coupes chevauchantes) pour les reconstructions coronales et sagittales

Vérifier le filtre de reconstruction

**4. Références :**

Artifacts in CT: recognition and avoidance. Barrett JF, Keat N.  
Radiographics. 2004 Nov-Dec;24(6):1679-91.

CT artifacts: Causes and reduction techniques. F Edward Boas & Dominik Fleischmann  
Imaging Med. (2012) 4(2), 229-240

The obese emergency patient: imaging challenges and solutions. Modica MJ1, Kanal KM, Gunn ML.

Radiographics. 2011 May-Jun;31(3):811-23. doi: 10.1148/rg.313105138.

## III.10. ASPECTS PRATIQUES ET RÉGLEMENTAIRES

### 1. Contrôles de qualité réglementaires et recommandés.

En application de l'article R.5212-25 du Code de la santé publique, l'« exploitant veille à la mise en œuvre de la maintenance et des contrôles de qualité prévus pour les dispositifs médicaux qu'il exploite. La maintenance est réalisée soit par le fabricant ou sous sa responsabilité, soit par un fournisseur de tierce maintenance, soit par l'exploitant lui-même. »

Le contrôle qualité est défini comme l'ensemble des opérations destinées à évaluer le maintien des performances revendiquées par le fabricant ou, le cas échéant, fixées par l'agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM). On se limitera dans ce chapitre aux contrôles concernant la partie scanographique.

Pour les caméras à scintillations et les scanographes associés le contrôle qualité est régi par la décision du 25 novembre 2008 de l'ANSM fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de médecine nucléaire à visée diagnostique [1]. Aucun texte législatif n'est en application à l'heure actuelle pour le contrôle qualité en TEP ni pour les scanographes associés.

Les recommandations pour le contrôle qualité et la mesure des performances en tomographie d'émission de positons du groupe de travail de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) publiées en 2008 peuvent être utilisées [2] [3].

#### 1.1. Contrôles internes réglementaires des TEMP/TDM [2] :

- Nombre CT de l'eau, bruit, uniformité et artéfacts :

Ce contrôle consiste à vérifier la valeur du nombre CT dans un fantôme d'eau fourni par le fabricant acquis en mode axial toutes les tensions habituellement utilisées en routine clinique. Le nombre CT moyen de l'eau dans une région d'intérêt centrale ne doit pas s'écarter de plus de  $\pm 4$  UH de 0. Les nombres CT moyens des 4 ROI périphériques ne doivent pas s'écarter de plus de  $\pm 4$  UH du nombre CT moyen de la ROI centrale (Figure 1). Aucun artéfact ne doit être visible sur les images obtenues. Ce test doit être réalisé a minima selon la réglementation tous les quatre mois.

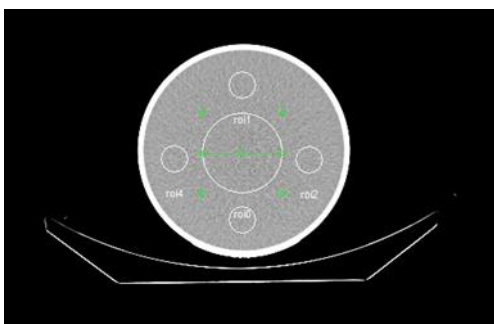


Figure 1 : Acquisition TDM d'un fantôme d'eau en coupe axiale et régions d'intérêt utilisées (centrale et périphériques).

- Indice de dose de scanographie volumique (IDSV):

Ce test consiste à vérifier que les doses délivrées aux patients affichées par le scanner correspondent aux doses réellement délivrées. La mesure de la dose reçue dans un fantôme de dosimétrie en PMMA de forme cylindrique avec un diamètre de 16 cm pour les examens de la tête et de 32 cm pour les examens du corps est réalisée avec une chambre d'ionisation cylindrique dite « crayon » d'une longueur sensible de 10 cm (Figure 2). Cette mesure est réalisée au centre et pour les 4 points cardinaux du fantôme à la tension la plus utilisée en routine clinique, à l'ouverture maximale de la collimation primaire utilisée cliniquement ainsi qu'à l'épaisseur la plus fine possible et utilisée cliniquement pour une rotation axiale unique de 360° et sans système d'optimisation de la dose. L'indice de dose de scanographie volumique ne doit pas s'écarter de plus de  $\pm 20\%$  de la valeur affichée à la console ou fournie par le fabricant et de la valeur déterminée au contrôle initial. Cette mesure est effectuée au contrôle initial et après un changement de tube à rayon X.



