



UNIVERSITÉ DE LILLE  
**FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG**  
Année : 2023

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Intérêt du scanner spectral dans la détection des lésions de carcinose  
péritonéale des adénocarcinomes d'origine digestive.**

Présentée et soutenue publiquement le vendredi 7 juillet 2023 à 16 h  
au Pôle Recherche  
par **Laure APRILE**

---

**JURY**

**Président :**

**Monsieur le Professeur Olivier ERNST**

**Assesseurs :**

**Madame le Professeur Clarisse EVENO**

**Monsieur le Docteur Corentin SELOMME**

**Directeur de thèse :**

**Madame le Docteur Mathilde VERMERSCH**

---



## **Avertissements**

**La faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.**

## Table des matières

<b>Liste des abréviations</b>	<b>2</b>
<b>Résumé</b>	<b>3</b>
<b>INTRODUCTION</b>	<b>4</b>
I. Définitions, anatomie du péritoine, physiopathologie et épidémiologie de la carcinose péritonéale.	4
1. Le péritoine.	4
2. La carcinose péritonéale.	7
3. Épidémiologie de la carcinose péritonéale.	9
4. Détection de la carcinose péritonéale	10
5. Quantification de la maladie péritonéale	12
II. Principes physiques de la tomodensitométrie	14
1. La production des rayons X et interactions avec la matière.	14
2. Principes physiques de l'imagerie spectrale.	18
3. Les différentes technologies de scanner spectral	20
• Le kilovoltage Switching	20
• Scanner Double Sources	20
• Scanners à détecteurs multicouche	20
4. Reconstructions et applications.	21
III. Objectif de l'étude	22
<b>MATÉRIEL ET MÉTHODE</b>	<b>23</b>
I. Considérations éthiques.	23
II. Population	23
III. Acquisition tomodensitométrie et reconstructions.	23
IV. Analyse des images	24
V. Gold standard	26
VI. Analyse statistique	26
<b>RÉSULTATS</b>	<b>27</b>
I. Caractéristiques de la population.	27
II. Performances du scanner spectral « IQON » dans la détection de la carcinose péritonéale.	29
III. Densité et rehaussement des lésions.	34
<b>DISCUSSION</b>	<b>42</b>
<b>CONCLUSION</b>	<b>45</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>46</b>

## **Liste des abréviations**

Acc : Précision

CCR : Completeness of CytoReduction

CHIP : Chimiothérapie Hyperthermique Intra Péritonéale

CNR : Contraste-Sur-Bruit

CP : Carcinose Péritonéale

FOV : Field Of View

UH : Unités Hounsfield

IC : Intervalle de Confiance

IQR : Intervalle InterQuartile

kV : kiloVoltage

mAs : milliAmpères par seconde

PCI : Peritoneal Cancer Index

PSOGI : Peritoneal Surface Oncology Group International

ROI : Region Of Interest

Se : Sensibilité

SNR : Signal-Sur-Bruit

Sp : Spécificité

TDM : Tomodensitométrie à Multi détecteurs

VNC : Virtual Non contrast

VPN : Valeur predictive négative

VPP : Valeur Prédictive Positive

Z : Numéro atomique

## **Résumé**

### **Introduction**

La détection précoce des lésions de carcinose péritonéale est un élément essentiel qui conditionne la prise en charge des patients. Les reconstructions à bas kilovoltage obtenues par scanner spectral à double couche de détecteurs permettent d'améliorer la résolution en contraste sans augmenter le bruit de l'image. L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les performances diagnostiques du scanner spectral double couche dans la détection des lésions péritonéales des adénocarcinomes digestifs. L'objectif secondaire était de déterminer si le scanner spectral permettait d'améliorer la différenciation entre lésions bénignes et malignes.

### **Matériel et méthode**

Étaient inclus 52 patients suivis pour un ADK digestif ayant bénéficié d'un scanner spectral injecté (IQonPhilips Healthcare) entre décembre 2020 et avril 2022 et d'une chirurgie avec exploration de la cavité péritonéale. Les images conventionnelles et les reconstructions mono-énergétiques à 50 et 40 kV étaient relues en aveugle, afin de définir la présence ou non de carcinose péritonéale. Le Gold Standard était l'examen anatomopathologique des pièces opératoires. Dans un second temps, le rehaussement, le SNR et le CNR des nodules péritonéaux de plus de 5 mm étaient calculés.

### **Résultats**

Les reconstructions à bas kV permettaient une amélioration significative des rapports SNR et CNR comparativement aux reconstructions conventionnelles ( $p < 0,001$ ) améliorant significativement la sensibilité, la VPN et la précision dans la détection des lésions de carcinose péritonéale (respectivement :  $Se=92\%$  vs  $58\%$ ,  $VPN=91\%$  vs  $63\%$  et  $Accuracy=85\%$  vs  $65\%$ ,  $p < 0,05$ ). Au temps veineux, les reconstructions à bas kilovoltage permettaient également une meilleure différenciation entre lésions bénignes et malignes avec un rehaussement plus important des lésions malignes ( $p=0,03$ ).

### **Conclusion**

Grâce à une amélioration de la résolution en contraste sans augmentation du bruit, les reconstructions à bas kilovoltage en scanner spectral double couche, permettent une amélioration significative des rapports SNR et CNR des lésions péritonéales et ainsi une amélioration des performances diagnostiques dans la détection de la carcinose péritonéale des adénocarcinomes d'origine digestive. Par ailleurs, ces reconstructions permettent une meilleure différenciation entre lésions péritonéales bénignes et malignes avec un rehaussement plus important des lésions malignes.

# **INTRODUCTION**

## **I. Définitions, anatomie du péritoine, physiopathologie et épidémiologie de la carcinose péritonéale.**

### **1. Le péritoine.**

Le péritoine est une membrane séreuse constituée de deux feuillets. Le premier, tapisse les parois de la cavité abdomino-pelvienne (feuillelet pariétal) et le deuxième tapisse la surface extérieure des organes abdominaux (feuillelet viscéral). L'accolement de ces deux feuillets forme une pseudo-cavité au sein de laquelle circule 5 à 20 ml de liquide (1).

La cavité péritonéale est séparée en une cavité principale elle-même séparée en plusieurs espaces par de nombreux ligaments et replis, et en une cavité accessoire appelée la bourse omentale, située derrière l'estomac (2). Ces deux cavités communiquent via le foramen épiploïque ou foramen de Winslow (Figure 1).

Le mésocôlon transverse sépare la cavité péritonéale en un étage sus-mésocolique, lui-même séparé en deux compartiments, droit et gauche, par l'insertion du ligament falciforme, et en un étage infra-mésocolique, séparé en deux par la racine du mésentère (Figure 2).

Le péritoine présente également de nombreuses zones de réflexions (3), dont le grand omentum qui recouvre l'ensemble des anses grêles (Figure 1). Le petit omentum quant à lui, est situé entre le foie, le duodénum et la petite courbure gastrique (Figure 1 / Figure 2).

Du fait de sa surface, le péritoine possède un rôle important dans l'organisme et assure des fonctions d'échange membranaire, d'homéostasie, de présentation d'antigène et de réparation tissulaire. Cependant, il peut être le siège de nombreuses pathologies notamment inflammatoires, infectieuses, traumatiques, mais aussi tumorales (2,3).

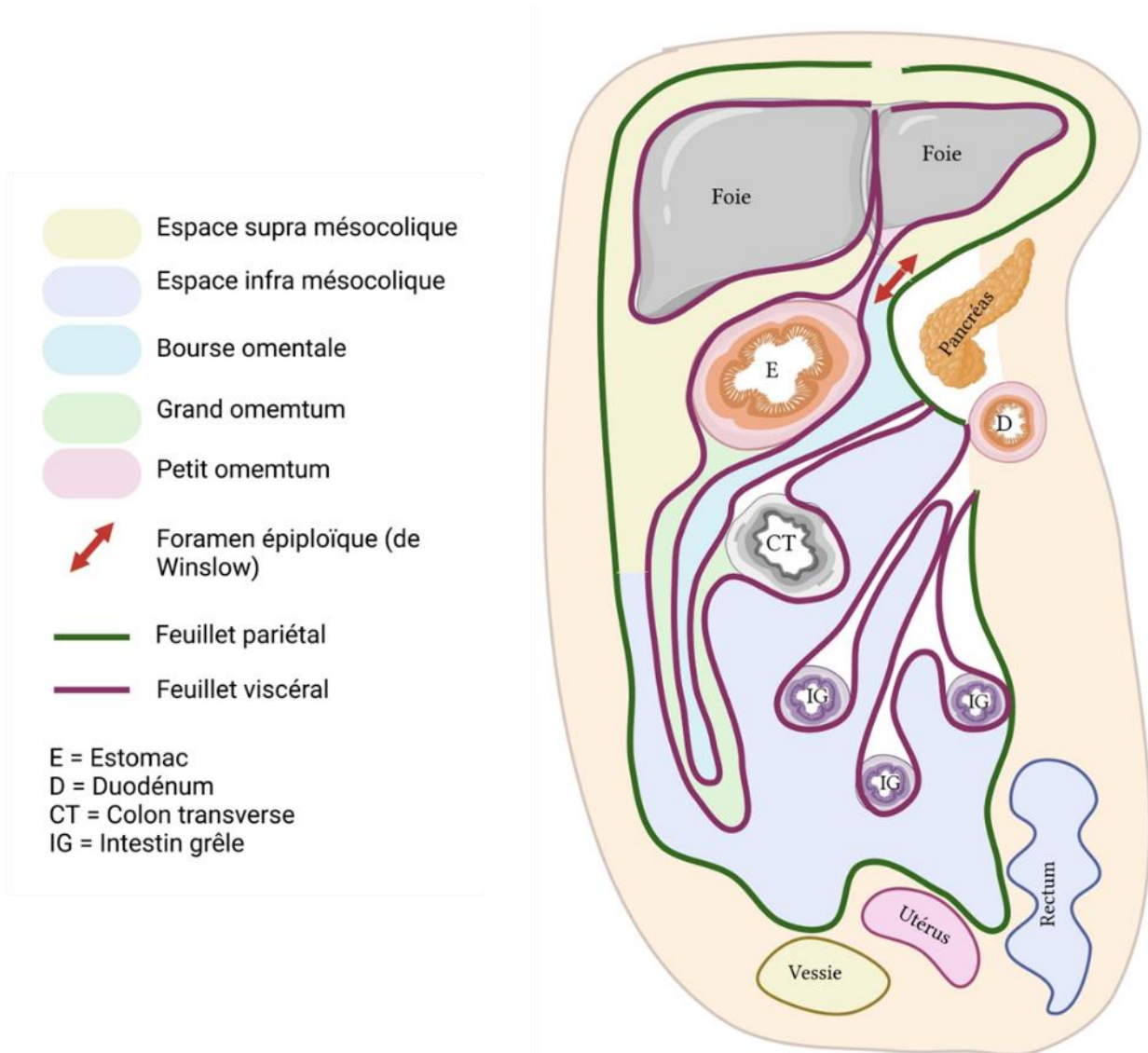


Figure 1 : Schématisation en vue sagittale de la cavité péritonéale et de ses compartiments.<sup>1</sup>  
 Schéma inspiré par WasnikAP (2)

<sup>1</sup> Schéma conçu sur Biorender.com



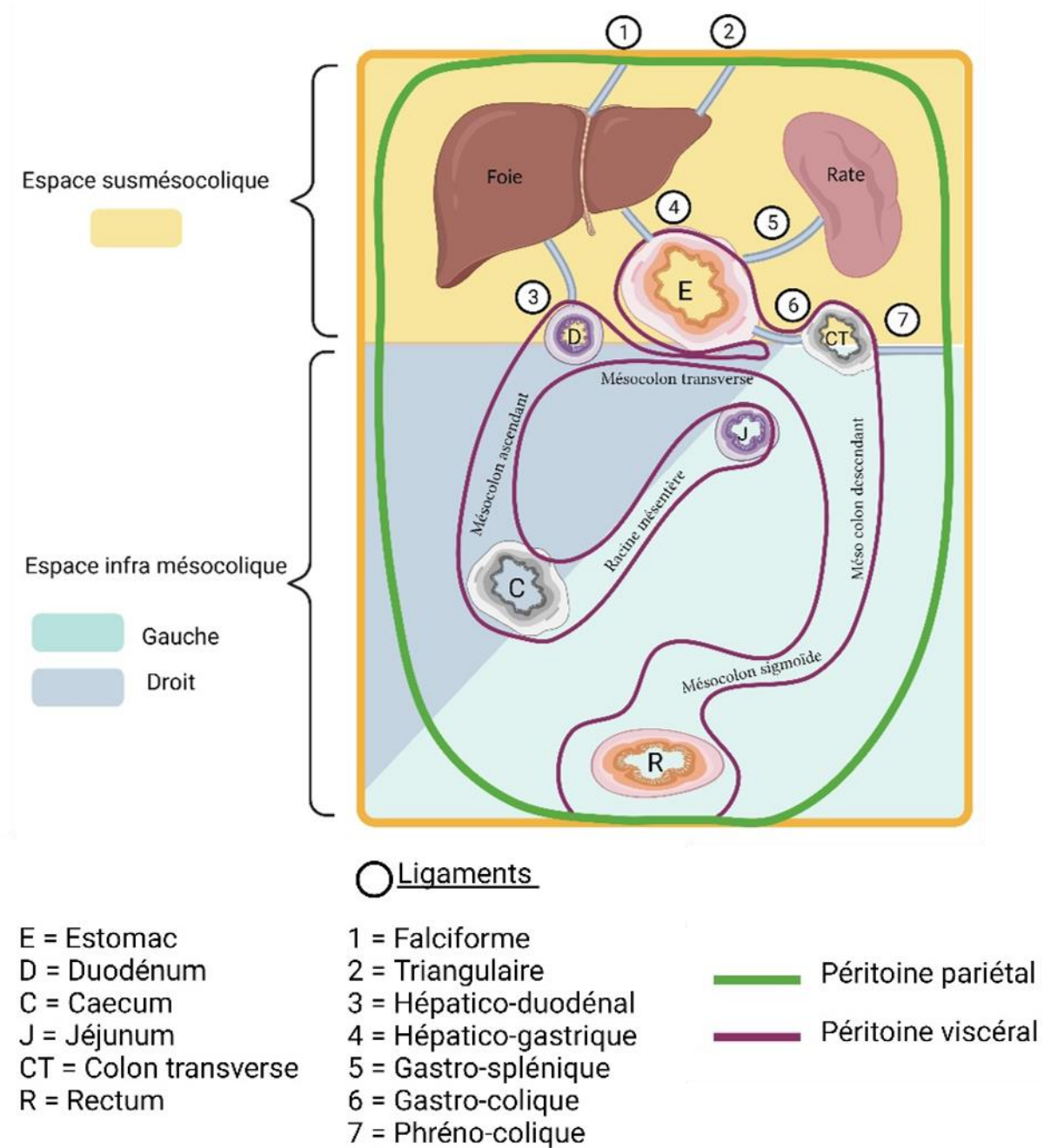


Figure 2 : Anatomie de la cavité péritonéale en vue coronale. <sup>2</sup>  
Schéma inspiré par Wasnik AP (2)

<sup>2</sup> Schéma conçu sur Biorender.com

## 2. La carcinose péritonéale.

La carcinose péritonéale (CP) se définit comme la dissémination et l'implantation de cellules cancéreuses au sein de la cavité abdominale. Il s'agit d'une des pathologies les plus fréquentes du péritoine et provient essentiellement de tumeurs intra-abdominales comme l'estomac, le colon, le pancréas et l'ovaire.

La dissémination des cellules tumorales au sein de la cavité péritonéale peut être expliquée par plusieurs théories (4). Les cellules tumorales peuvent se répandre au sein de la cavité péritonéale soit par exfoliation spontanée de la tumeur primitive, lorsque celle-ci envahit la séreuse de l'organe atteint, soit par rupture spontanée ou iatrogène de la tumeur, soit par section d'un vaisseau ou d'un conduit lymphatique au cours du traitement. Une fois libérées, les cellules tumorales se répartissent au sein de la cavité péritonéale et s'implantent sur les surfaces mésothéliales.

De nombreux travaux ont constaté que les lésions de CP se répartissent préférentiellement au niveau du pelvis, du mésocôlon sigmoïde, de la gouttière pariéto-colique droite, des coupes diaphragmatiques, du mésentère et de l'omentum (5,6).

Les expériences de péritonéographie de MORTON et MEYER menées en 1973 ont permis de mettre en évidence un sens de circulation du liquide péritonéal au sein de la cavité, pouvant expliquer ces constatations (7,8).

Le liquide péritonéal, soumis à la gravité, chemine le long du mésentère et du mésocôlon sigmoïde jusqu'à la jonction iléo-caecale puis s'accumule dans le cul-de-sac de Douglas. L'ensemble du liquide remonte ensuite le long des gouttières pariéto-coliques sous l'effet du péristaltisme du tube digestif et de la pression négative exercée par le diaphragme.

