

Optimisation de l'utilisation des produits de contraste iodés en imagerie abdominale et digestive diagnostique : recommandations et pratiques durables

1. Auteurs

Jules Grégory, Gabriel Simon, Maxime Ronot et Pascal Rousset

Relectrices : Valérie Laurent, Maité Lewin, Mathilde Wagner, Magaly Zappa,

2. Abréviations

A : Abdomen

AP : Abdomen et pelvis

TAP : Thorax, abdomen et pelvis

IV-, Sans injection

keV, kiloélectronvolts

kV, kilovolt

mAs, milliAmpères-secondes

SIAD, Société d'Imagerie Abdominale et Digestive

SFR, Société Française de Radiologie

3. Messages clés

- L'optimisation du volume de produit de contraste iodé est une démarche essentielle et réalisable qui s'appuie sur les progrès en tomodensitométrie et techniques d'injection.
- Le maintien de la résolution en contraste en imagerie abdominale et digestive est primordial lors de l'optimisation du contraste iodé.
- Les stratégies d'optimisation doivent garantir une visualisation optimale pour la prise en charge adéquate des patients.

4. Contexte

Le Bureau de la Société Française de Radiologie (SFR) a exprimé la nécessité d'établir des lignes directrices précises concernant l'administration des produits de contraste iodés et gadolinés pour les examens par scanner et IRM. Cette démarche, initiée en 2023, vise à standardiser les pratiques et à assurer une utilisation optimale de ces produits dans des indications spécifiques, en réponse à l'absence de recommandations consolidées jusqu'à présent.

5. Objectif

Dans ce document, nous proposons des directives relatives à l'utilisation des produits de contraste chez les patients nécessitant un scanner (hors pathologie rétro ou sous péritonéale). Notre objectif est de garantir la sécurité et la qualité optimale des soins, avec un effort de standardisation de l'utilisation des produits de contraste en imagerie, tout en minimisant l'impact environnemental et sanitaire lié à l'utilisation de ces produits, tant sur le plan individuel que global.

6. Méthodologie

Un document de travail a été élaboré par le comité de pilotage (JG, GS, MR, PR) désigné par le bureau de la Société d'Imagerie Abdominale et Digestive (SIAD). Cette version initiale a ensuite fait l'objet de révisions et d'amendements par un comité de relecture (VL, ML, MW, MZ). Par la suite, le document ainsi produit a été soumis pour approbation au bureau de la SFR.

7. Rationnel de l'injection de produits de contraste iodé

Les produits de contraste iodés se caractérisent par leur passage au travers du réseau vasculaire et de l'espace interstitiel (extracellulaire). De leurs caractéristiques de diffusion découlent les deux objectifs de l'injection de produits de contraste iodés à savoir : (1) l'opacification vasculaire, dépendante du débit d'injection et de la concentration du produit contraste, ainsi que du délai avant acquisition des images ; (2) l'analyse des organes, en accentuant le contraste entre les tissus, résultant des différences d'apport vasculaire et/ou de la composition des compartiments interstitiels, dépendant de la quantité d'iode par kg de poids corporel et du délai avant acquisition.

La réalisation d'une hélice en contraste spontanée avant l'injection a pour but de servir de référence pour évaluer le degré de rehaussement post-contraste.

8. Quel protocole en fonction de l'indication ?

On définit plusieurs temps d'injection, correspondant au délai entre l'injection de produit de contraste iodé et les structures vasculaires et/ou interstitielles opacifiées. Il existe ainsi :

- Une phase sans injection
- Différentes phases artérielles :
 - phase artérielle vasculaire : départ suite à la détection d'un valeur seuil de contraste dans l'aorte (alternative délai à 25 secondes) ;
 - phase artérielle tardive : départ suite à la détection d'un valeur seuil de contraste dans l'aorte (alternative délai à 35 secondes) ;
 - phase pancréatique : délai à 40 – 45 secondes.
- La phase portale : délai à 80 – 90 secondes.
- La phase tardive : délai à 3-4 minutes. Celui étant différent du tardif dit urinaire réalisé à 10 minutes.

Pour toute imagerie gastroduodénale/pancréatique hors contexte post-opératoire : faire boire 2 verres d'eau sur table avant l'acquisition et jeune d'environ 2 heures.

Pour toute imagerie gastroduodénale dans un contexte post-opératoire, si une recherche de fistule anastomotique ou sur une suture est nécessaire : faire boire 2 verres de produit de contraste hydrosolubles dilué avec de l'eau sur table avant acquisition.