Figure 2 : Fantôme de dosimétrie en PMMA avec la chambre d'ionisation dite « crayon » positionnée dans le fantôme, chambre d'ionisation et électromètre associé.

- Recalage multi-modalité :

Ce contrôle consiste à vérifier la superposition des images de sources radioactives visibles en TDM et en scintigraphie TEP ou TEMP. Ce contrôle est réalisé selon les modalités préconisées par le fabricant, avec des sources scellées ou non scellées placées dans différents plans (Figure 3). Il permet de vérifier la justesse du recalage des deux modalités, de suivre la stabilité mécanique de l'ensemble des deux modalités et du lit d'examen mais aussi la précision de la correction d'atténuation. Les spécifications du fabricant pour ce test doivent être respectées. Cette mesure est effectuée tous les semestres.

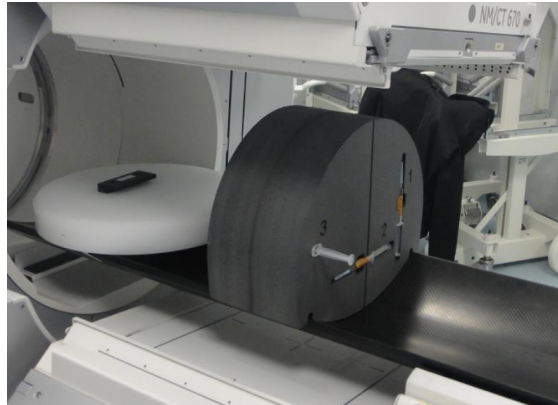


Figure 3 : Vérification du recalage TEMP/TDM avec le système de positionnement contenant six seringues de Tc99m préconisé par le fabricant (Gamma caméra TEMP/TDM 670 GE).

#### 1.2. Contrôles supplémentaires recommandés des TEMP/TDM et des TEP/TDM [2, 3]:

- Calibration quotidienne :

Pour les systèmes disposant d'un TDM, une acquisition d'une coupe dans l'air est nécessaire pour l'initialisation du tomographe.

- Contrôle de l'exactitude des coefficients d'atténuation ( $\mu$ ) :

Ce test s'applique pour les acquisitions faisant appel à l'imagerie TDM pour la correction d'atténuation. Ce test est réalisable lorsque la carte des coefficients d'atténuation utilisée pour corriger les images d'émission est accessible. On réalise l'acquisition TDM d'un objet test comportant des inserts de densités différentes (par exemple, poumons / eau / os) avec les paramètres cliniques (Figure 4). La valeur moyenne des coefficients d'atténuation mesurée dans les inserts est comparée à la valeur du coefficient d'atténuation théorique à l'énergie des radionucléides employés en cliniques. Ce test doit être réalisé lors des tests de réception.

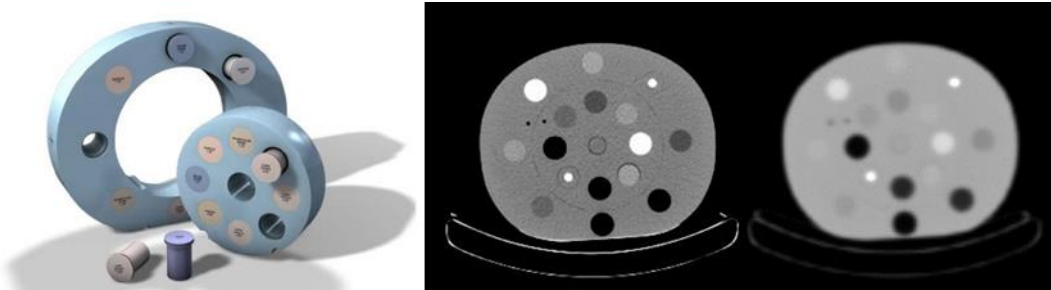


Figure 4 : Objet test de densité électronique avec ses inserts de différentes densités, coupe transverse TDM et carte d'atténuation à 511 keV calculée.

Une autre méthode est possible si le système TEP/TDM ou TEMP/TDM ne permet pas d'accéder aux cartes d'atténuation à partir desquelles sont calculés les facteurs de correction d'atténuation. Dans ce cas on réalise l'acquisition de divers inserts remplis d'une solution radioactive de même concentration et de concentrations de produit de contraste iodé significativement différentes selon le protocole clinique habituel (Figure 5). Si la correction d'atténuation est valide, la concentration radioactive dans chaque insert mesurée dans l'image TEP ou TEMP reconstruite doit être identique.