À droite, la gouttière pariéto-colique communique librement avec les espaces sus-hépatique et sous phrénique, tandis qu'à gauche, le mouvement du liquide est interrompu par le ligament phréno-colique, expliquant l'asymétrie de distribution des nodules péritonéaux entre les coupoles diaphragmatiques droite et gauche (Figure 3).

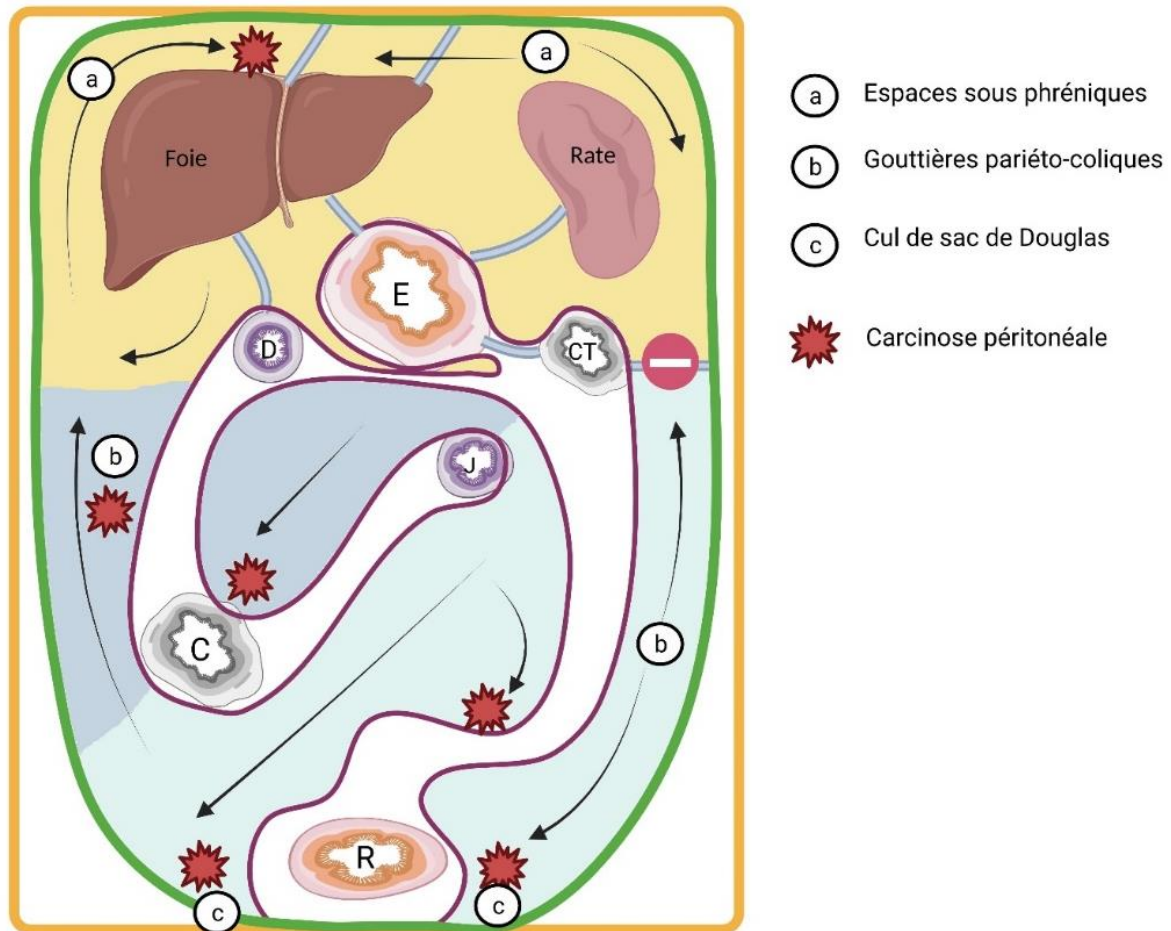


Figure 3 : Schématisation de la circulation du liquide péritonéal et des sites de développement de la carcinose péritonéale selon la théorie de Morton et Meyer (8) <sup>3</sup>

Enfin, la majorité du liquide péritonéal est réabsorbé par le grand omentum et le péritoine de la coupole diaphragmatique droite, riches en lymphatiques, expliquant la propension des cellules tumorales à s'y implanter.

<sup>3</sup> Schéma conçu sur Biorender.com

### 3. Épidémiologie de la carcinose péritonéale.

La CP est un mode fréquent d'évolution de la plupart des cancers de l'appareil digestif.

Selon des études précédemment menées, 8 à 10 % des patients pris en charge pour un cancer colorectal (9,10) et 14% des patients atteints d'un cancer gastrique (11) ou pancréatique (12) ont une CP lors de leur prise en charge ou, en développeront une au cours de leur suivi.

L'existence d'une CP réduit considérablement la médiane de survie des patients, passant de 141 mois à 7-8 mois pour les cancers colorectaux (13,14) et de 14 mois à 4 mois pour les cancers gastriques (11). Pour les cancers pancréatiques, elle ne serait alors que de 1,9 mois (12).

L'utilisation de chimiothérapies palliatives, souvent seul traitement proposé à ces patients, ne permet pas d'augmenter de manière significative la survie (15,16).

Depuis quelques années, la technique de cytoréduction complète associée à une chimiothérapie hyperthermique intrapéritonéale (CHIP), est devenue le traitement de référence et a fait l'objet de recommandations validées en 2014 par le Peritoneal Surface Oncology Group International (PSOGI) (17).

L'objectif de cette technique est de réaliser une excision macroscopique complète de l'ensemble des lésions, ce qui peut impliquer des résections viscérales ou des péritonectomies étendues (18). La maladie microscopique est ensuite traitée dans un second temps par l'instillation peropératoire au sein même de la cavité péritonéale, d'un bain de chimiothérapie chauffé entre 41 et 43°C (19–21).

Le succès de cette technique dépend de la possibilité de réaliser une exérèse complète afin d'optimiser l'effet de la CHIP, efficace pour les lésions de moins de 2,5mm.

Malgré son efficacité, prouvée lors de plusieurs études de phase II et III (22,23,6,24), cette technique reste couteuse en temps, en moyens, et peut présenter un taux élevé de morbi-mortalité, avec entre 1,6 et 3% de décès et un taux de complication entre 34 et 43%. Ceci est dû notamment au nombre de péritonectomies ou de résections viscérales, et donc au nombre de lésions présentes (25,26).

Il est donc nécessaire de connaître précisément le nombre, la taille et la localisation de l'ensemble des nodules péritonéaux afin de réaliser une sélection optimale des patients pouvant bénéficier de ce traitement.

#### **4. Détection de la carcinose péritonéale**

La cartographie des lésions de CP peut être faite par coelioscopie ou laparoscopie exploratrice, longtemps considérées comme Gold Standard pour l'évaluation de la maladie (27,28). Cependant, ces techniques nécessitent une anesthésie générale et l'exploration chirurgicale de la totalité de la cavité péritonéale peut être rendue difficile par l'existence d'adhérences postopératoires. Par ailleurs, certaines localisations péritonéales ne sont pas visualisées directement lors d'une coelioscopie exploratrice et doivent être connues à l'avance afin d'être spécifiquement cherchées par le chirurgien.

L'imagerie préopératoire a donc un rôle fondamental pour évaluer au mieux l'étendue de la CP et pour dépister l'envahissement des zones non résécables, comme le hile hépatique ou la racine du mésentère et ainsi, éviter une chirurgie inutile au patient (29).

La tomodensitométrie à multidétecteurs (TDM) est la technique d'imagerie la plus couramment utilisée du fait de son faible coût, de sa disponibilité et de sa bonne résolution spatiale. Sa sensibilité (Se) de détection est estimée à 68% avec un intervalle de confiance à 95% (IC95%) compris entre 46% et 84%. Sa spécificité (Sp) est de 88% IC95% [81-93%] (30). La capacité de détection du scanner dépend de nombreux facteurs, notamment de la région anatomique explorée (31), mais aussi de la taille des lésions, avec une sensibilité bien plus élevée atteignant les 94% pour les lésions de plus de 5cm contre seulement 11% pour les lésions de moins de 5mm (5).

La technique d'imagerie ayant la meilleure sensibilité estimée à 91% IC95% [84-96%] (30), reste l'imagerie par résonance magnétique (IRM), notamment lorsqu'elle est couplée à des séquences de diffusion. Sa spécificité reste bonne, estimée à 85% IC95% [78-91%]. Son excellente résolution en contraste permet une meilleure détection de certains sous-types histologiques, comme les adénocarcinomes mucineux ou les pseudomyxomes primitifs du péritoine. Cependant, l'IRM est un examen souvent peu disponible, coûteux, et nécessitant un long temps d'apprentissage avant d'être maîtrisé par de jeunes radiologues. Dans certains centres, elle peut être couplée à la TDM pour pallier à sa mauvaise résolution spatiale (32).

Enfin, l'examen disposant de la meilleure spécificité, estimée à 90% IC95% [80-96%], est la tomographie par émission de positon, couplée au scanner (TEP-TDM) (30).

Sa sensibilité, d'environ 80% IC95% [57-92%] (30), peut être mise à défaut pour les lésions de petite taille ou peu métaboliques, comme les tumeurs mucineuses (33). Par ailleurs, la TEP-TDM reste un examen long, coûteux et peu disponible.

## 5. Quantification de la maladie péritonéale

L'étendue de la CP est le plus souvent évaluée à l'aide d'un score appelé le « *Peritoneal Cancer Index* » (PCI) décrit par SugarBaker et Jaquet en 1996 (34), et officiellement adopté comme score de référence par le PSOGI en 2006.

Ce score prend en compte la taille des métastases péritonéales et leur répartition au sein de la cavité péritonéale. Pour cela, la cavité abdomino-pelvienne est divisée en neuf régions auxquelles se rajoutent quatre régions sectorisant l'intestin grêle (Figure 4).

À chacune de ces 13 zones est attribué un score en fonction du nodule le plus grand (0 : absence de lésion, 1 : nodule de moins de 5mm, 2 : nodule compris entre 5mm et 5cm, 3 : nodule de plus de 5cm ou nodules confluents). Le score final est calculé en additionnant les scores obtenus dans chaque région.

### PERITONEAL CANCER INDEX (PCI)

#### Régions

- 0 Centre
- 1 Hypochondre droit
- 2 Epigastre
- 3 Hypochondre gauche
- 4 Flanc gauche
- 5 Fosse iliaque gauche
- 6 Pelvis
- 7 Fosse iliaque droite
- 8 Flanc droit
- 9 Jejunum proximal
- 10 Jejunum distal
- 11 Ileon proximal
- 12 Ileon distal

#### Taille de la tumeur

- Tumeur absente ou non visible : 0
- Tumeur <0,5cm : 1
- Tumeur entre 0,5cm et 5cm : 2
- Tumeur >5 cm ou lésions confluents : 3

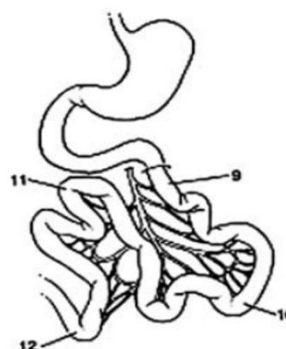
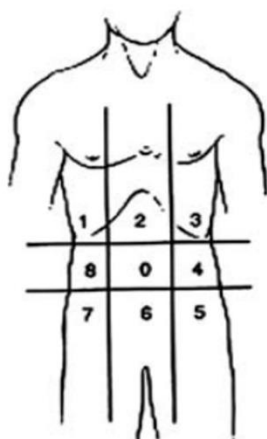


Figure 4 : *Peritoneal Cancer Index (Score PCI)* selon Sugarbaker et Jaquet (34)

Initialement appliqué lors de la coéloscopie et la laparoscopie exploratrice ou thérapeutique, ce score a progressivement trouvé sa place en imagerie.

Le score PCI est un facteur indépendant de survie. Ainsi, en cas de score inférieur à 7, la survie des patients à 5 ans serait d'environ 49% contre 13% en cas de PCI supérieur à 19 (35).

Après chirurgie, la maladie résiduelle est évaluée par le CCR-Score (Completeness of Cancer Resection Score) également développé par Sugarbaker et Jacquet (34) (Figure 5). La cytoréduction est jugée complète en cas de score égal à 0 ou 1.

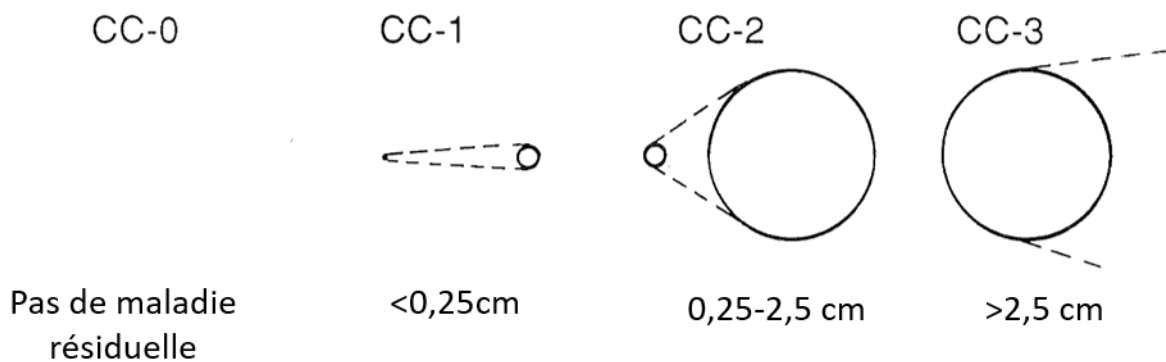


Figure 5 : Score CCR selon Sugarbaker et Jacquet (34)

Ainsi, les patients sélectionnés pour la chirurgie sont ceux pour lesquels on peut espérer une cytoréduction complète CCR0 et donc ceux qui présentent le PCI pré-opératoire le plus bas.



## II. Principes physiques de la tomodensitométrie

La capacité médiocre du scanner conventionnel à détecter les lésions de la CP est principalement liée à sa résolution en contraste.

En effet, les lésions de carcinose, tissulaires, présentent une densité souvent similaire aux organes adjacents, rendant leur détection difficile.

Pour pallier à cela, de nouvelles technologies ont été développées au cours des années, et notamment le scanner spectral.

Nous détaillerons dans un premier temps le fonctionnement du scanner conventionnel afin de mieux comprendre par la suite l'apport de ces nouvelles technologies.

### 1. La production des rayons X et interactions avec la matière.

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques découvertes par Roentgen en 1895. (36).

De nos jours, ils sont produits selon le principe du tube Coolidge (37).

Un filament de tungstène formant la cathode, est chauffé à haute température provoquant l'arrachement d'un nuage d'électrons par effet thermo-ionique. Ces électrons sont ensuite accélérés au sein du tube par l'application d'un différentiel de potentiels et projetés en direction de l'anode avec laquelle ils interagissent (Figure 6).

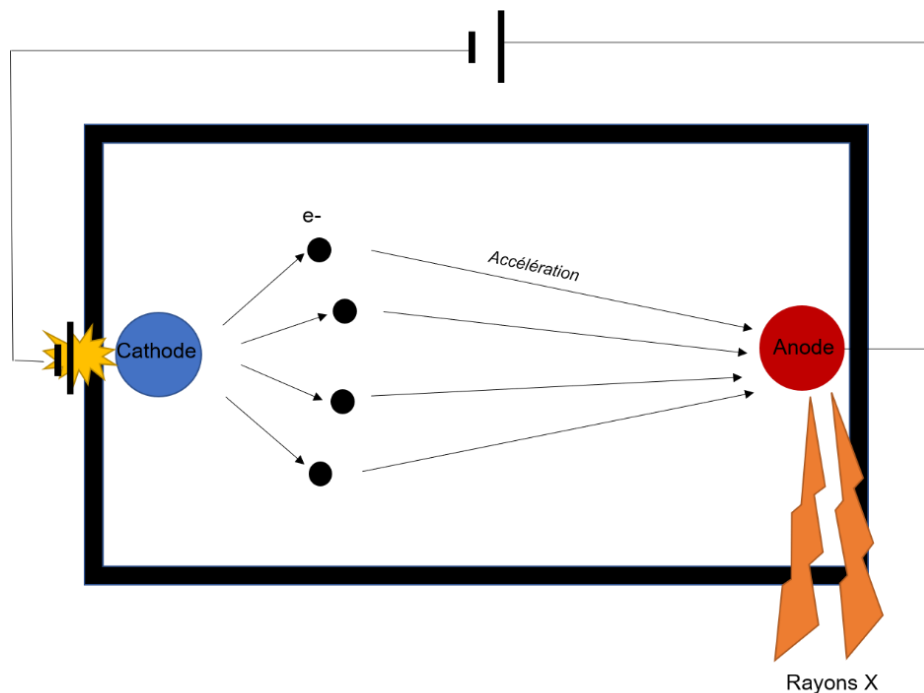


Figure 6 : Schéma du tube Coolidge (37)

Cette décélération brutale des électrons sur l'anode aboutit à la production de 99% de chaleur sous la forme de rayonnements infrarouges pour seulement 1% de rayons X.