Foie- voies biliaires

- Pathologie biliaire: abdomen (A) sans injection (IV-), A artériel tardif, abdomen et Pelvis (AP) portal (1,2)
- Pathologie infectieuse: AP IV- (optionnel), A artériel tardif (optionnel), AP portal (3,4)

- Caractérisation d'une lésion hépatique de découverte fortuite, suivi de lésion primitive hépatique: A IV-, A artériel tardif, AP portal, A tardif (5,6)
- Suivi d'hépatopathie chronique, suspicion de complication: A IV-, A artériel tardif, AP portal, A tardif (7–10)
- Post transplantation hépatique (11) (12) :
 - Recherche de complication vasculaire : A IV-, A artériel vasculaire, AP portal, A tardif (optionnel)
 - Suivi systématique de transplantation hépatique hors CHC : A IV - (optionnel), A artériel vasculaire, AP portal
 - Suivi systématique de transplantation hépatique pour CHC : A IV -, A artériel tardif, thorax abdomen et pelvis (TAP) portal

Pancréas

- Pancréatite aiguë modérément sévère ou sévère, bilan initial: A IV-, A pancréatique, AP portal (13)
- Pancréatite aiguë suivi: A IV- (optionnel), A artériel vasculaire (optionnel, si suspicion clinico-biologique de saignement), AP portal, AP tardif (optionnel si suspicion de saignement) (13)
- Pancréatite chronique : A IV-, A pancréatique, AP portal (14,15)
- Ictère : A IV-, A pancréatique, AP portal, A tardif (optionnel) (16)
- Chirurgie pancréatique: A IV-, A artériel vasculaire (optionnel), AP portal (17)
- Tumeur neuroendocrine: A IV-, A artériel tardif, TAP portal (18,19)
- Cancer du pancréas: A IV-, A pancréatique, TAP portal (20)

Rate

- Caractérisation de lésion focale splénique : A IV-, A artériel tardif, (T)AP portal

Tube digestif

- Entéroscanner : Faire boire 45 min avant >1L (idéalement 2L) de mannitol (car plus de sonde d'entérocyse disponible) puis AP IV-, AP artériel tardif, AP portal.
- Recherche de néoplasie colique chez patient ne pouvant avoir d'endoscopie : coloscanner à l'eau (distension du cadre colique par remplissage par voie basse d'eau) AP IV-, remplissage, AP portal
- Avant remise en continuité : AP ou P IV-, puis AP ou P après opacification par la stomie ou l'anus (éviter l'opacification par voie basse d'une anastomose coloanale ou colo-rectale basse récente (< 5 jours) sauf demande explicite) +/- (T)AP portal si contexte oncologique ou complication (type collection).
- Coloscopie virtuelle: protocole dédié ne faisant pas l'objet de ces recommandations.

Néoplasie du tube digestif

- Bilan initial : A IV-, TAP portal
- Suivi : A IV- (optionnel), TAP portal
- Tumeur neuroendocrine (bilan initial ou suivi) : AP IV – (optionnel pour le suivi), AP artériel tardif, TAP portal

Présentation Générale

- Douleur abdominale aiguë morphino-requérante (suspicion d'ischémie mésentérique): AP IV-, AP artériel vasculaire, AP portal (21)
- Traumatisme/plaie pénétrante : AP IV-, AP artériel vasculaire, AP portal, AP tardif (*optionnel*) ou injection biphasique, AP tardif (*optionnel*) si polytraumatisme.
- Saignement digestif aigu: AP IV-, AP artériel vasculaire, AP portal, AP tardif (*optionnel*) (22,23)
- Occlusion intestinale aiguë: AP IV-, AP artériel vasculaire (*optionnel*, si doute sur IMA), AP portal (24,25)
- Suspicion de pathologie infectieuse (avec ou sans orientation clinique précise, notamment digestive ou hépato-biliaire) : AP- (*basse dose si <40 ans*), AP portal (26)
- Suspicion de complication (abcès, fistule, occlusion) de Maladie Inflammatoire Chronique de l'Intestin: AP portal (28)
- Recherche de néoplasie/bilan d'extension : A IV-, TAP portal
- Post-opératoire de chirurgie digestive : AP portal si infectieux, ou AP IV- puis artériel vasculaire et portal si saignement
- Bilan d'une éventration : AP IV- (repos et en manœuvre de Valsalva, *optionnel*)