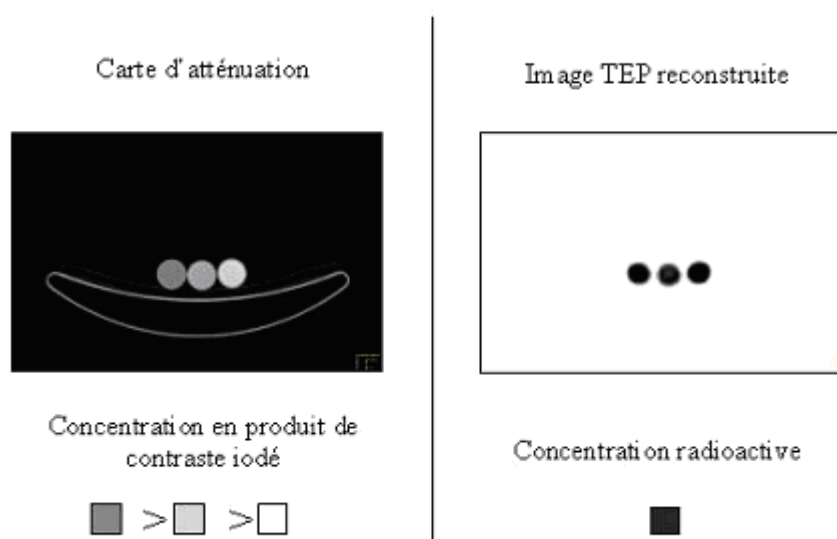


Figure 5 : Exemple d'une carte d'atténuation et d'une coupe transverse TEP d'inserts de densités différentes et de même concentration radioactive.

### 1.3. Maintenance

En application de l'article R.5212-25 du Code de la santé publique, «la maintenance est réalisée soit par le fabricant ou sous sa responsabilité, soit par un fournisseur de tierce maintenance, soit par l'exploitant lui-même. »

En général, la maintenance des équipements d'imagerie est assurée par le fabricant. La maintenance préventive a lieu de deux à quatre fois par an. Elle consiste à effectuer toutes les opérations techniques et administratives pour maintenir ou rétablir l'état de fonctionnement de l'équipement. Elle doit inclure la partie TDM pour les appareils hybrides.

## 2. Contraintes d'implantation

Sur les machines hybrides TEMP/TDM et TEP/TDM, il existe des contraintes d'installation liées à la présence d'un scanner.

Les installations, équipées de scanners marqués CE, sont à aménager conformément aux règles techniques minimales fixées par la décision n°2017-DC-0591 du 13 juin 2017 de l'ASN [4], en particulier :

- ▶ conception du local dans lequel fonctionne le scanner de telle sorte que la dose efficace susceptible d'être reçue par un travailleur soit inférieure à 80  $\mu$ Sv par mois, à l'extérieur du local,
- ▶ mise en place aux différents accès du local, et à l'intérieur de celui-ci, d'une signalisation lumineuse indiquant la mise sous tension de l'appareil et, si la conception le permet, celle de l'émission des rayonnements X ; dans tous les cas, la signalisation de mise sous tension doit fonctionner automatiquement dès que l'appareil est sous tension et durant tout le temps de l'émission des rayonnements X,
- ▶ mise en place à l'intérieur du local et à proximité du poste de commande d'au moins un arrêt d'urgence provoquant l'arrêt de la production des rayonnements X, jusqu'à son réarmement autorisant le redémarrage de l'appareil.

Le responsable de l'activité nucléaire consigne dans un rapport technique les modalités d'aménagement de l'installation en détaillant notamment, le plan du local, les conditions d'utilisation de l'appareil, la protection et le dimensionnement des protections biologiques, les moyens de sécurité et de signalisation mis en place.

Ces règles techniques sont applicables aux installations neuves mises en service après la date d'entrée en vigueur de la décision précitée, soit au 16 octobre 2017.

A noter, que les installations qui respectent les dispositions de la décision n°2013-DC-0349 [5] à la date d'entrée en vigueur de la décision n°2017-DC-0591 sont réputées conformes à cette dernière décision sous réserve que cette conformité, qui peut également s'appuyer sur la norme NFC 15-160 [6], ne soit pas remise en cause par une modification susceptible d'affecter la santé ou la sécurité des travailleurs.

Dans le cas des caméras à scintillations ou TEP couplées à un scanner, il faudra intégrer les contraintes liées à l'utilisation du TDM pour les calculs de radioprotection. Dans le cas d'un scanner, les protections se déterminent pour l'ensemble des parois (murs, plancher et plafond) et au minimum 2 m au-dessus du sol des lieux à protéger, sur la base de la charge hebdomadaire utilisée (pour les 40 heures les plus pénalisantes).