En radiologie conventionnelle, l'image est obtenue par l'atténuation du faisceau de rayons X par la matière, qui s'explique par deux phénomènes physiques : l'effet photo-électrique et l'effet Compton.

## L'effet Photo-Electrique (PE)

Cet effet a été décrit pour la première fois par Albert Einstein en 1905 (37). Selon ce principe physique, l'intégralité de l'énergie véhiculée par le photon incident est transmise à un électron du milieu traversé. S'ensuit une ionisation de l'atome concerné qui, pour retrouver son équilibre, se désexcite par réarrangement électronique en émettant un photon de fluorescence (Figure 7).

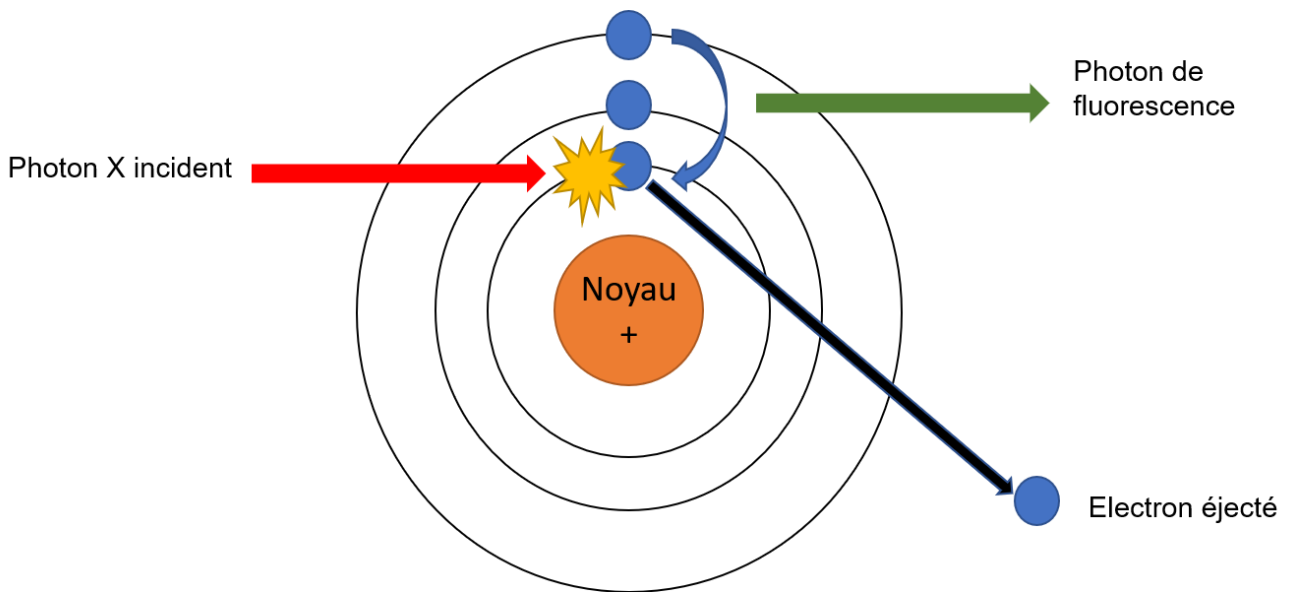


Figure 7 : Effet photo-électrique (37).

Le coefficient d'atténuation ( $\mu_{PE}$ ) obtenu dépend du numéro atomique ( $Z$ ) et de la densité ( $d$ ) du milieu. Ainsi, cet effet prédomine dans les structures osseuses, métalliques et pour des rayons X de faible énergie.

$$\mu_{PE} = \frac{(k.Z^3.d^3)}{E^3}$$

$k$  = constante caractéristique du milieu  
 $Z$  = Numéro atomique du matériau composant le milieu  
 $d$  = densité du milieu  
 $E$  = énergie des photons

## L'effet Compton

Selon cet effet, le photon incident interagit avec un électron des couches périphériques de l'atome (37). Cet électron, appelé « électron Compton » est éjecté. L'énergie restante est transmise sous la forme d'un photon diffusé (Figure 8).

C'est cet électron qui est responsable d'une grande partie de l'irradiation reçue par le patient et qui participe au bruit de l'image.

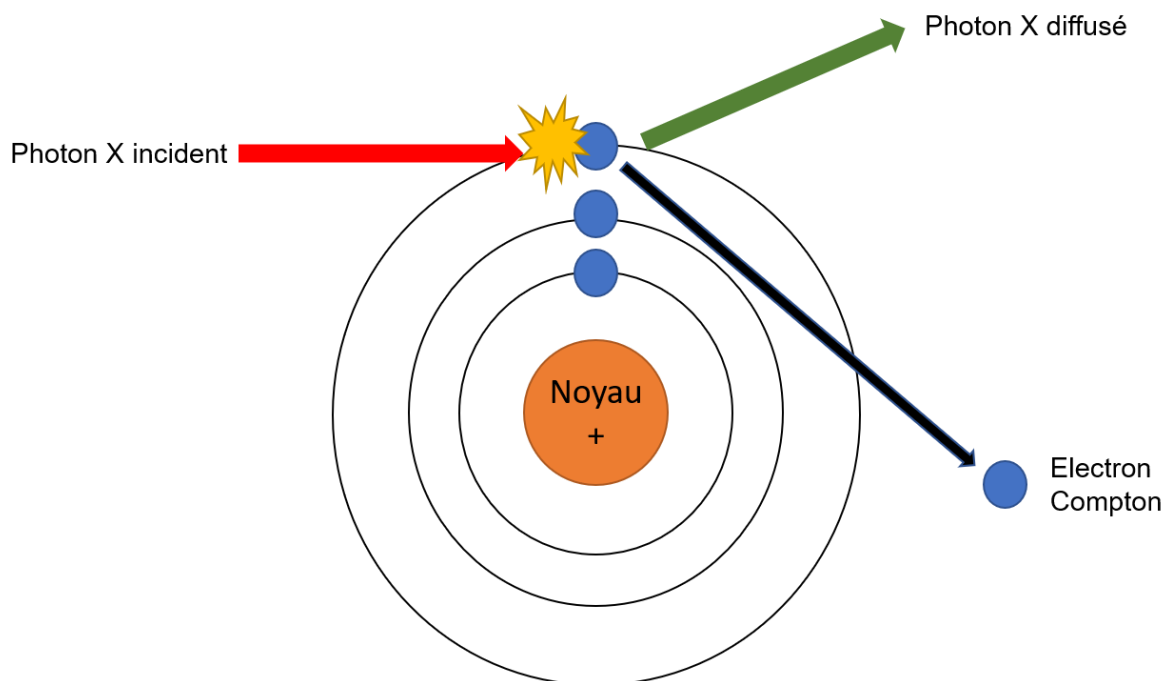


Figure 8 : Effet Compton (37)

$$\mu_c = \frac{k \cdot d}{E^{0,3}}$$

<p>k = constante du milieu d = densité du milieu E = énergie des photons</p>
--

Selon la formule ci-dessus, le coefficient d'atténuation ( $\mu_c$ ) ne dépend pas du numéro atomique du milieu, mais essentiellement de sa densité. Cet effet prédomine donc dans les milieux peu denses (ex. : graisse et tissus mous) et pour les rayons X de fortes énergies, supérieures à 50 keV.

## 2. Principes physiques de l'imagerie spectrale.

En imagerie conventionnelle, selon les effets photo-électriques et Compton, le coefficient d'atténuation linéaire n'est pas propre à un matériau, mais dépend de sa composition, de sa densité et de l'énergie des photons utilisés.

Deux structures distinctes comme l'os, dont le numéro atomique (Z) est assimilé à celui de calcium (Z=20), et les vaisseaux injectés avec du produit de contraste iodé (Z=53) peuvent ainsi avoir la même valeur d'unité Hounsfield (UH) et être difficilement discernables par l'œil humain (38).

L'imagerie spectrale permet d'obtenir la composition exacte de la matière constituant un voxel, en jouant sur la différence de coefficient d'atténuation linéaire des matériaux obtenue à différentes énergies.

Le coefficient d'atténuation  $\mu$  de la matière au sein d'un voxel pour une énergie donnée (E) est obtenu par la somme des coefficients linéaires d'atténuation, multiplié par la densité (c) de chaque composant de ce voxel tel que (39) :

$$\mu(E) = \sum \mu_n(E) \cdot c_n$$

La valeur en UH de ce voxel est ensuite calculée selon la formule (39) :

$$CT(E) = 1000 * \frac{[\mu(E) - \mu_{eau}(E)]}{\mu_{eau}(E)}$$

Chaque composant du corps humain possède donc une variation de sa densité en UH en fonction du niveau d'énergie utilisé.

Ainsi, comme démontré sur la Figure 9, à 50kV, il devient possible de différencier os et iode.

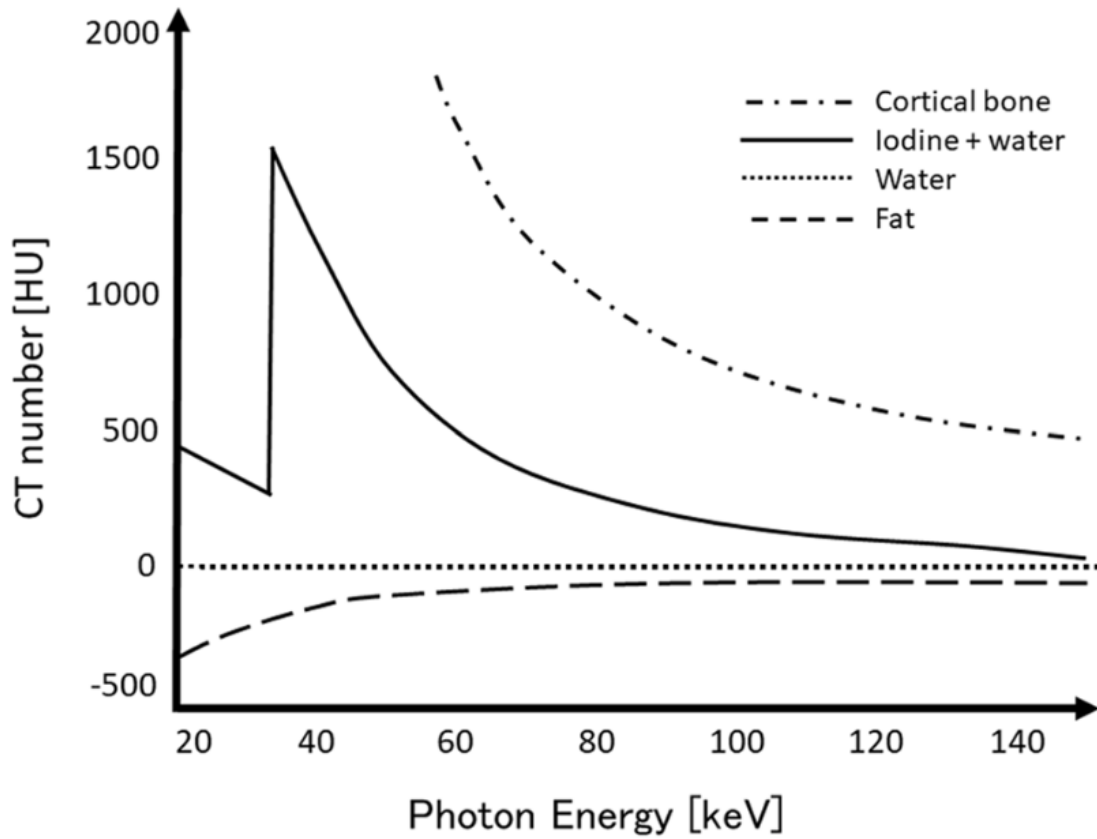


Figure 9 : Variation de la densité des composants du corps humain en fonction de l'énergie des rayons X utilisés (39).

En se basant sur cette théorie, les constructeurs ont développé depuis 2006, plusieurs technologies de scanner dits « spectraux », chacun présentant ses propres avantages et inconvénients (38,40,41).

### 3. Les différentes technologies de scanner spectral

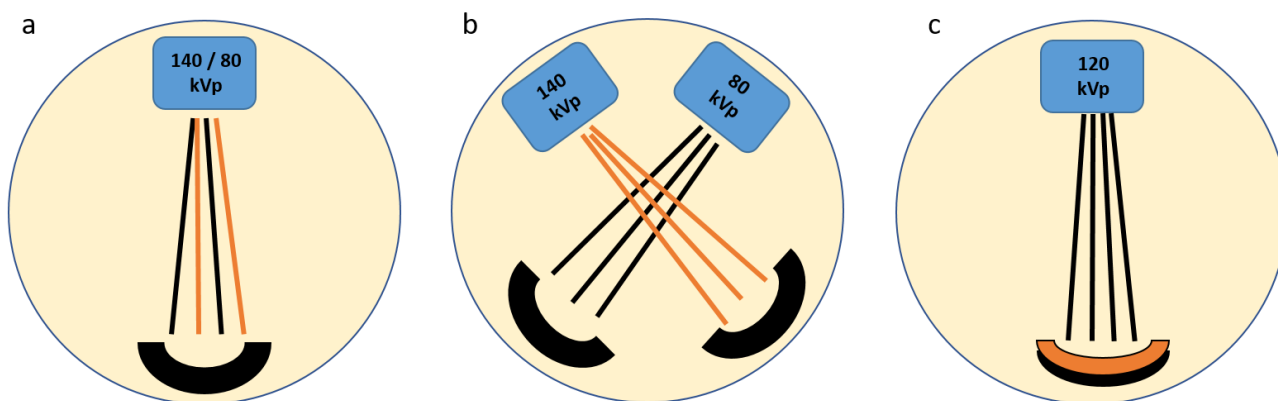


Figure 10 : les différentes techniques de scanner spectral (41)  
a : Le kV switching b : Le scanner double source c : Le scanner à multidétecteurs

- **Le kilovoltage Switching**

Ce scanner commercialisé par General Electric Healthcare, est formé d'un seul tube à rayons X alternant rapidement entre des rayons X à haute énergie (140kV) et des rayons X à basse énergie (80kV) (Figure 10a).

- **Scanner Double Source**

Le scanner double source développé par Siemens, est formé de deux tubes émettant respectivement entre 80-100kV et 140-150kV et de deux détecteurs (Figure 10b). Ainsi, il est possible de choisir les paramètres d'émission pour chaque tube afin d'obtenir soit des images conventionnelles rapides, soit des images spectrales .

- **Scanner à détecteur multicouche**

Le scanner dit « Double couche » ou « IQON » développé par Phillips Healthcare en 2016 possède un seul tube émettant un spectre polychromatique de rayons X, avec un pic d'énergie sélectionné à 120kV. Sa particularité réside dans son détecteur formé de plusieurs couches, sensibles à des niveaux d'énergie différents (Figure 10c).

Ainsi, les couches les plus superficielles reçoivent les rayons X de basse énergie et les couches les plus profondes, les rayons X de plus haute énergie.

Le principal avantage de cette technique, contrairement aux scanners cités précédemment, est que l'acquisition spectrale est systématique tout en gardant une qualité d'image équivalente à un scanner conventionnel 120kV (42).

#### **4. Reconstructions et applications.**

Après acquisition, le post-traitement des données brutes permet de décomposer la matière et d'obtenir des reconstructions, ayant de nombreuses applications cliniques.

Les reconstructions les plus utilisées sont les images virtuelles mono-énergétiques (VMI) qui simulent une acquisition obtenue avec un spectre de rayon X monochromatique, dont les énergies peuvent varier de 40 à 200 kV (39).

Les VMI faites à 65-70 kV sont équivalentes à des acquisitions conventionnelles avec un spectre polychromatique 120 kV tout en amenant une réduction significative du bruit (43).

En augmentant les rapports signal-sur-bruit (SNR) et contraste-sur-bruit (CNR), ces reconstructions à bas kilovoltage (40 ou 50 kV), permettent une amélioration de la résolution en contraste sans détériorer la qualité de l'image et notamment sans majorer le bruit.

Cela permet entre autres de réduire de 50 à 70% la quantité de produit de contraste injecté aux patients, notamment chez les patients insuffisants rénaux, et de permettre une meilleure détection des lésions. À hautes énergies, ces reconstructions permettent une réduction des artéfacts métalliques (44).

Les applications en imagerie oncologique et abdominale sont nombreuses : détection des carcinomes hépatocellulaires, des tumeurs neuroendocrines, des métastases hépatiques



notamment sur foie stéatosique, caractérisation des nodules surrenaliens de découverte fortuite, des lésions rénales, différenciation entre thrombus cruorique et tumoral, détection des saignements actifs et évaluation de la viabilité tissulaire dans le cadre des ischémies digestives (41,45,46).

Parmi les autres reconstructions, on retrouve également la cartographie d'iode, la Virtual non contrast-enhanced (VNC), la cartographie Z effective, la cartographie en densité d'électron ou encore, la Virtual non-calcium (VNCA) (39,41).

### **III. Objectif de l'étude**

Plusieurs études ont été publiées sur la détection des lésions de CP en scanner spectral dans les bilans de néoplasies ovariennes, avec des résultats très prometteurs (47).

À notre connaissance, il n'existe aucune étude menée sur la carcinose d'origine digestive.

L'objectif principal de notre étude est d'évaluer les performances diagnostiques du scanner spectral dans la détection des lésions péritonéales des adénocarcinomes d'origine digestive.

L'objectif secondaire est de déterminer si le scanner spectral peut permettre de différencier les lésions péritonéales bénignes et malignes.

# **MATÉRIEL ET MÉTHODE**

## **I. Considérations éthiques.**

Cette étude, rétrospective et non interventionnelle, a obtenu l'avis favorable du comité d'éthique pour la recherche en imagerie médicale (CERIM) (IRB : CRM-2204-257).

Le consentement éclairé écrit des patients n'a pas été requis.

## **II. Population**

Étaient inclus les patients (i) âgés de plus de 18 ans, (ii) suivis pour un adénocarcinome d'origine digestive, (iii) ayant bénéficié d'une imagerie abdominopelvienne injectée sur le scanner Philips IQON du Centre Hospitalier Universitaire de Lille dans le mois précédant une chirurgie avec exploration de la cavité péritonéale.

Étaient exclus les patients pour lesquels on retrouvait une néoplasie d'origine extradigestive.

## **III. Acquisition tomодensitométrique et reconstructions.**

L'ensemble des acquisitions ont été réalisées entre décembre 2020 et avril 2022 sur un scanner spectral IQON (Philips Healthcare), en service depuis septembre 2020.

Le protocole d'acquisition utilisait les paramètres suivants : une matrice de 512 x 512 mm, une collimation de 64 x 0.625 mm, un temps de rotation du tube de 0.4s et un pitch de 1.

L'ensemble des acquisitions étaient réalisées avec un voltage de 120kV et une modulation automatique des milliampères/seconde (mAs) afin d'optimiser la dose délivrée. La moyenne de l'intensité appliquée était de 120mAs pour une dose délivrée moyenne de 1418 mGy/cm.

Pour les phases injectées, 1 ml/kg de Iomeron 400 mg/kg (Bracco Imaging) était injecté en intra veineux à une vitesse de 3 ml/s.

La phase artérielle était obtenue selon la technique du « bolus tracking », avec détection du bolus d'iode dans l'aorte descendante et la phase veineuse 80s après le début de l'injection.

L'ensemble des données brutes au format DICOM étaient transférées sur un logiciel d'interprétation (Philips IntelliSpace Portal) permettant des reconstructions en images monoénergétiques à 120kV (VMI120), 70kV (VMI70), 50kV (VMI50) et 40kV (VMI40).

Les reconstructions étaient réalisées en coupe de 1 mm, avec un incrément de 0,5 mm en utilisant des techniques de réduction de bruit par reconstructions itératives, comme recommandé par le constructeur.

Les reconstructions conventionnelles étaient réalisées en utilisant les images obtenues à 70kV, énergie considérée équivalente à du 120kV en scanner conventionnel (43).

#### **IV. Analyse des images**

L'ensemble des données étaient anonymisées à l'aide du logiciel PACS IntelliSpace Radiology.

Dans un premier temps, l'ensemble des images conventionnelles et des reconstructions VMI à 50 et 40kV étaient relues par un radiologue sénior spécialisé en imagerie digestive et oncologique. La présence ou non de carcinose péritonéale était évaluée pour chaque reconstruction et un score de confiance diagnostique était donné selon l'échelle Likert (de 1 à 5).

Dans un second temps, une ROI (Region Of Interest) était placée par un radiologue junior dans chaque nodule suspect de plus de 5mm, et ceci sur chaque reconstruction en coupe axiale (conventionnelle, VMI120, VMI70, VMI50 et VMI40) pour chaque temps d'injection disponible (sans injection, artériel et veineux).

Les ROIs ciblaient la portion la plus tissulaire du nodule, en évitant les zones calcifiées nécrosées, et les vaisseaux. Une ROI de taille équivalente était placée dans le tissu adjacent jugé sain (muscle, colon, estomac, pancréas...) comme présenté dans la Figure 11. En cas d'ascite, une ROI était également placée à ce niveau.

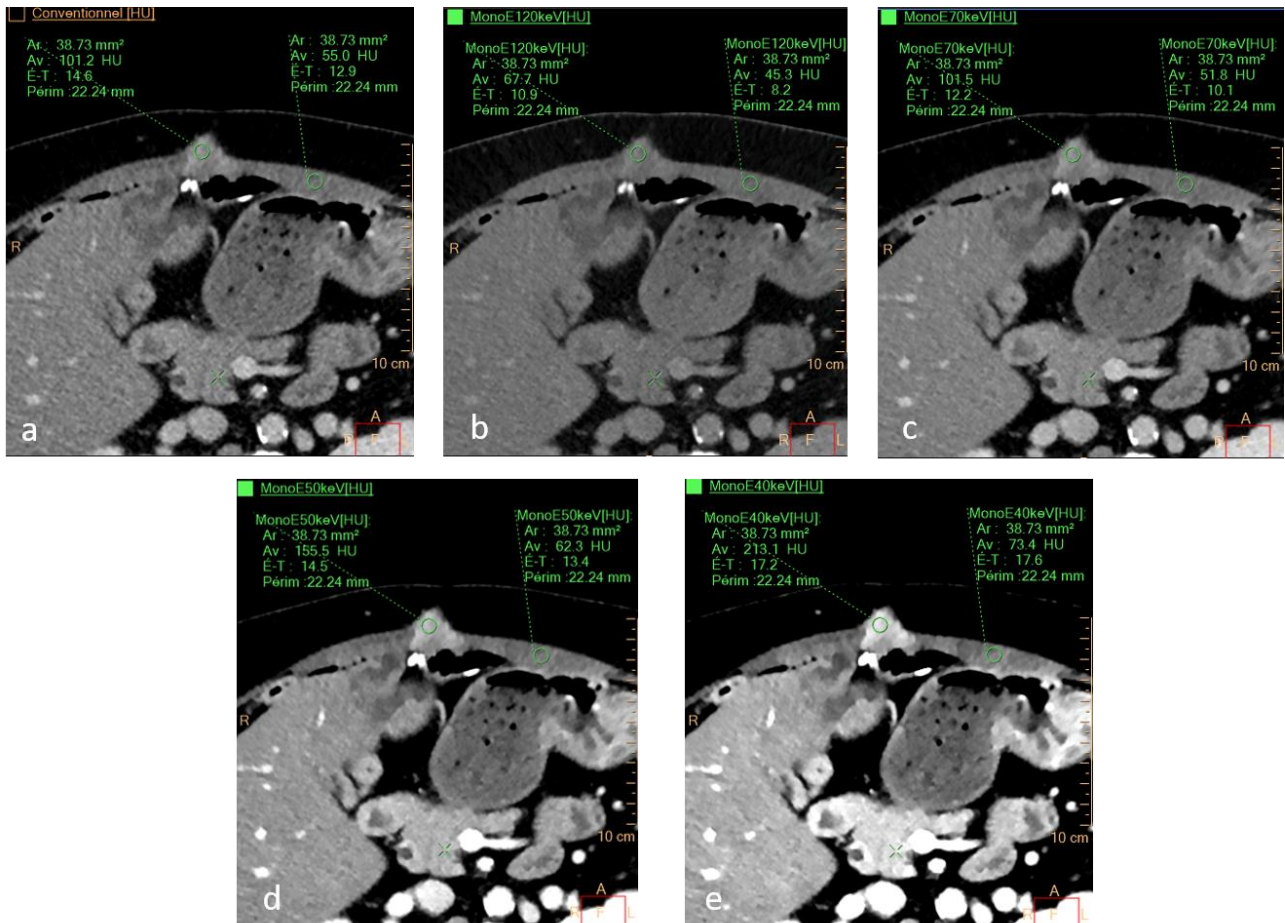


Figure 11 : Exemple de la prise de ROI dans un nodule musculaire pariétal et dans une zone musculaire saine chez une patiente suivie pour une carcinose péritonéale d'origine colique. Reconstructions conventionnelles (a), VMI120kV (b), VMI70kV (c), VMI50kV (d) et VMI40kV (e).

Pour chaque lésion, les rapports signal-sur-bruit (SNR) et contraste-sur-bruit (CNR) étaient calculés selon les formules suivantes :

$$\text{SNR (nodule)} = \frac{\text{ROI(nodule)}}{\text{SD(nodule)}}$$

$$\text{CNR (nodule)} = \frac{\text{ROI (nodule)} - \text{ROI (tissus de référence)}}{\sqrt{\text{SD (nodule)}^2 + \text{SD (tissus de référence)}^2}}$$

ROI : Valeur en UH de la zone sélectionnée  
SD : Déviation standard de la zone sélectionnée

## V. Gold standard

Le Gold Standard était l'exploration chirurgicale de la cavité abdominale.

En cas de nodule péritonéal, une résection chirurgicale était effectuée avec analyse anatomopathologique.

Étaient considérés comme cas les patients avec nodules péritonéaux pour lesquels une analyse anatomopathologique confirmait un adénocarcinome d'origine digestive.

Étaient considérés comme indemnes de la maladie les patients pour lesquels l'exploration de la cavité abdominale ne retrouvait aucune lésion ou si les nodules étaient bénins à l'examen anatomopathologique.

## VI. Analyse statistique

Les données qualitatives sont exprimées en termes d'effectif (n) et de pourcentage (%).

Les variables continues sont exprimées en moyenne (écart type) ou en médiane (Intervalle interquartile IQR) selon leur mode de distribution normale ou non.

Les variables continues étaient comparées à l'aide d'un test de T-Student.

Les variables catégorielles étaient comparées par un test de Chi 2 ou de Fischer selon les effectifs.

L'ensemble des analyses statistiques étaient faites en utilisant la version 23 du logiciel SPSS (International Business Machines Corporation).

Un p value <0,05 est considérée comme significative.

# RÉSULTATS

## I. Caractéristiques de la population.

Au total, 52 patients étaient inclus, avec parmi eux, 26 patients atteints de carcinose péritonéale (considérés comme « cas ») et 26 indemnes de la maladie (considérés comme « témoins »). La cohorte était composée de 26 femmes et 26 hommes, âgés de 32 à 82 ans pour une médiane d'âge de 63,5 ans.

Sur ces 52 patients, 33 étaient suivis pour un cancer du côlon (63,5%), 6 pour un cancer du rectum (11,5%), 4 pour un cancer de l'œsophage (7,7%), 4 pour un cancer de l'estomac (7,7%), 2 pour un cancer du pancréas (3,8%), 2 pour un cancer de l'appendice (3,8%) et un patient n'a jamais eu de primitif retrouvé, l'étude anatomopathologique concluant à un adénocarcinome tubuleux d'origine digestive (1,9%). Seuls deux patients atteints de carcinose avaient de l'ascite (4%).

Il n'était pas noté de différence significative entre les caractéristiques des patients atteints ou non de carcinose péritonéale ( $p > 0.05$ ).

Les caractéristiques de la population sont représentées dans le Tableau 1.

	<b>Groupe Cas (n=26)</b>	<b>Groupe Témoins (n=26)</b>
<b><u>Données cliniques n(%) ou médiane (IQR)</u></b>		
Hommes	14 (53.8%)	12 (46.2%)
Âge	61 (47,5 ; 72)	64,5 (46 ; 72)
IMC	24,9 kg/m <sup>2</sup> (21,9 ; 29,2)	23,4 kg/m <sup>2</sup> (20,5 ; 28,6)
Ascite	2 (4%)	0
<b><u>Primitif</u></b>		
Colon	17 (32.7%)	16 (30.8%)
Autres	9 (17.3%)	10 (19.2%)

*Tableau 1 : Caractéristiques de la population étudiée. On ne notait pas différence significative pour l'ensemble des caractéristiques ( $p > 0.05$ )*

La répartition des primitifs en fonction du statut cas / témoin est schématisée dans la Figure 12 :

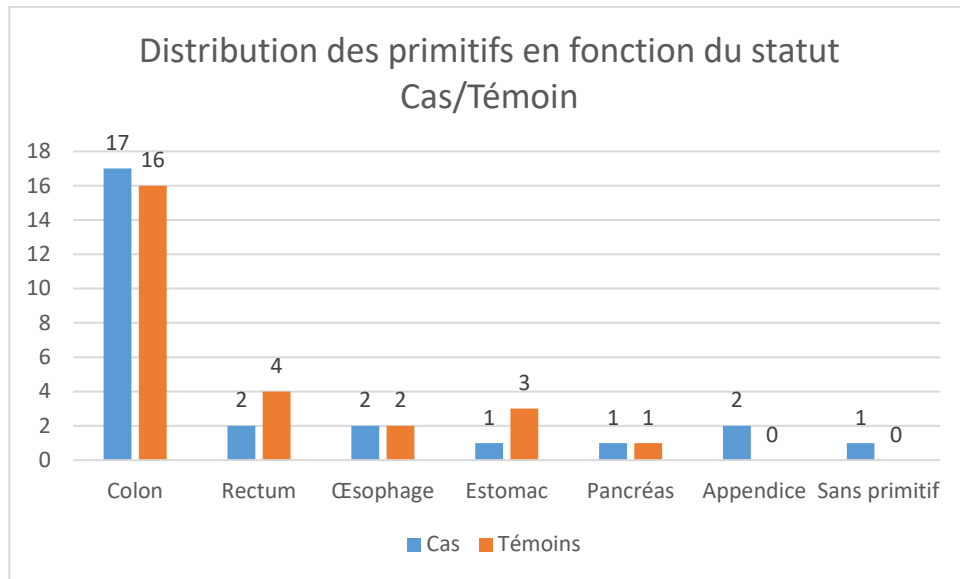


Figure 12 : Distribution des primitifs en fonction du statut cas/témoins.

L'ensemble des patients ont bénéficié d'au moins une acquisition au temps veineux centrée sur l'abdomen et le pelvis. Le reste du protocole était ensuite variable selon l'indication de l'examen : 46 patients ont également bénéficié d'une acquisition sans injection et au temps artériel.

Parmi les 26 patients « cas », 71 nodules de carcinose de plus de 5 mm ont pu bénéficier d'une analyse de leur rehaussement au scanner.

Parmi les 26 patients « témoins », 19 nodules potentiellement suspects en imagerie de plus de 5mm, mais bénins sur l'analyse anatomopathologique ont pu bénéficier d'une analyse de leur rehaussement au scanner.

## II. Performances du scanner spectral « IQON » dans la détection de la carcinose péritonéale.

En imagerie conventionnelle les performances diagnostiques du scanner dans la détection des patients atteints de CP étaient les suivantes : Se = 58%, Sp = 73%, VPP = 68%, VPN = 63%, Acc = 65%.

En VMI 50kV et VMI 40 kV, les performances diagnostiques étaient identiques avec : Se = 92%, Sp = 77%, VPP = 80%, VPN = 91%, Acc = 85%.

En VMI 50/40 kV, la Se, la VPN et la précision (Acc) étaient significativement meilleures qu'en imagerie conventionnelle avec respectivement  $p = 0,004$ ,  $p = 0,02$  et  $p = 0,02$

(Tableau 2).

	<b>Se</b>	<b>Sp</b>	<b>VPP</b>	<b>VPN</b>	<b>Acc</b>
<b>Conventionnel (70kV)</b>	58% [0,37 ; 0,77]	73% [0,52 ; 0,88]	68% [0,45 ; 0,86]	63% [0,44 ; 0,8]	65%
<b>VMI 50/40 kV</b>	92% [0,75 ; 0,99]	77% [0,56 ; 0,91]	80% [0,61 ; 0,92]	91% [0,71 ; 0,99]	85%
<b>Conv vs VMI 50/40 kV</b>	<b>p=0.004*</b>	p=0.75	p=0.33	<b>p=0.02*</b>	<b>p=0.02*</b>

Tableau 2 : Sensibilité (Se), spécificité (Sp), valeur prédictive positive (VPP), valeur prédictive négative (VPN) et précision (Acc) du scanner spectral « IQON » à 70kV et 50kV représentées avec leur intervalle de confiance à 95%.

Il était noté une amélioration du score Likert avec les VMI 50/40 kV (Tableau 3).

La confiance diagnostique du lecteur était ainsi significativement meilleure avec les reconstructions à bas kilovoltages (3,98 vs 3,69,  $p = 0,001$ ).

	<b>Likert 5</b>	<b>Likert 4</b>	<b>Likert 3</b>	<b>Likert 2</b>	<b>Likert 1</b>
<b>Conv</b>	6	25	18	2	0
<b>VMI50/40 kV</b>	13	27	11	1	0

Tableau 3 : Répartition du score de confiance Likert dans la détection des patients atteints de carcinose péritonéale.



Les SNR et CNR ont été calculés au temps veineux pour les 71 nodules de carcinose péritonéale (Tableau 4).