Pour la détermination de la dose horaire la plus élevée, le temps d'émission des RX est généralement très court sur l'heure et le débit d'équivalent de dose mesuré peut être pondéré par la durée effective d'émission des rayonnements. Compte tenu de l'utilisation modérée de la TDM en médecine nucléaire (possibilité de niveaux  $\leq 4$  par rapport au niveau 4 systématique en radiodiagnostic), il faudra être attentif à la détermination de cette charge. Prendre une charge hebdomadaire similaire à celle d'un scanner installé et utilisé en radiologie peut conduire à surestimer les protections nécessaires.

La délimitation des zones dépend de la nature des sources utilisées (ou des examens réalisés), de l'activité manipulée, de la dimension des locaux. Compte tenu des conditions habituelles de pratique dans un service de médecine nucléaire, la délimitation des salles TEP/TDM ou TEMP/TDM est généralement une zone contrôlée verte avec zones contrôlées jaune puis orange autour du statif ou zone contrôlée orange par excès.

### **3. Niveaux de référence diagnostique**

Les niveaux de référence diagnostiques sont des niveaux de dose (en radiologie) ou d'activité (en médecine nucléaire) permettant à un professionnel d'optimiser les doses de rayonnements ionisants délivrés aux patients, en évaluant sa pratique par rapport à cette référence. Ces niveaux doivent être mis à jour régulièrement pour tenir compte de l'évolution des pratiques et des technologies, et des capacités d'optimisation des dispositifs médicaux utilisés. Les NRD ne sont



pas des limites réglementaires de dose. Ils peuvent être dépassés si le contexte clinique et le morphotype du patient le justifient. Toutefois, si le niveau de référence pour un même acte est régulièrement dépassé, sans justification médicale, une analyse doit être faite pour améliorer l'optimisation.

Ces NRD ne constituent en aucune manière des normes réglementaires à respecter mais des indicateurs permettant à la communauté des professionnels mettant en œuvre les rayonnements ionisants à visée diagnostique d'évaluer leurs pratiques professionnelles.

Les NRD sont mis à jour régulièrement par l'ASN, sur la base de recommandations formulées par l'IRSN, pour tenir compte de l'évolution des pratiques et des technologies, et des capacités d'optimisation des dispositifs médicaux utilisés.

C'est dans ce cadre évolutif que l'ASN va prochainement publier une nouvelle décision, faisant suite à l'arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire [7].

Dans cette future décision de l'ASN, si le NRD en scanographie continue à correspondre au 75ème percentile d'un échantillon représentatif de données, une valeur guide, choisie comme le 50ème centile des données, est introduite pour inciter les services qui ont déjà engagé des démarches d'optimisation ou qui sont équipés d'installations performantes, de continuer à optimiser leurs pratiques.

Cette future décision de l'ASN devrait introduire des niveaux de référence et des valeurs guides pour les expositions tomодensitométriques associés à l'examen de TEP au FDG-18F à visée oncologique (exploration du vertex à mi-cuisses, bras au-dessus de la tête), en termes d'IDSV (en mGy) et de PDL (en mGy.cm). Les valeurs proposées s'appuieront sur les résultats d'une étude menée en 2017 par l'IRSN et le GT RPMN auprès de nombreux centres de médecine nucléaire.

Cette étude menée par le GT RPMN à la demande de l'IRSN auprès de nombreux centres de MN a montré que la moyenne nationale des PDL des TEP à visée oncologique (respectant le champ imposé du vertex à mi-cuisses bras au dessus de la tête) était aux alentours de la valeur de 650 mGy.cm équivalent à 6,5 mSv. Il s'agit d'une valeur moyenne qui intègre d'éventuels PDL moins élevés pour de petits gabarits (ou BMI/IMC) et également ceux potentiellement bien plus élevés si le morphotype du patient l'exige (BMI/IMC > 30).

#### 4. Comptes rendus

L'arrêté du 22 septembre 2006 [8] relatif aux informations dosimétriques devant figurer dans un compte rendu d'acte utilisant les rayonnements ionisants précise que tout examen TEP/TDM ou TEMP/TDM doit faire l'objet d'un compte rendu établi par le médecin réalisateur de l'acte et chaque compte rendu (CR) doit faire apparaître clairement:

1. L'identification du patient et du médecin réalisateur ;
2. La date de réalisation de l'acte ;
3. Les éléments de justification de l'acte et la procédure réalisée ; présentés de manière synthétique dans la partie "Indication" du CR et qui consiste à résumer le problème clinique pour lequel l'examen a été demandé, et montrer que la demande a été bien comprise.
4. L'identification du matériel utilisé ;
5. Les informations utiles à l'estimation de la dose reçue (attention activité en MBq): présentés dans la partie "Technique" du CR

Pour ce dernier point en médecine nucléaire doivent apparaître :

- le nom du ou des radiopharmaceutiques
- le ou les radionucléides utilisés (inclus dans le radiopharmaceutique)
- l'activité administrée
- le mode d'administration

et pour la partie scanographique:

- le Produit Dose Longueur (PDL exprimé en mGy.cm) en précisant le champ exploré
- l'IDSV (CTDIvol), indispensable (en plus du PDL) pour les expositions du pelvis chez une femme en capacité de procréer et pour les expositions abdomino-pelviennes justifiées chez une femme enceinte.

En cas d'injection de PCI (Produit de Contraste Iodé), doivent figurer sur le CR, le nom du PCI, la quantité injectée, la voie d'administration, les éventuels effets secondaires et le numéro de lot.

Même si l'estimation de la dose efficace n'est pas tenue réglementairement de figurer dans le compte rendu, le tableau ci-après constitue un outil pratique pour aider les praticiens à convertir les PDL en dose efficace chez l'adulte en fonction des champs explorés.

Tableau: Conversion PDL (mGy.cm) / Dose efficace E (mSv) chez l'adulte  
Rapports Européens RP 154 (2008) et RP 180 (2014) et étude Bichat

<b>TDM (PDL)</b>	<b>Facteur de conversion x k</b>
Tête	0,0021
Cou (ORL)	0,0052
Thorax	0,017
Abdomen-Pelvis	0,015
TAP	0,016
<b>TEP-TDM</b> (Vertex-mi-cuisse 1/3 supérieur: "short")	<b>0,013</b>
<b>TEP-TDM</b> (Vertex-mi-cuisse 1/3 inférieur: "bermuda")	<b>0,010</b>
<b>TEP-TDM</b> (Corps entier)	<b>0,007</b>

Exemple: PDL 700mGy.cm en TEP standard Vertex-tiers inférieur des cuisses  
DE = 700 x 0.010 = 7 mSv

## 5. Aspects administratifs

Les scanners réalisés dans le cadre de la pratique d'un examen de médecine nucléaire TEMP/TDM ou TEP/TDM, quel que soit leur niveau d'utilisation, ne possèdent pas de numéro d'agrément particulier et n'ouvrent donc pas droit à cotation d'un examen de radiodiagnostic, leur valorisation étant incluse dans l'acte CCAM de médecine nucléaire.

Les caméras TEMP ou TEP couplées à un scanner figurent dans les autorisations des « équipements matériels lourds » délivrées par l'agence régionale de santé territorialement

compétente, mais également dans les autorisations délivrées par l'ASN (nom de la caméra hybride).

## **6. Références :**

[1] Décision du 25 novembre 2008 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de médecine nucléaire à visée diagnostique. JORF n°0289 du 12 décembre 2008, page 18977 texte n° 46.

[2] Contrôle de qualité et mesure des performances des gamma caméra, Rapport de la Société Française de Physique Médicale N°28, 2012

[3] Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons, Rapport de la Société Française de Physique Médicale N°24, 2008

[4] Décision n°2017-DC-0591 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 13 juin 2017 fixant les règles techniques minimales de conception auxquelles doivent répondre les locaux dans lesquels sont utilisés des appareils électriques émettant des rayonnements X

[5] Arrêté du 22 août 2013 portant homologation de la décision no 2013-DC-0349 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 4 juin 2013 fixant les règles techniques minimales de conception auxquelles doivent répondre les installations dans lesquelles sont présents des rayonnements X produits par des appareils fonctionnant sous une haute tension inférieure ou égale à 600 kV.

[6] Norme NFC 15-160: Installations pour la production et l'utilisation de rayonnements X – Exigences de radioprotection, mars 2011. En révision.

[7] Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire

[8] Arrêté du 22 septembre 2006 relatif aux informations dosimétriques devant figurer dans un compte rendu d'acte utilisant les rayonnements ionisants. JORF n°226 du 29 septembre 2006, page 14449 texte n° 35.

## CONCLUSION

La tomодensitométrie, couplée aux TEP depuis plus de 15 ans, et plus récemment aux TEMP, faisant ainsi partie intégrante des examens d'imagerie nucléaire, a révolutionné les performances diagnostiques de ces derniers et les pratiques en médecine nucléaire.