	Conv	VMI 50kV	VMI 40kV
<b>SNR</b>	7,42	12,82	15,8
<b>CNR</b>	1,96	3,84	5,06

Tableau 4 : Rapports Signal-sur-Bruit (SNR) et Contraste-sur-Bruit (CNR) des nodules de carcinose péritonéale en imagerie conventionnelle, en VMI, 50kV et 40kV. Les valeurs sont représentées en moyenne.

Les SNR et CNR étaient significativement plus élevés à mesure que l'on diminuait le kilovoltage ( $p < 0.001$ ). Les box plots des SNR et CNR des nodules de carcinose péritonéales sont représentées dans la Figure 13.

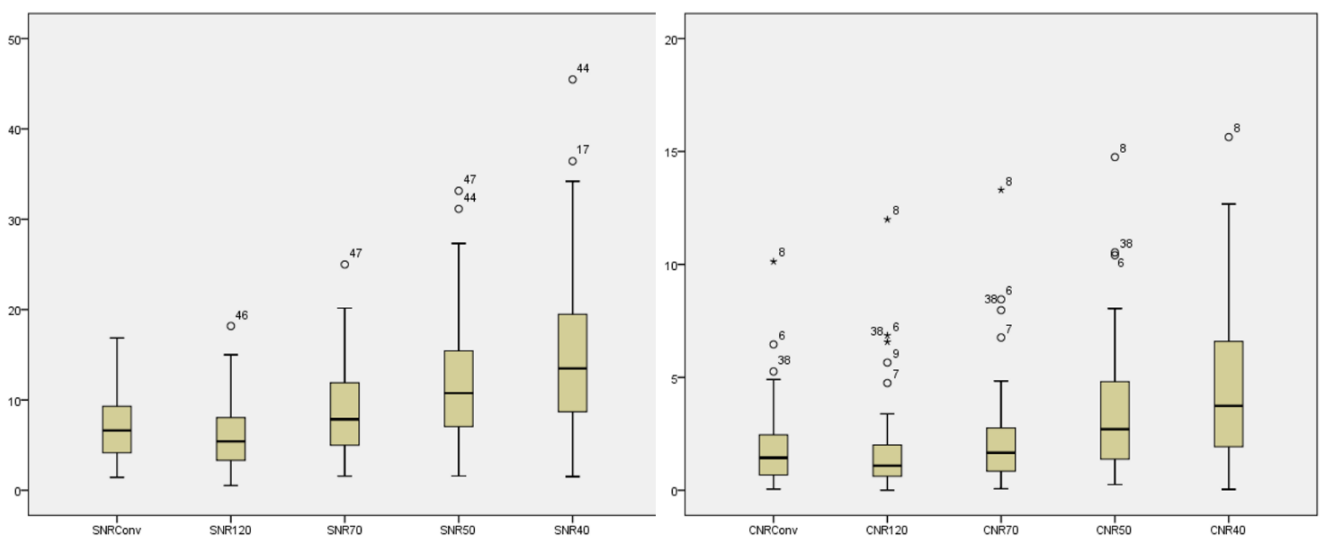


Figure 13 : Box plot des SNR et CNR des lésions de carcinose péritonéale au temps veineux. Dans chaque boîte, la ligne horizontale du milieu représente la médiane des valeurs. La boîte s'étend du 1<sup>er</sup> au 3<sup>e</sup> quartile.

Les figures 14 à 16 représentent des nodules de carcinoses pour lesquels les reconstructions à bas kilovoltages ont permis une amélioration des SNR et CNR et une meilleure détection des lésions par le radiologue.

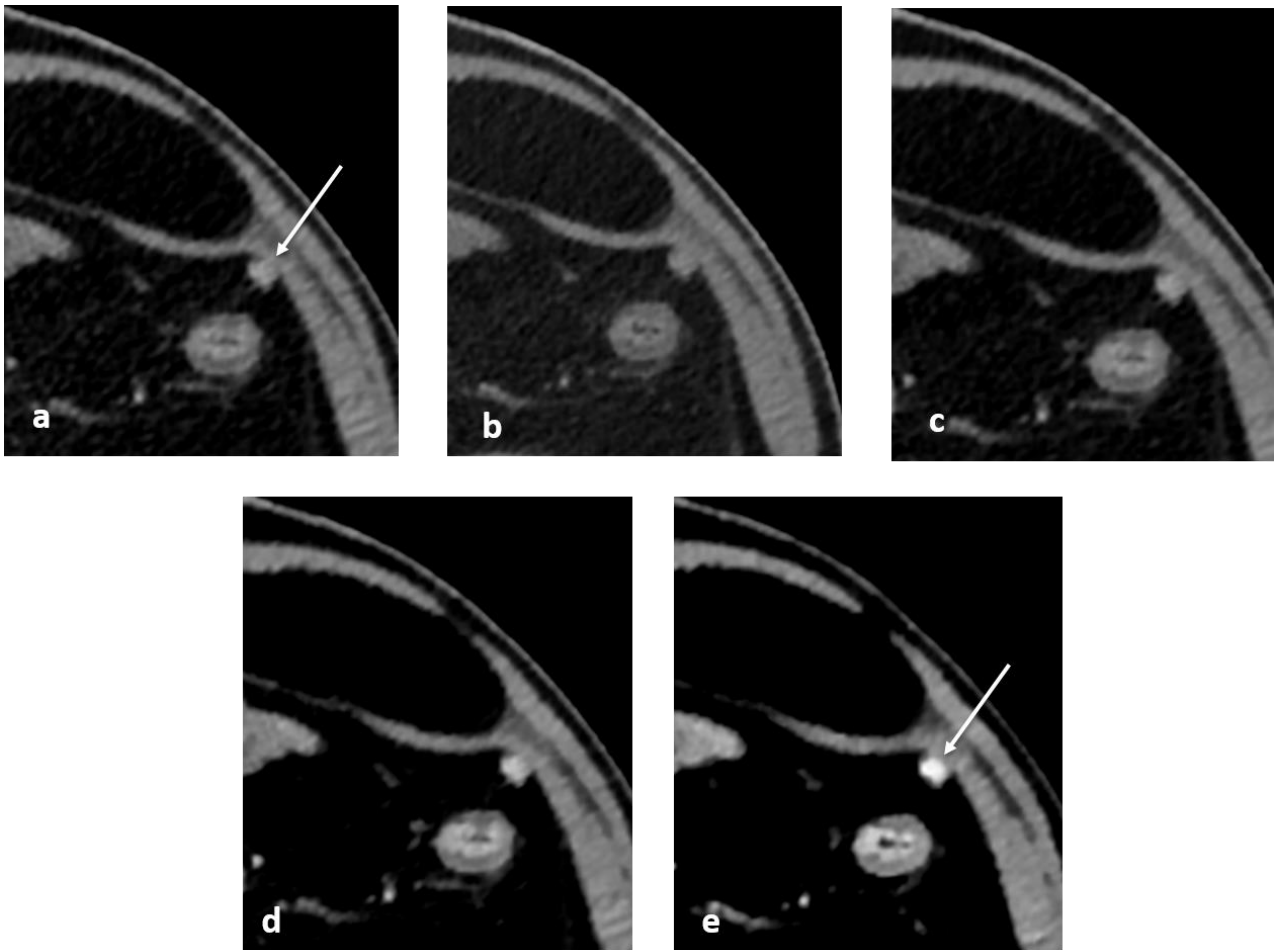


Figure 14 : Exemple de nodule de carcinose péritonéale (flèche) de la gouttière pariéto-colique gauche, dans le cadre d'un ADK colique en imagerie conventionnelle (a), VMI 120kV (b), 70kV (c), 50kV (d) et 40kV (e).

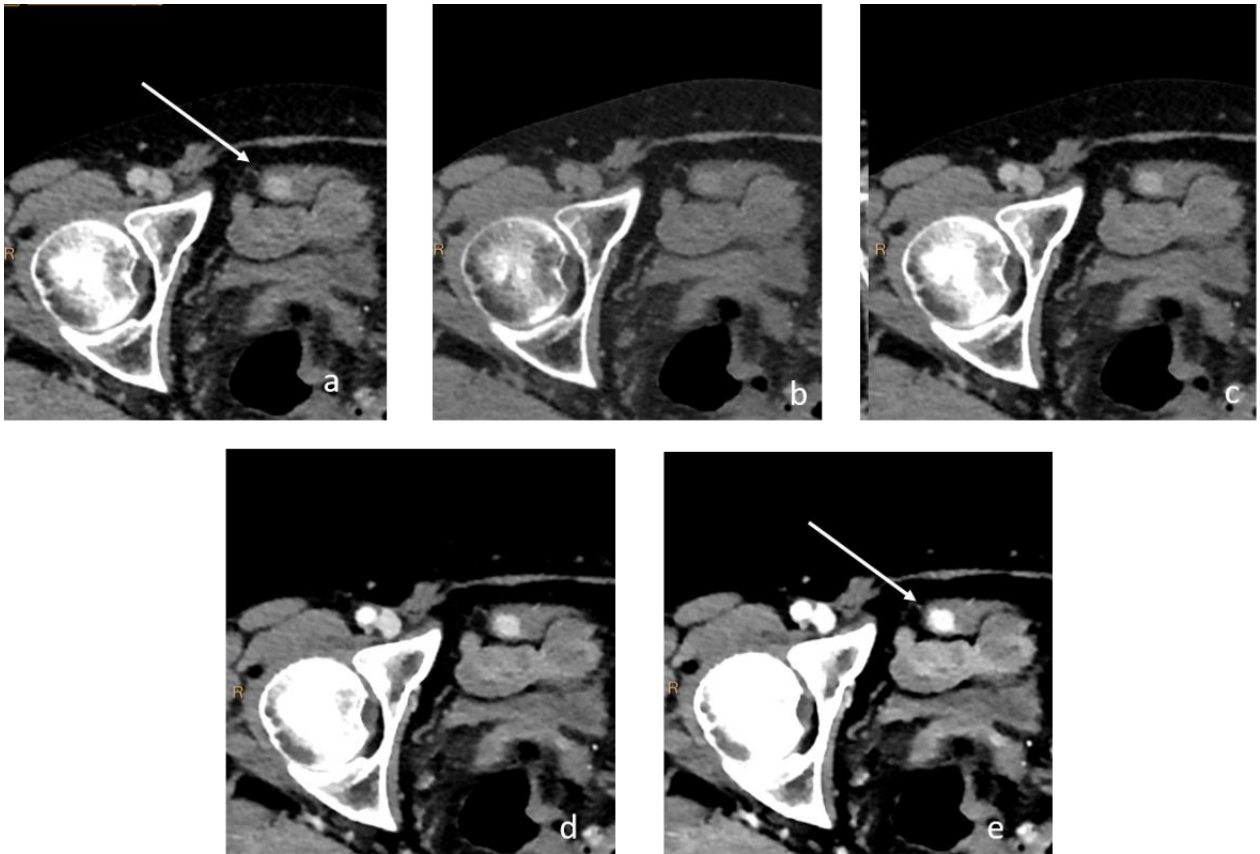


Figure 15 : Exemple de nodule de carcinose péritonéale (flèche) du dôme vésical dans le cadre d'un ADK recto sigmoïdien en imagerie conventionnelle (a), VMI 120kV (b), 70kV (c), 50kV (d) et 40kV (e).

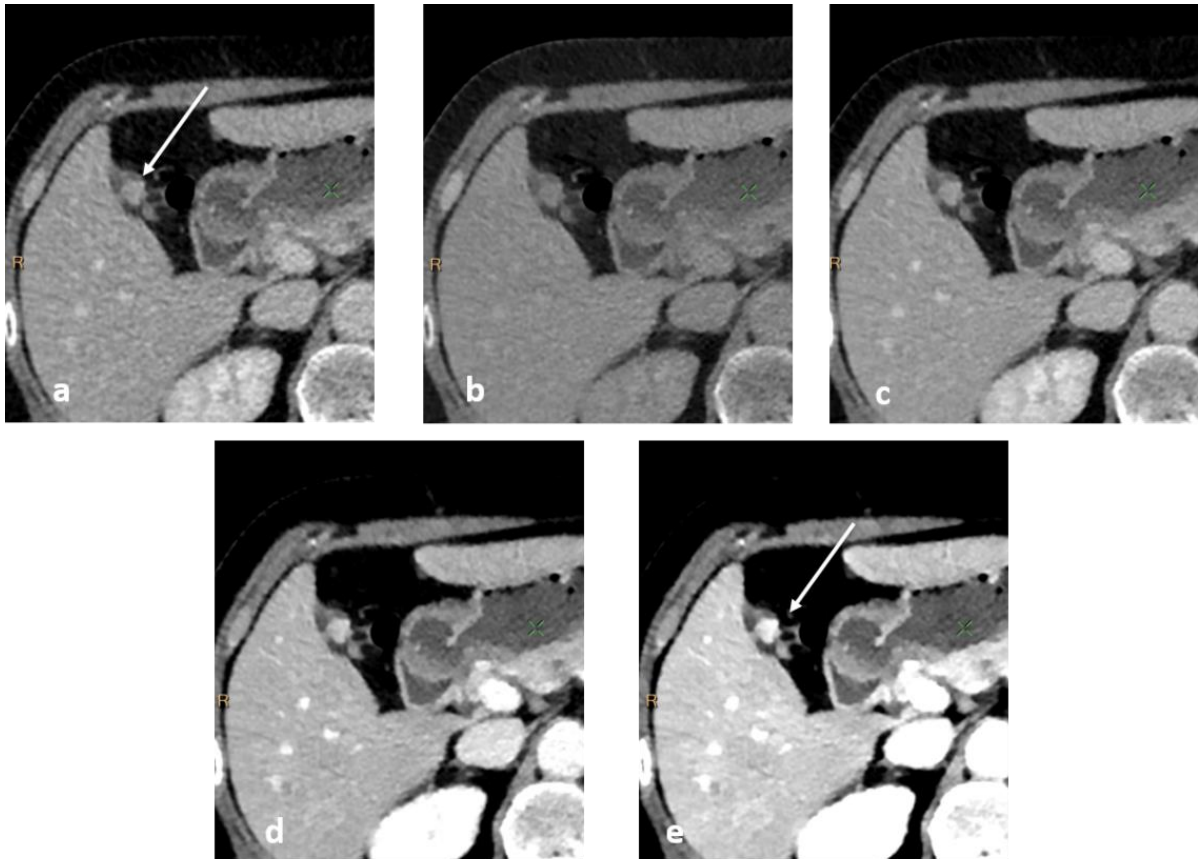


Figure 16 : Exemple de nodule de carcinose péritonéale (flèche) de la gouttière pariéto-colique droite, dans le cadre d'un ADK rectosigmoïdien en imagerie conventionnelle (a), VMI 120kV (b), 70kV (c), 50kV (d) et 40kV (e).

### III. Densité et rehaussement des lésions.

Quatre-vingt-dix nodules de plus de 5 mm, visualisés par le radiologue et pour lesquels un résultat anatomopathologique était disponible ont été analysés. Parmi eux, 71 étaient le siège d'une invasion tumorale (79%).

L'ensemble des lésions ont pu bénéficier d'une mesure de leur densité (UH) au temps veineux sur chaque reconstruction. Quarante-neuf nodules (54%) ont pu également être étudiés sans injection et cinquante-huit nodules (64%) au temps artériel. Les mesures de densité selon le temps d'injection et le statut tumoral ou non des lésions sont résumées dans le Tableau 5.

<b>Nodules de carcinose</b>					
	<b>Conv</b>	<b>VMI 120kV</b>	<b>VMI 70kV</b>	<b>VMI 50kV</b>	<b>VMI40kV</b>
<b>Sans injection</b>	35 ±12,3	34,7 ± 11,1	33,7 ± 9,5	32,4 ± 10,3	30 ± 11,2
<b>Artériel</b>	35 ± 11,5	39 ± 8	50,4 ± 8,8	63,9 ± 10,5	78,5 ± 12,5
<b>Veineux</b>	78,8 ± 13	46,6 ± 9,4	75,7 ± 10,5	122,1 ± 12,9	177,9 ± 14,9

<b>Nodules bénins</b>					
	<b>Conv</b>	<b>VMI 120kV</b>	<b>VMI 70kV</b>	<b>VMI 50kV</b>	<b>VMI40kV</b>
<b>Sans injection</b>	31,6 ± 11,6	29,7 ± 9,2	29,6 ± 9,7	26,6 ± 10,5	28,3 ± 11,5
<b>Artériel</b>	47,3 ± 12,7	42,6 ± 9	45,9 ± 10	49,9 ± 12,2	56,2 ± 14,6
<b>Veineux</b>	52 ± 13,3	37,3 ± 9,6	46 ± 10,7	66,3 ± 12,4	86,3 ± 14,6

Tableau 5 : Densités des nodules de carcinose et des nodules bénins en imagerie conventionnelle, en VMI 120kV, 70kV, 50kV et 40kV.  
Les valeurs sont représentées par leur moyenne (UH) ± déviation standard (SD)

À la phase artérielle, on ne notait pas de rehaussement important de l'ensemble des lésions, bénignes ou malignes (Figure 17 et Figure 18).

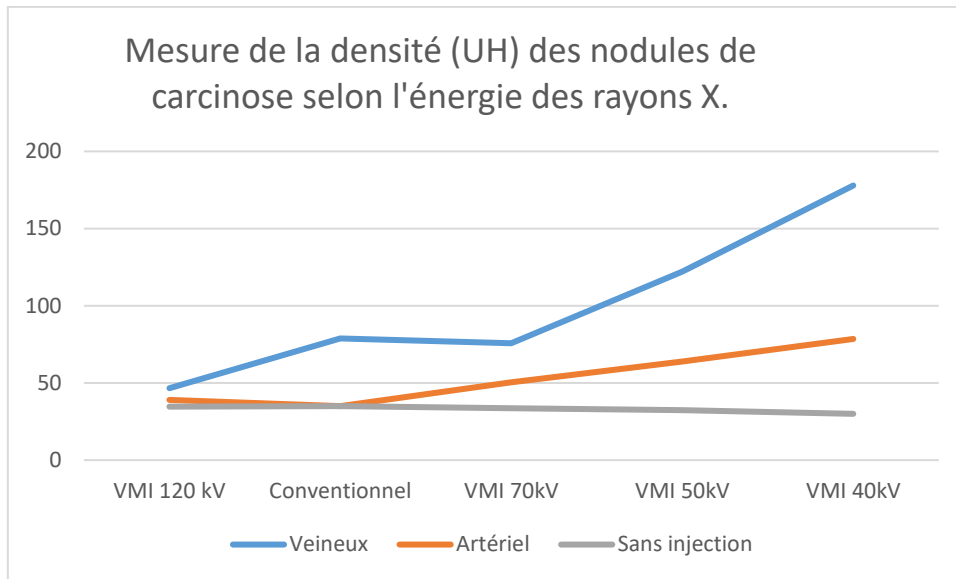


Figure 17 : Moyenne des densités des nodules de carcinose en fonction du niveau d'énergie utilisé pour la reconstruction des VMI.

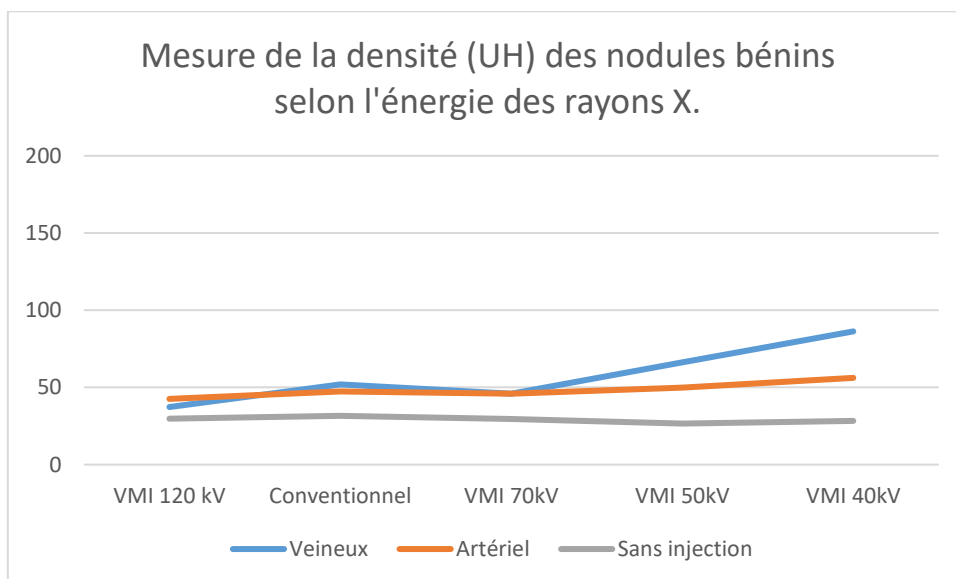


Figure 18 : Moyenne des densités des nodules bénins en fonction du niveau d'énergie utilisé pour la reconstruction des VMI.

Il existait une différence significative de rehaussement au temps veineux entre les nodules de CP et les nodules indemnes d'invasion tumorale en VMI 50kV et VMI 40kV ( $p=0,003$ ) alors qu'aucune différence n'était notée en imagerie conventionnelle ( $p = 0,06$ ) (Tableau 6).

Rehaussement des lésions au temps veineux			
	Conv	VMI 50kV	VMI 40kV
<b>Nodules +</b>	35,1	71,7	113,1
<b>Nodules -</b>	22,6	37,9	57,6
	<b><math>p = 0,06</math></b>	<b><math>p = 0,03^*</math></b>	<b><math>p = 0,03^*</math></b>

Tableau 6 : Différences de densité des lésions bénignes et malignes entre le temps veineux et le temps sans injection en séries conventionnelles, VMI 50 kV et VMI 40 kV. Les données sont représentées en UH.

La distinction entre nodules bénin et malin était supérieure avec les reconstructions à bas kilovoltage avec des aires sous la courbe passant de 0.68 en reconstruction conventionnelle à 0.75 et 0.76 à 50kV et 40kV. (Figure 19).

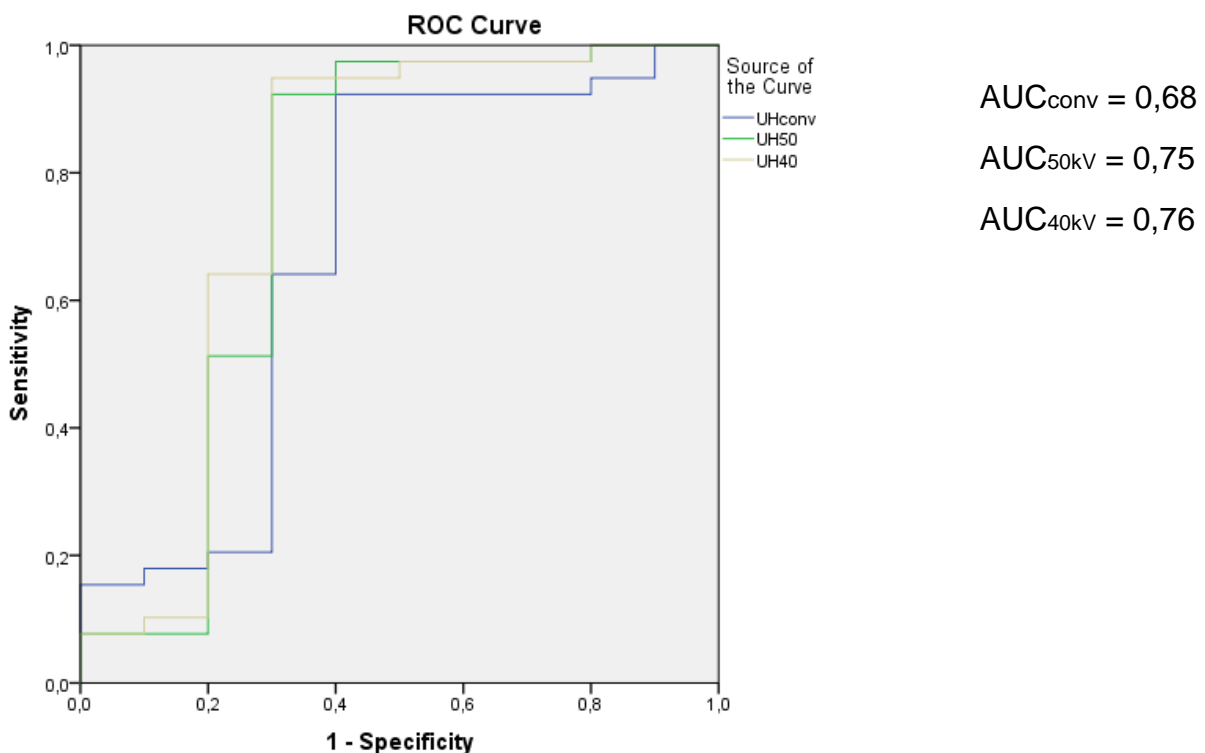
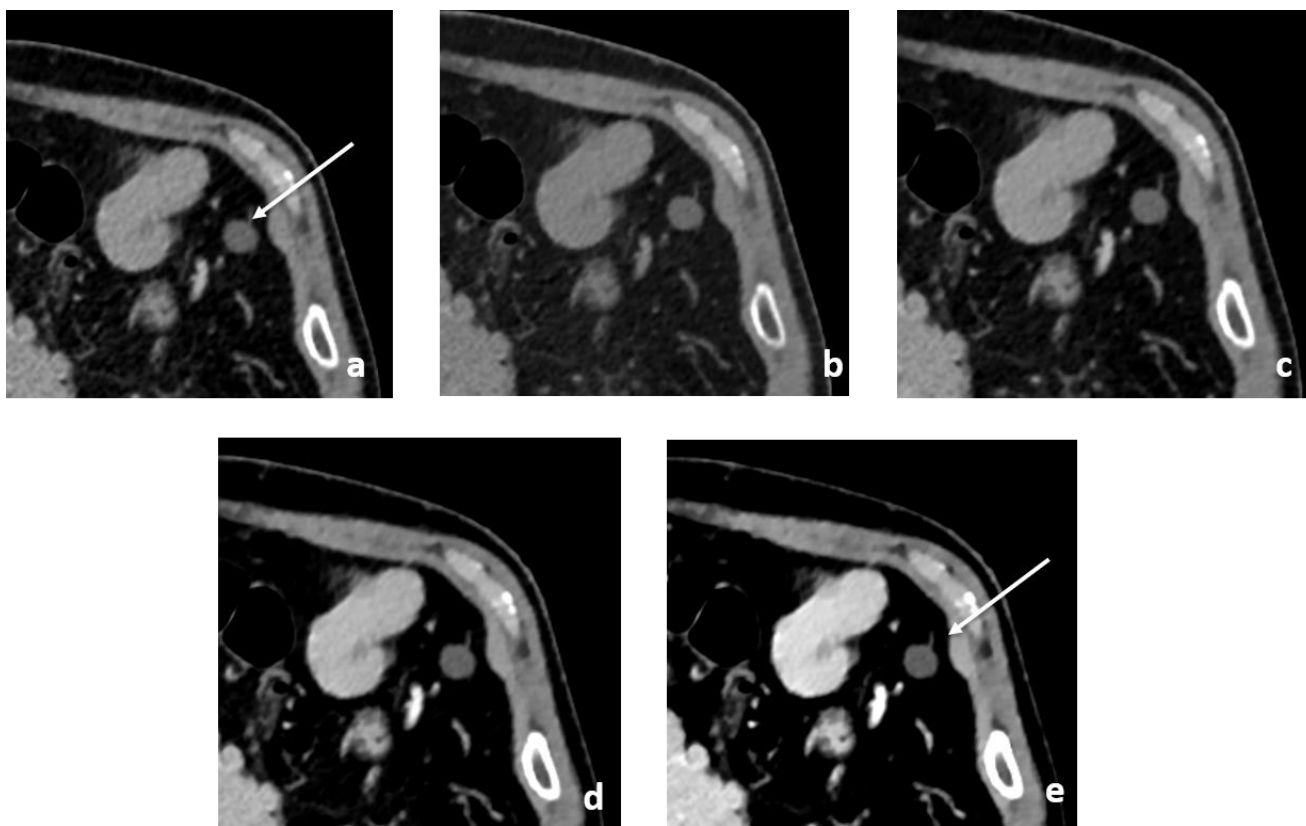


Figure 19 : Courbes ROC en série conventionnelle, en VMI 50kV et VMI 40 kV représentées avec leurs AUC.

Cette différence a notamment été constatée pour les nodules bénins dont l'analyse anatomopathologique concluait à du tissu fibroadipeux (Figure 20 et Figure 21).

En revanche, il a été constaté que les nodules composés de tissus inflammatoires présentaient un rehaussement similaire aux nodules malins, générant ainsi de faux positifs lors de l'interprétation (Figure 22 et Figure 23).

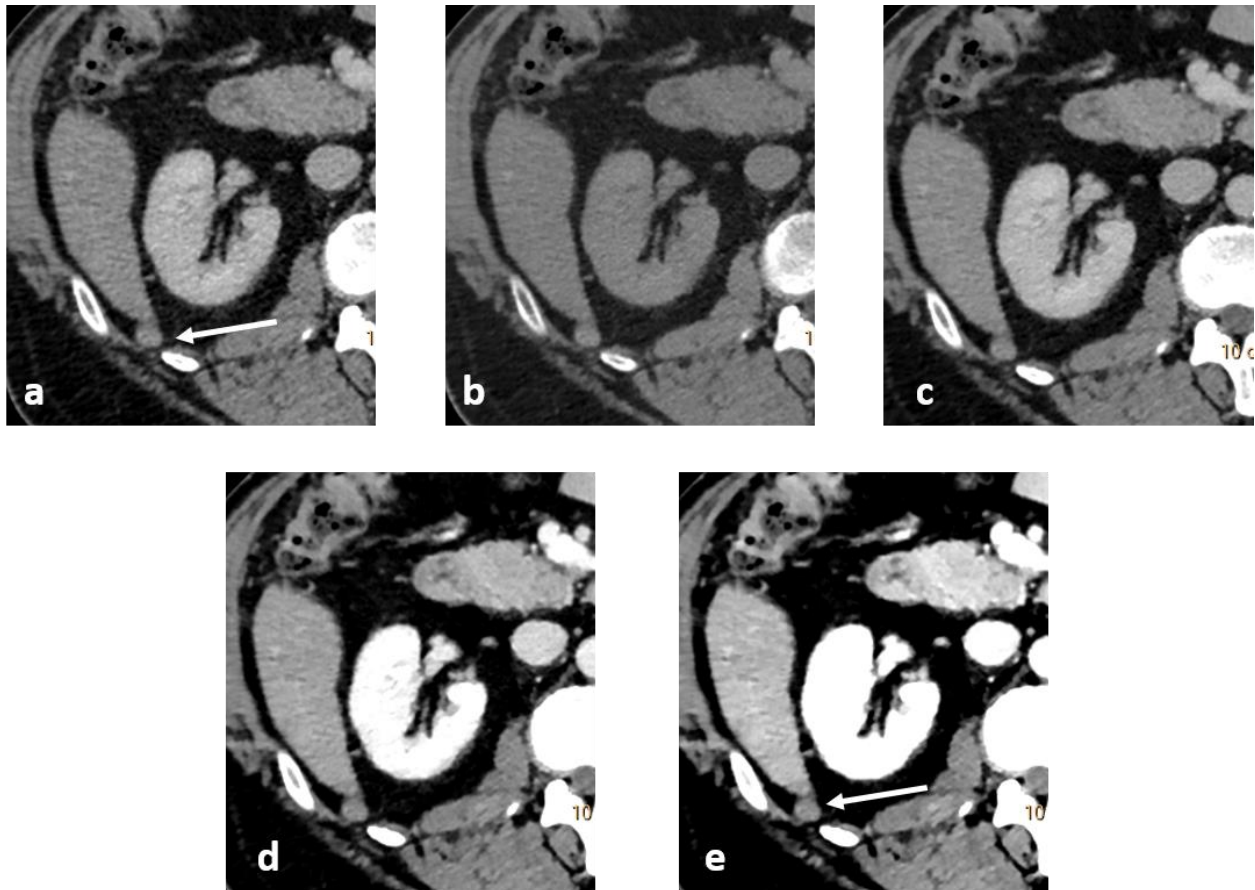
Parmi les autres nodules bénins prenant le contraste, on retrouvait également un granulome inflammatoire sur corps étranger (Figure 24) et une tumeur stromale gastro-intestinale (Figure 25).



	Conv	VMI 50	VMI 40
<b>Rehaussement (UH)</b>	-3,2	-1,2	-1

Figure 20 : Nodule fibroadipeux en hypochondre gauche (flèche) chez un patient suivi pour un ADK du colon. Conv (a), VMI120kV (b), 70kV (c), 50kV (d) et 40kV (e).





	Conv	VMI 50	VMI 40
Rehaussement (UH)	10,1	14,9	22,9

Figure 21 : Nodule fibroadipeux péri-hépatique (flèche) chez un patient suivi pour un ADK du colon.  
Conv (a), VMI120kV (b), 70kV (c), 50kV (d) et 40kV (e).