### Imageries juxtaposées hier - Imagerie hybride aujourd'hui

La TDM constitue le dispositif idéal pour la correction de l'atténuation des photons, permettant d'accéder et affiner la quantification des informations scintigraphiques; la quantification caractérisant en partie les techniques d'imagerie biologique telles que la TEP et la TEMP. Elle a également permis de diminuer considérablement les temps d'examens, ces derniers passant en moins de 20 ans, par exemple pour la TEP, de plus d'une heure d'acquisition par patient à une dizaine de minutes désormais.

La localisation exacte, dans les trois plans de l'espace, des anomalies scintigraphiques, mais également l'étude de plus en plus précise des structures anatomiques présentes dans les champs explorés, augmentent de manière considérable les performances diagnostiques des examens d'imagerie nucléaire. Elles accroissent également la précision diagnostique de ces derniers, au sens large du terme, permettant de répondre au mieux aux questions cliniques posées et évitant par là même la réalisation d'autres examens d'imagerie nucléaire ou radiologique devenant, en fonction des situations, redondants ou inutiles.

Ainsi, l'approche de cette imagerie hybride s'est transformée progressivement. De nouvelles indications voient le jour et surtout, les indications d'examens hybrides sont de plus en plus souvent retenues comme justifiées en première intention. Dans ce contexte, qui n'est plus celui d'il y a 15 ou 20 ans, un examen hybride ne peut plus être considéré comme la juxtaposition de deux techniques d'imagerie différentes où la médecine nucléaire représenterait la composante essentielle, couplée à un examen TDM quant à lui composante annexe, non investie par le praticien de médecine nucléaire.

### Principe de justification : le scanner aussi

Comme tout examen d'imagerie diagnostique, les examens de TEMP/TDM et TEP/TDM sont soumis au principe de justification. La justification est partagée par le médecin clinicien demandeur de l'examen d'imagerie et le médecin nucléaire, authentique prescripteur de l'acte d'imagerie incluant le type et l'activité du médicament radiopharmaceutique ainsi que le paramétrage des différentes composantes de l'appareil utilisé. Elle constitue un temps essentiel en imagerie, non seulement en termes de radioprotection mais aussi dans une vision économique au

sens large et de pertinence médicale en analysant au mieux le contexte clinique et paraclinique. Ainsi, en imagerie couplée, plusieurs sous-niveaux de justification voient le jour sous la seule responsabilité du médecin nucléaire, au-delà de la justification de l'examen d'imagerie nucléaire lui-même. En effet, lors de la prescription de son protocole d'imagerie, le médecin nucléaire doit désormais déterminer, au vu du contexte et de la question clinique propre à chaque demande, quel niveau de scanner, allant de 0 à 4, il souhaite appliquer ainsi que son paramétrage en incluant l'injection ou non de produit de contraste iodé.

#### Principe d'optimisation : non plus une TDM "basse dose" mais une TDM "optimisée"

Deuxième grand principe de la radioprotection et de l'imagerie médicale, l'optimisation concerne bien évidemment également la TDM couplée aux TEMP et aux TEP. Le terme de "TDM basse dose" étant un terme peu précis, relatif et subjectif, il ne peut à lui seul résumer la pratique du TDM couplé en médecine nucléaire. Celui de "TDM optimisé", quel que soit le niveau de scanner choisi dans l'examen hybride, est préférable car plus adapté à la pratique clinique. Il intègre la double optimisation relative à la qualité image et à la dosimétrie; la racine latine "optimus: le meilleur" étant tout à fait adaptée à la philosophie d'utilisation de la TDM en MN, à savoir, tirer le meilleur de l'information scanographique sous-jacente à moindre coût dosimétrique. Cette double optimisation doit se baser sur des considérations techniques propres aux spécificités de chaque appareil, tout en prévoyant une personnalisation des paramétrages en fonction des patients et du contexte clinique. Idéalement, cet aspect doit conduire, à la livraison des appareils et régulièrement par la suite, à l'élaboration des différents protocoles personnalisés, idéalement en équipe, entre médecins nucléaires, manipulateurs, physiciens médicaux, ingénieurs d'application spécialisés en TDM des constructeurs, voire avec les radiologues, spécialistes historiques, mais non exclusifs, de la TDM.

#### Principe de relativisation dans le cadre de la balance bénéfice/risque

Les patients ne sont pas concernés par le principe de limitation des expositions aux rayonnements ionisants. Cependant, chaque médecin nucléaire est tenu de prendre en compte les niveaux de référence diagnostiques, qui, s'ils ne constituent en aucune manière des normes réglementaires à respecter, sont des indicateurs très précieux de valeurs moyennes (ou médianes) permettant à la communauté des médecins imageurs d'évaluer leurs pratiques professionnelles. En radioprotection des patients, le principe de limitation se voit remplacé par le principe de relativisation du risque qui consiste à intégrer ce dernier dans le cadre de la balance bénéfice/risque propre à chaque situation et chaque patient. Il est important de garder à l'esprit que, lorsque l'examen est

médicalement justifié, les bénéfices attendus sont incommensurablement supérieurs aux risques liés à l'irradiation, ceux-ci étant essentiellement spéculatifs, puisque jamais observés scientifiquement aux faibles niveaux d'expositions en jeu ( $< 100$  mSv), et sans commune mesure avec la plupart des autres risques rencontrés en médecine ou dans la vie quotidienne.

### Formation initiale et continue : une nécessité

Quel que soit le niveau de scanner choisi par le médecin nucléaire pour mener à bien son examen d'imagerie nucléaire, la formation en scanographie pratiquée dans le cadre de l'imagerie hybride revêt une importance primordiale pour l'ensemble des acteurs concernés qu'il s'agisse des médecins nucléaires en charge de l'examen, mais également des manipulateurs et des physiciens médicaux. Cette formation, initiale comme continue, concerne avant tout les aspects techniques de l'examen, incluant la maîtrise des outils dont dépendent la qualité d'image souhaitée et la dose de rayonnements délivrée. Elle concerne également, pour la partie médicale, l'exploitation et l'interprétation des informations diagnostiques présentes dans les images produites. Là, des pratiques très différentes co-existent sur le territoire en fonction des compétences acquises par les praticiens, du contexte et des habitudes locales; ces dernières pouvant être très variables allant d'une totale autonomie des médecins nucléaires pour ce qui est de l'interprétation des images TDM à la délégation de l'interprétation de la partie scanner par des collègues radiologues. La partie TDM des examens d'imagerie nucléaire faisant partie intégrante de l'acte de médecine nucléaire, n'ouvrant droit à aucune cotation spécifique, la formation des nouvelles générations de médecins nucléaires intégrant totalement la pratique de l'imagerie hybride en incluant en routine du scanner de niveau 3 avec ou sans injection de produit de contraste iodé et même, lorsque le contexte l'indique, du niveau 4, font que l'autonomie des médecins nucléaires quant à la pratique de l'imagerie nucléaire hybride va aller grandissante.

Autonomie ne signifie pas, cependant, maîtrise absolue pour la totalité des examens et situations. Les radiologues eux-mêmes ont souvent besoin de l'expertise de confrères en intra ou inter-spécialité pour parfaire leur interprétation. Comme c'est le cas pour les cliniciens, notamment en cancérologie, où les dossiers difficiles sont spécifiquement analysés lors de réunions de concertation pluri-disciplinaire, certains dossiers d'imagerie hybride, lorsque c'est nécessaire, bénéficient d'ores et déjà de la double expertise des médecins nucléaires et des radiologues dans le cadre de relations confraternelles et d'expertise croisée.

Un examen de TEP-TDM ou de TEMP-TDM doit être considéré dans sa globalité par les médecins nucléaires et cette conception se justifie sur de nombreux plans: Sur le plan technique, la conception de ces appareils étant pensée pour une utilisation pleinement hybride et non

partiellement dissociée. Sur le plan économique, afin de limiter la multiplication des examens réalisés, domaine en inflation permanente mais également le nombre d'intervenant médicaux déjà trop sollicités. Sur le plan intellectuel au regard du non-sens qui consiste à dissocier l'analyse fonctionnelle d'une part et l'analyse morphologique d'autre part. Sur le plan dosimétrique, enfin. Lorsque dans les années 1970, la résonance magnétique nucléaire a quitté le champ des laboratoires de biophysique pour devenir l'imagerie par résonance magnétique, les biophysiciens médecins nucléaires ont, en leur temps, transmis leur savoir concernant cette technique à leurs collègues radiologues qui ont su maîtriser et développer cet outil diagnostique dans leur pratique clinique. Quelques décennies plus tard, la maîtrise et l'interprétation de la TDM couplée aux TEMP et TEP pourrait relever du même processus mais cette fois ci en sens inverse. Peut-être en sera-t-il de même pour la TEP-IRM, si d'aventure cette technique se développe en routine clinique, permettant ainsi de boucler la boucle d'un point de vue historique. Si c'est le cas, il sera alors pertinent d'envisager la rédaction d'un guide du bon usage de l'IRM en Médecine Nucléaire... Mais il s'agit d'une autre histoire...