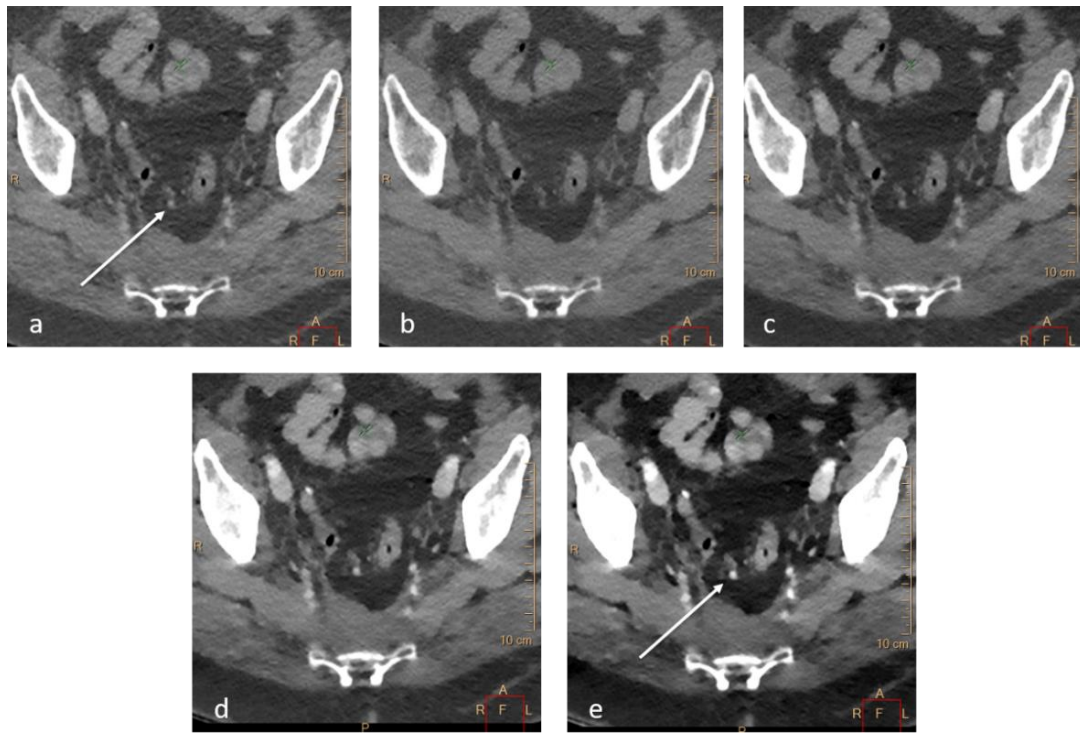


Figure 22 : Exemple de nodule de carcinose péritonéale (flèche) d'un ADK colique initialement passé inaperçu en imagerie conventionnelle (a), VMI 120kV (b) et 70kV (c), mieux visualisé grâce aux VMI 50kV (d) et 40kV (e).

	Conv	VMI 50 kV	VMI 40 kV
<b>Nodule +</b>	95,2	169,4	248,3
<b>Nodule -</b>	84,2	181,5	276,8

Tableau 7 : Densités au temps veineux des nodules malin et bénin présentés dans les figures 22 et 23

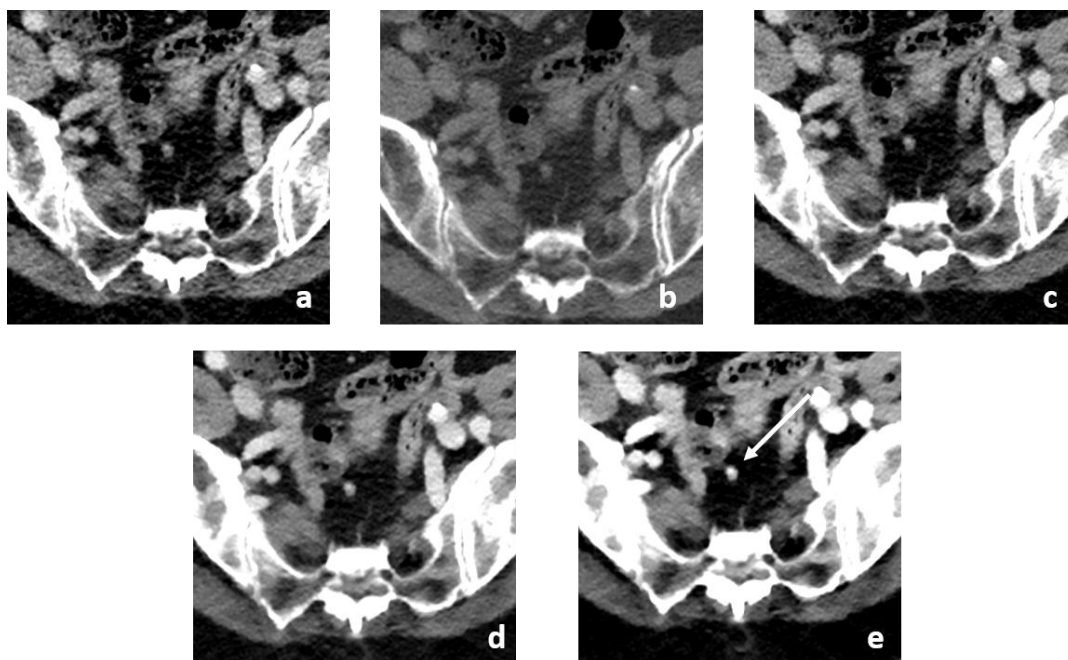


Figure 23 : Nodule considéré comme suspect par le radiologue chez une patiente suivie pour un ADK colique : l'étude anatomopathologique a conclu à des lésions d'endométriose et ganglions indemnes d'envahissement tumoral. Conv (a), VMI120kV (b), 70kV (c), 50kV (d) et 40kV (e).

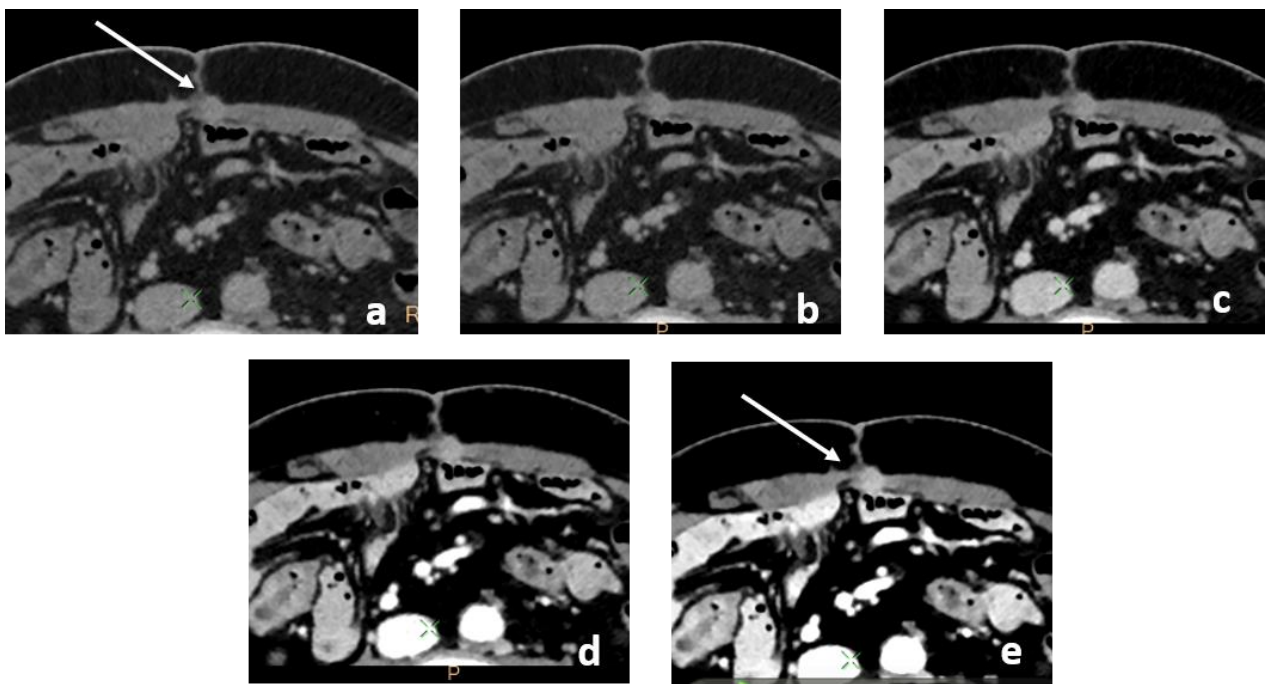


Figure 24 : Exemple de nodule pariétal considéré comme suspect par le radiologue chez un patient opéré pour un ADK colique. Analyse anatomopathologique concluant à un granulome inflammatoire indemne d'envahissement tumoral. Conv (a), VMI120kV (b), 70kV (c), 50kV (d) et 40kV (e).

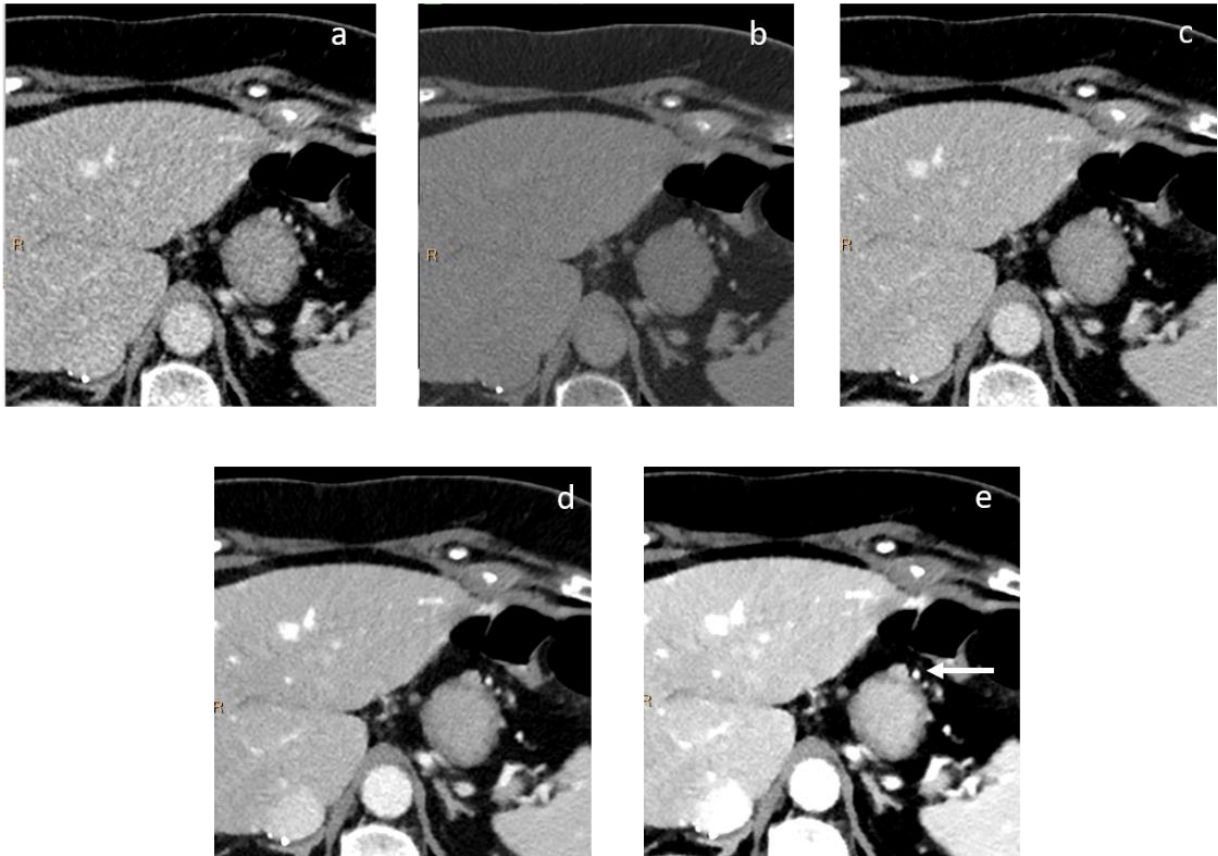


Figure 25 : Patiente suivie pour un ADK colique. Lésion de la face antérieure de l'estomac découverte en peropératoire lors de la CHIP. Analyse anatomopathologique concluant à une GIST.  
Conv (a), VMI120kV (b), 70kV (c), 50kV (d) et 40kV (e).

## **DISCUSSION**

En scanner spectral double couche, les reconstructions à bas kilovoltage (VMI 50 kV et 40 kV), permettent d'améliorer la résolution en contraste, sans augmenter le bruit de l'image (43).

Dans notre étude, ces reconstructions augmentaient significativement les rapports signal-sur-bruit et contraste-sur-bruit des nodules péritonéaux améliorant ainsi la sensibilité, la valeur prédictive négative et la précision dans la détection des lésions de carcinose.

Par ailleurs, les reconstructions à bas kilovoltage permettaient également d'augmenter la différence de rehaussement entre les nodules de carcinose et les nodules bénins, expliquant leur meilleure visualisation, mais aussi caractérisation par le radiologue.

Notre étude est en accord avec de nombreux autres travaux menés dans le domaine de l'imagerie oncologique (48–50). Dans le domaine de la carcinose péritonéale, nos résultats sont concordants avec ceux de l'étude de *KIM TM et al.* (47) menée sur la carcinose péritonéale d'origine ovarienne. Cette étude, incluant 300 nodules de carcinose, a également permis de constater que le scanner spectral offrait une meilleure détection des lésions malignes dans certains espaces anatomiques comme la région péri-hépatique, péri-splénique, péri-sigmoïdienne et le petit intestin. Des résultats similaires à ceux de notre étude ont également été retrouvés dans les travaux de l'équipe de Vancouver (51) menée sur 72 lésions de carcinose détectées chez des patients suivis pour des cancers digestifs mais aussi gynécologiques ou pulmonaires.

Plusieurs travaux ont par ailleurs été menés sur l'intérêt des cartographies d'iode dans la distinction entre les lésions malignes et les lésions inflammatoires bénignes (52) et notamment dans le domaine de la carcinose péritonéale (53).

Les travaux de l'équipe de S. Lennartz (53) ont ainsi démontré que l'association des séries conventionnelles et des cartographies d'iode permettaient d'augmenter la spécificité dans la détection des lésions de carcinose péritonéale notamment dans un contexte postopératoire récent et ceci à sensibilité égale avec l'utilisation des séries conventionnelles seules, permettant ainsi de distinguer lésions malignes des lésions inflammatoires bénignes.

Notre étude est, à notre connaissance, la première à se focaliser sur des lésions d'adénocarcinomes digestifs et à inclure une analyse du rehaussement des lésions de carcinose et des lésions indemnes d'envahissement tumoral.

Dans nos travaux, il n'existait pas de différence significative de rehaussement entre les nodules de carcinose et les nodules bénins en série conventionnelle. Cette constatation est probablement le résultat d'un manque de puissance de notre étude. En augmentant le nombre de nodules analysés, une différence significative aurait probablement pu être constatée, restant cependant moindre qu'avec les reconstructions à bas kilovoltage.

Nous avons également constaté que seuls deux patients atteints de carcinose péritonéale présentaient de l'ascite en imagerie. Ainsi, contrairement aux patientes suivies pour une néoplasie ovarienne, l'ascite ne semble pas être un indicateur fiable et précoce de carcinose péritonéale dans le cadre des adénocarcinomes d'origine digestive. Pour détecter précocement ces patients atteints de carcinose péritonéale, il est donc nécessaire de visualiser directement les lésions péritonéales, d'où l'apport majeur du scanner spectral dans cette indication.

Il existe dans notre étude un déséquilibre entre le nombre de nodules de carcinose et le nombre de nodules bénins analysés. Ceci s'explique par le fait que la plupart des nodules bénins réséqués sont de très petite taille et composés de tissu adipeux, difficiles à distinguer

en imagerie. La plupart des nodules bénins ayant pu être inclus sont composés de tissus inflammatoire ou conjonctivo-vasculaire, se rehaussant après injection de produit de contraste et pouvant donc constituer de faux positifs en imagerie. Ceci pourrait expliquer l'absence de différence de spécificité et de VPP entre le scanner spectral et l'imagerie conventionnelle pour la détection des lésions.

Notre étude a comme force son caractère en aveugle. Cependant, elle comporte également certaines limites. Premièrement, il s'agit d'une étude rétrospective et monocentrique, induisant de ce fait un biais de sélection. Deuxièmement, en raison de nos critères d'inclusion stricts et de la volonté d'obtenir des résultats anatomopathologiques pour chaque patient et chaque nodule analysé, notre cohorte est constituée d'un nombre relativement restreint de patients. De nombreux patients opérés n'ont également pas pu être inclus du fait de l'absence d'imagerie spectrale à disposition, la plupart d'entre eux réalisant leur suivi en dehors de notre centre.

Troisièmement, la plupart des patients inclus dans notre étude étaient suivis pour un adénocarcinome colique, limitant l'extrapolation de nos résultats. Cependant, le colon reste par ordre de fréquence le principal organe digestif pourvoyeur de carcinose péritonéale.

## **CONCLUSION**

Les reconstructions à bas kilovoltages réalisées à partir des acquisitions faites sur un scanner spectral double couche « IQON », permettent d'augmenter la résolution en contraste sans élévation du niveau de bruit de l'image et améliorent ainsi la détectabilité des lésions péritonéales dans le cadre des adénocarcinomes d'origine digestive.

Par ailleurs, le rehaussement plus important des lésions malignes à basse énergie permet une meilleure différenciation entre les lésions cancéreuses et les lésions bénignes à l'exception des lésions inflammatoires.



## **BIBLIOGRAPHIE**

1. van Baal JOAM, Van de Vijver KK, Nieuwland R, van Noorden CJF, van Driel WJ, Sturk A, et al. The histophysiology and pathophysiology of the peritoneum. *Tissue and Cell*. févr 2017;49(1):95-105.
2. Wasnik AP, Maturen KE, Kaza RK, Al-Hawary MM, Francis IR. Primary and secondary disease of the peritoneum and mesentery: review of anatomy and imaging features. *Abdom Imaging*. mars 2015;40(3):626-42.
3. Healy JC, Reznek RH. The peritoneum, mesenteries and omenta: normal anatomy and pathological processes. *European Radiology*. 28 juill 1998;8(6):886-900.
4. Kusamura S. Pathophysiology and biology of peritoneal carcinomatosis. *WJGO*. 2010;2(1):12.
5. Koh JL, Yan TD, Glenn D, Morris DL. Evaluation of Preoperative Computed Tomography in Estimating Peritoneal Cancer Index in Colorectal Peritoneal Carcinomatosis. *Ann Surg Oncol*. févr 2009;16(2):327-33.
6. Verwaal VJ, Bruin S, Boot H, van Slooten G, van Tinteren H. 8-Year Follow-up of Randomized Trial: Cytoreduction and Hyperthermic Intraperitoneal Chemotherapy Versus Systemic Chemotherapy in Patients with Peritoneal Carcinomatosis of Colorectal Cancer. *Ann Surg Oncol*. sept 2008;15(9):2426-32.
7. Meyers MA. The Spread and Localization of Acute Intraperitoneal Effusions. *Radiology*. juin 1970;95(3):547-54.
8. Meyers MA. DISTRIBUTION OF INTRA-ABDOMINAL MALIGNANT SEEDING: DEPENDENCY ON DYNAMICS OF FLOW OF ASCITIC FLUID. *American Journal of Roentgenology*. sept 1973;119(1):198-206.
9. Segelman J, Granath F, Holm T, Machado M, Mahteme H, Martling A. Incidence, prevalence and risk factors for peritoneal carcinomatosis from colorectal cancer. *British Journal of Surgery*. 4 avr 2012;99(5):699-705.
10. Quere P, Facy O, Manfredi S, Jooste V, Faivre J, Lepage C, et al. Epidemiology, Management, and Survival of Peritoneal Carcinomatosis from Colorectal Cancer: A Population-Based Study. *Diseases of the Colon & Rectum*. août 2015;58(8):743-52.
11. Thomassen I, van Gestel YR, van Ramshorst B, Luyer MD, Bosscha K, Nienhuijs SW, et al. Peritoneal carcinomatosis of gastric origin: A population-based study on incidence, survival and risk factors. *International Journal of Cancer*. 2014;134(3):622-8.
12. Latenstein AEJ, van der Geest LGM, Bonsing BA, Groot Koerkamp B, Haj Mohammad N, de Hingh IHJT, et al. Nationwide trends in incidence, treatment and survival of pancreatic ductal adenocarcinoma. *European Journal of Cancer*. janv 2020;125:83-93.
13. Lemmens VE, Klaver YL, Verwaal VJ, Rutten HJ, Coebergh JWW, de Hingh IH. Predictors and survival of synchronous peritoneal carcinomatosis of colorectal origin: A population-based study. *Int J Cancer*. 1 juin 2011;128(11):2717-25.

14. Jayne DG, Fook S, Loi C, Seow-Choen F. Peritoneal carcinomatosis from colorectal cancer. *British Journal of Surgery*. 2 déc 2002;89(12):1545-50.
15. Briasoulis E, Kalofonos H, Bafaloukos D, Samantas E, Fountzilas G, Xiros N, et al. Carboplatin Plus Paclitaxel in Unknown Primary Carcinoma: A Phase II Hellenic Cooperative Oncology Group Study. *JCO*. 17 sept 2000;18(17):3101-7.
16. Klaver YLB, Lemmens VEPP, Creemers GJ, Rutten HJT, Nienhuijs SW, Hingh IHJT de. Population-based survival of patients with peritoneal carcinomatosis from colorectal origin in the era of increasing use of palliative chemotherapy. *Annals of Oncology*. 1 oct 2011;22(10):2250-6.
17. O'Dwyer S, Verwaal VJ, Sugarbaker PH. Evolution of Treatments for Peritoneal Metastases From Colorectal Cancer. *JCO*. 20 juin 2015;33(18):2122-3.
18. Sugarbaker PH. From The Cancer Institute, Washington Hospital Center, Washington, District of Columbia. *Ann Surg*. 1995;
19. Glehen O, Mohamed F, Gilly FN. Peritoneal carcinomatosis from digestive tract cancer: new management by cytoreductive surgery and intraperitoneal chemohyperthermia. *The Lancet Oncology*. avr 2004;5(4):219-28.
20. Elias D, Liberale G, Manganas D, Lasser P, Pocard M. Traitement chirurgical des carcinomes péritonéales : 2 – la chimiohyperthermie. *Annales de Chirurgie*. nov 2004;129(9):530-3.
21. Elias' D, Antoun S, Raynard B, Puizillout JM, Sabourin JC, Ducreux' M, et al. Traitement des carcinomes pCriton&Ses par exkrke complete et chimiohyperthermie intrapkritonbale. Etude de phase I-II permettant de dkfinir la meilleure prockdure technique.
22. Elias D, Blot F, El Otmany A, Antoun S, Lasser P, Boige V, et al. Curative treatment of peritoneal carcinomatosis arising from colorectal cancer by complete resection and intraperitoneal chemotherapy. *Cancer*. 1 juill 2001;92(1):71-6.
23. Glehen O, Kwiatkowski F, Sugarbaker PH, Elias D, Levine EA, De Simone M, et al. Cytoreductive Surgery Combined With Perioperative Intraperitoneal Chemotherapy for the Management of Peritoneal Carcinomatosis From Colorectal Cancer: A Multi-Institutional Study. *JCO*. 15 août 2004;22(16):3284-92.
24. Li J, Wang AR, Chen XD, Zhang YX, Pan H, Li SQ. Effect of hyperthermic intraperitoneal chemotherapy in combination with cytoreductive surgery on the prognosis of patients with colorectal cancer peritoneal metastasis: a systematic review and meta-analysis. *World J Surg Onc*. déc 2022;20(1):200.
25. Carboni F, Valle M, Vaira M, Sammartino P, Federici O, Robella M, et al. Complications and Mortality Rate of Cytoreductive Surgery with Hyperthermic Intraperitoneal Chemotherapy: Italian Peritoneal Surface Malignancies Oncoteam Results Analysis. *Cancers*. 25 nov 2022;14(23):5824.
26. Chua TC, Saxena A, Schellekens JF, Liauw W, Yan TD, Fransi S, et al. Morbidity and Mortality Outcomes of Cytoreductive Surgery and Perioperative Intraperitoneal Chemotherapy at a Single Tertiary Institution: Towards a New Perspective of This Treatment. *Annals of Surgery*. janv 2010;251(1):101-6.

27. Pomel C, Appleyard TL, Gouy S, Rouzier R, Elias D. The role of laparoscopy to evaluate candidates for complete cytoreduction of peritoneal carcinomatosis and hyperthermic intraperitoneal chemotherapy. *European Journal of Surgical Oncology (EJSO)*. juin 2005;31(5):540-3.
28. Iversen LH, Rasmussen PC, Laurberg S. Value of laparoscopy before cytoreductive surgery and hyperthermic intraperitoneal chemotherapy for peritoneal carcinomatosis. *British Journal of Surgery*. 11 déc 2012;100(2):285-92.
29. Dohan A, Hobeika C, Najah H, Pocard M, Rousset P, Eveno C. Preoperative assessment of peritoneal carcinomatosis of colorectal origin. *Journal of Visceral Surgery*. sept 2018;155(4):293-303.
30. van 't Sant I, Engbersen MP, Bhairosing PA, Lambregts DMJ, Beets-Tan RGH, van Driel WJ, et al. Diagnostic performance of imaging for the detection of peritoneal metastases: a meta-analysis. *Eur Radiol*. juin 2020;30(6):3101-12.
31. Laghi A, Bellini D, Rengo M, Accarpio F, Caruso D, Biacchi D, et al. Diagnostic performance of computed tomography and magnetic resonance imaging for detecting peritoneal metastases: systematic review and meta-analysis. *Radiol med*. janv 2017;122(1):1-15.
32. Dohan A, Hoeffel C, Soyer P, Jannot AS, Valette PJ, Thivolet A, et al. Evaluation of the peritoneal carcinomatosis index with CT and MRI. *British Journal of Surgery*. 13 juill 2017;104(9):1244-9.
33. Whiteford MH, Whiteford HM, Yee LF, Ogunbiyi OA, Dehdashti F, Siegel BA, et al. Usefulness of FDG-PET scan in the assessment of suspected metastatic or recurrent adenocarcinoma of the colon and rectum. *Diseases of the Colon & Rectum*. juin 2000;43(6):759.
34. Jacquet P, Sugarbaker PH. Clinical research methodologies in diagnosis and staging of patients with peritoneal carcinomatosis. In: Sugarbaker PH, éditeur. *Peritoneal Carcinomatosis: Principles of Management* [Internet]. Boston, MA: Springer US; 1996 [cité 19 déc 2022]. p. 359-74. (Freireich EJ. *Cancer Treatment and Research*; vol. 82). Disponible sur: [http://link.springer.com/10.1007/978-1-4613-1247-5\\_23](http://link.springer.com/10.1007/978-1-4613-1247-5_23)
35. Elias D, Glehen O, Pocard M, Quenet F, Goéré D, Arvieux C, et al. A Comparative Study of Complete Cytoreductive Surgery Plus Intraperitoneal Chemotherapy to Treat Peritoneal Dissemination From Colon, Rectum, Small Bowel, and Nonpseudomyxoma Appendix. *Annals of Surgery*. mai 2010;251(5):896-901.
36. Keevil GM. The Roentgen Rays. *Br Med J*. 15 févr 1896;1(1833):433-4.
37. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie | Livre | 9782294752018 [Internet]. 2ème. Elsevier; 2016 [cité 4 janv 2023]. 496 p. Disponible sur: <https://www.elsevier-masson.fr/guide-des-technologies-de-limagerie-medicale-et-de-la-radiotherapie-9782294752018.html>
38. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. sept 2015;276(3):637-53.
39. Tatsugami F, Higaki T, Nakamura Y, Honda Y, Awai K. Dual-energy CT: minimal essentials for radiologists. *Jpn J Radiol*. juin 2022;40(6):547-59.

40. Johnson TRC. Dual-Energy CT: General Principles. American Journal of Roentgenology. nov 2012;199(5\_supplement):S3-8.
41. Adam SZ, Rabinowich A, Kessner R, Blachar A. Spectral CT of the abdomen: Where are we now? Insights into Imaging. 27 sept 2021;12(1):138.
42. Ommen F, Bennink E, Vlassenbroek A, Dankbaar JW, Schilham AMR, Viergever MA, et al. Image quality of conventional images of dual-layer SPECTRAL CT: A phantom study. Med Phys. juill 2018;45(7):3031-42.
43. Rassouli N, Chalian H, Rajiah P, Dhanantwari A, Landeras L. Assessment of 70-keV virtual monoenergetic spectral images in abdominal CT imaging: A comparison study to conventional polychromatic 120-kVp images. Abdom Radiol. 1 oct 2017;42(10):2579-86.
44. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-Energy CT–Based Monochromatic Imaging. American Journal of Roentgenology. nov 2012;199(5\_supplement):S9-15.
45. Sauerbeck J, Adam G, Meyer M. Spectral CT in Oncology. Rofo. 27 sept 2022;a-1902-9949.
46. Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, Hahn PF, Guimaraes AR, Sahani DV. Oncologic Applications of Dual-Energy CT in the Abdomen. RadioGraphics. mai 2014;34(3):589-612.
47. Kim TM, Kim SY, Cho JY, Kim SH, Moon MH. Utilization of virtual low-keV monoenergetic images generated using dual-layer spectral detector computed tomography for the assessment of peritoneal seeding from ovarian cancer. Medicine. 5 juin 2020;99(23):e20444.
48. Albrecht MH, Scholtz JE, Kraft J, Bauer RW, Kaup M, Dewes P, et al. Assessment of an Advanced Monoenergetic Reconstruction Technique in Dual-Energy Computed Tomography of Head and Neck Cancer. Eur Radiol. août 2015;25(8):2493-501.
49. Shuman WP, Green DE, Busey JM, Mitsumori LM, Choi E, Koprowicz KM, et al. Dual-Energy Liver CT: Effect of Monochromatic Imaging on Lesion Detection, Conspicuity, and Contrast-to-Noise Ratio of Hypervascular Lesions on Late Arterial Phase. American Journal of Roentgenology. sept 2014;203(3):601-6.
50. McNamara MM, Little MD, Alexander LF, Van Carroll L, Mark Beasley T, Morgan DE. Multireader evaluation of lesion conspicuity in small pancreatic adenocarcinomas: complimentary value of iodine material density and low keV simulated monoenergetic images using multiphasic rapid kVp-switching dual energy CT. Abdom Imaging. juin 2015;40(5):1230-40.
51. Darras KE, McLaughlin PD, Kang H, Black B, Walshe T, Chang SD, et al. Virtual monoenergetic reconstruction of contrast-enhanced dual energy CT at 70 keV maximizes mural enhancement in acute small bowel obstruction. European Journal of Radiology. 1 mai 2016;85(5):950-6.
52. Lennartz S, Le Blanc M, Zopfs D, Große Hokamp N, Abdullayev N, Laukamp KR, et al. Dual-Energy CT-derived Iodine Maps: Use in Assessing Pleural Carcinomatosis. Radiology. mars 2019;290(3):796-804.

53. Lennartz S, Zopfs D, Abdullayev N, Bratke G, Le Blanc M, Slebocki K, et al. Iodine overlays to improve differentiation between peritoneal carcinomatosis and benign peritoneal lesions. *Eur Radiol.* juill 2020;30(7):3968-76.

**AUTEUR(E) : Nom : APRILE**

**Prénom : Laure**

**Date de soutenance : Vendredi 7 juillet 2023, 16h.**

**Titre de la thèse : Intérêt du scanner spectral dans la détection des lésions de carcinose péritonéale des adénocarcinomes d'origine digestive.**

**Thèse - Médecine - Lille 2023**

**Cadre de classement : Médecine**

**DES + FST/option : Radiologie et imagerie médicale**

**Mots-clés : Scanner spectral ; IQON ; Carcinose péritonéale ; Adénocarcinome**

**Résumé :**

**Introduction** La détection précoce des lésions de carcinose péritonéale est un élément essentiel qui conditionne la prise en charge des patients. Les reconstructions à bas kilovoltage obtenues par scanner spectral à double couche de détecteurs permettent d'améliorer la résolution en contraste sans augmenter le bruit de l'image. L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les performances diagnostiques du scanner spectral double couche dans la détection des lésions péritonéales des adénocarcinomes digestifs. L'objectif secondaire était de déterminer si le scanner spectral permettait d'améliorer la différenciation entre lésions bénignes et malignes.

**Matériel et méthode** Étaient inclus 52 patients suivis pour un ADK digestif ayant bénéficié d'un scanner spectral injecté (IQonPhilips Healthcare) entre décembre 2020 et avril 2022 et d'une chirurgie avec exploration de la cavité péritonéale. Les images conventionnelles et les reconstructions monoénergétiques à 50 et 40 kV étaient relues en aveugle, afin de définir la présence ou non de carcinose péritonéale. Le Gold Standard était l'examen anatomopathologique des pièces opératoires. Dans un second temps, le rehaussement, le SNR et le CNR des nodules péritonéaux de plus de 5mm étaient calculés.

**Résultats** Les reconstructions à bas kV permettaient une amélioration significative des rapports SNR et CNR comparativement aux reconstructions conventionnelles ( $p < 0,001$ ) améliorant significativement la sensibilité, la VPN et la précision dans la détection des lésions de carcinose péritonéale (respectivement  $Se=92\%$  vs  $58\%$ ,  $VPN=91\%$  vs  $63\%$  et  $Accuracy=85\%$  vs  $65\%$ ,  $p < 0,05$ ). Au temps veineux, les reconstructions à bas kilovoltage permettaient également une meilleure différenciation entre lésions bénignes et malignes avec un rehaussement plus important des lésions malignes ( $p=0,03$ ).

**Conclusion** Grâce à une amélioration de la résolution en contraste sans augmentation du bruit, les reconstructions à bas kilovoltage en scanner spectral double couche permettent une amélioration significative des rapports SNR et CNR des lésions péritonéales et ainsi une amélioration des performances diagnostiques dans la détection de la carcinose péritonéale des adénocarcinomes d'origine digestive. Par ailleurs, ces reconstructions permettent une meilleure différenciation entre lésions péritonéales bénignes et malignes avec un rehaussement plus important des lésions malignes.

**Composition du Jury :**

**Président : Professeur Olivier ERNST**

**Assesseeurs : Professeur Clarisse EVENO  
Docteur Corentin SELOMME**

**Directeur de thèse : Docteur Mathilde VERMERSCH**