## ANNEXE: TABLEAU DE SYNTHÈSE CLINIQUE

Recommandations générales hors contexte clinique particulier

Situation clinique	Protocole de scanner
<b>ONCOLOGIE</b>	
Dans l'immense majorité des cas, notamment pour tout bilan d'extension, de récurrence ou d'évaluation thérapeutique	TDM de niveau diagnostique (niveau 3 ou 4)
Cas particulier où l'examen est programmé pour caractérisation d'une lésion spécifique, connue et déjà explorée d'un point de vue anatomique, sans notion d'extension ou d'évolutivité à distance	TDM de localisation (niveau 2)
Lymphoscintigraphie	TDM de localisation ou sémiologique (niveau 2 ou 3)
<b>OSTEO-ARTICULAIRE</b>	
Pratique majoritaire en TEMP/TDM	TDM de niveau diagnostique (niveau 3 ou 4)
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Suspicion de Syndrome Dououreux Régional Complexe (CRPS en anglais) de type I de la main ou du pied, sous la réserve de l'absence de détection ou de faible probabilité de lésion ostéo-articulaire causale.</li> <li>• Fractures et périostites de surmenage typiques des os longs.</li> <li>• Fractures sacro-coccygiennes de fragilité osseuse typiques chez le sujet âgé.</li> </ul>	TDM optionnelle (niveau 0)
Cas particulier où une TDM diagnostique radiologique récente (ou examen radiologique de plus haut niveau) a été réalisé et est disponible	TDM de localisation (niveau 2)

<b>PNEUMOLOGIE (EMBOLE PULMONAIRE°)</b>	
Suspicion d'embolie pulmonaire	TDM sémiologique (niveau 3)
<b>ENDOCRINOLOGIE</b>	
Thyroïde diagnostique ( <sup>99m</sup> Tc, <sup>123</sup> I)	Pas de TDM (Niveau 0) Exceptionnellement pour précision fixation ectopique (niveau 2 ou 3)
Thyroïde post-thérapeutique ( <sup>131</sup> I)	TDM sémiologique (niveau 3)
Parathyroïdes TEMP ou TEP	TDM sémiologique (niveau 3)
Surrénales TEMP ou TEP	TDM sémiologique (niveau 3)
<b>NEUROLOGIE</b>	
IRM disponible pour fusion multimodale	Pas de TDM (niveau 0) TDM pour CA (niveau 1)
IRM non disponible pour fusion multimodale	TDM de localisation à diagnostique (niveau 2 à 4)
<b>CARDIOLOGIE</b>	
Scintigraphie de perfusion myocardique	Pas de TDM, TDM pour CA (niveau 1) Score calcique coronaire (niveau 2) Coroscaner (niveau 4)
<i>Pas de coronaropathie connue</i>	
Scintigraphie de perfusion myocardique – <i>Coronarien connu</i>	Pas de TDM ou TDM pour CA (niveau 1)
Ventriculographie isotopique	Pas de TDM (niveau 0)
Scintigraphie myocardique aux disphosphonates	Pas de TDM (niveau 0)
Scintigraphie myocardique aux leucocytes marqués	TDM pour CA (niveau 1) TDM pour localisation anatomique (niveau 2) TDM injecté pour analyse des lésions (niveau 4)
TEP cardiaque au 18F-FDG – <i>Viabilité myocardique</i>	TDM pour CA (niveau 1) Coroscaner (niveau 4)
TEP de perfusion	TDM pour CA (niveau 1), Score calcique coronaire (niveau 2) Coroscaner (niveau 4)

TEP cardiaque au 18F-FDG –	TDM pour CA (niveau 1)
<i>Inflammation/ infection</i>	TDM pour localisation anatomique (niveau 2) TDM injecté pour analyse des lésions (niveau 3/4)
TEP vasculaire au 18F-FDG	TDM pour CA (niveau 1) TDM pour localisation anatomique (niveau 2) TDM injecté pour analyse des vaisseaux (niveau 3/4)
<b>PEDIATRIE</b>	
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Scintigraphie rénale</li> <li>• Scintigraphie thyroïdienne (pathologie bénigne)</li> <li>• Scintigraphie myocardique, ventriculographie isotopique</li> <li>• Scintigraphie pulmonaire</li> <li>• Recherche de saignement digestif</li> <li>• Fractures ou algodystrophie</li> </ul>	Pas de TDM (niveau 0)
Toutes autres situations, notamment en cancérologie	TDM de localisation (niveau 2) si les examens radiologiques pré-existants sont suffisants de manière certaine TDM diagnostique (niveau 3 voire 4 si nécessaire) dans tous les autres cas.