9. Optimisation du volume de produit de contraste en imagerie abdominale

- **Diminuer le volume de produit de contraste iodé**

La dynamique actuelle tend à réduire le volume de produit de contraste iodé employé en imagerie. Cette réduction s'articule autour de deux axes principaux : (1) La diminution de la quantité de produit de contraste injectée aux patients et l'optimisation de l'utilisation des volumes restants. L'initiative de ne plus éliminer le produit de contraste non utilisé, favorisée par la réglementation récente permettant l'usage du **multipartient** (*Arrêté du 1er juin 2023, NOR : SPRS2312485A*), s'inscrit dans une démarche écoresponsable. Le multipartient, c'est-à-dire l'utilisation d'un même flacon de produit de contraste pour plusieurs patients plutôt que d'ouvrir un nouveau flacon pour chaque patient, est rendu possible par le développement d'injecteurs et de consommables associés à l'injection prévenant le risque de contamination croisée entre deux patients. (2) Parallèlement, le développement de **circuits de recyclage spécifiques**, soutenus par certains laboratoires, contribue à cette dynamique durable. Ces pratiques commencent à être valorisées par l'obtention de labels « verts » pour les équipes de radiologie, reflétant l'engagement des structures dans la réduction de l'empreinte carbone de l'activité d'imagerie médicale tout en maintenant l'efficacité diagnostique.

- **Maintenir une quantité d'iode injectée au patient suffisant**

Néanmoins il est essentiel de pondérer la réduction du volume de produit de contraste iodé administré à chaque patient par la nécessité d'assurer une opacification adéquate des organes explorés avec des seuils définis permettant une qualité diagnostique satisfaisante à **300 UH dans l'aorte pour un temps artériel**, un **rehaussement du foie de plus 50 – 60 UH par rapport à l'acquisition sans injection** (ou **110 UH si l'acquisition est réalisée d'emblée au temps portal**). Cette balance est cruciale et la priorité doit être

donnée à l'obtention d'un contraste lésionnel suffisant, indispensable à une prise en charge optimale des patients. **La modulation du volume de produit de contraste devrait être ajustée en fonction de la morphologie du patient**, reflétée par l'indice de masse corporelle, conformément aux directives établies le CIRTACI (Fiche 2019 sur l'optimisation des doses de produits de contraste en tomodensitométrie oncologique). Cette considération est indispensable en imagerie abdominale et digestive, qui couvre un éventail de pathologies ayant un impact conséquent sur la survie des patients, particulièrement dans le domaine oncologique.

- **Diminuer le kilovoltage**

L'optimisation du volume de produits de contraste en imagerie abdominale peut être réalisée par l'ajustement de kilovolts (kV) lors des examens. La base de cette stratégie repose sur le fait que l'absorption de rayons X par les atomes d'iode atteint son pic à une énergie photonique de 33,2 kiloélectronvolts (keV), mais diminue rapidement avec l'augmentation de l'énergie des photons X. Le réglage du kilovoltage affecte directement cette énergie, où 120 kV correspondent approximativement à 80 keV, 100 kV à 66 keV, et 80 kV à 53 keV. En réduisant le kilovoltage, il est possible non seulement de minimiser la dose de rayons X délivrée lors d'un scanner, mais également de réduire la quantité de produit de contraste iodé injectée, profitant de **l'augmentation de l'absorption de l'iode à des énergies plus basses**. Ce kV est cependant à adapter au morphotype du patient et à la région explorée.

- **Utiliser l'imagerie spectrale**

Le scanner double énergie tire parti de l'analyse spectrale basée sur l'atténuation des rayons X à deux niveaux d'énergie distincts permettant l'évaluation des matériaux en fonction de leurs numéros atomiques (Z). Grâce à sa sensibilité accrue aux éléments à Z élevé, comme l'iode des produits de contraste, l'imagerie spectrale est censée améliorer la détection des lésions. Ainsi, en ajustant l'énergie de reconstruction à des seuils plus bas, typiquement autour de 40 keV, il serait possible d'optimiser le contraste tout en réduisant le volume nécessaire de produit de contraste, sans compromettre la qualité diagnostique. C'est le cas pour les **reconstructions à 40 keV** en imagerie tumorale abdominale permettant aux lésions focales hépatiques et pancréatiques hyper ou hypo-rehaussées d'être mieux visibles (29–32) ainsi que pour l'imagerie vasculaire abdominale (33). Cependant, la réduction de l'énergie implique un faisceau plus "durci" ainsi qu'une **augmentation du bruit d'image**. Cette problématique souligne la nécessité d'intégrer des algorithmes de réduction du bruit avancés (utilisant en particulier l'IA) pour maintenir un équilibre entre la visibilité accrue de l'iode et la gestion efficace du bruit en imagerie spectrale.

- **Améliorer le rapport signal/bruit**

La réduction du kilovoltage entraîne un accroissement du bruit d'image, principalement dû à la diminution du flux de photons. Pour contrebalancer cette augmentation de bruit et améliorer le rapport signal/bruit, deux stratégies principales sont employées : l'ajustement des milliampères-secondes (mAs) et l'utilisation de techniques avancées de reconstruction d'images.

L'**optimisation des mAs**, avec des fourchettes de modulation adaptées au kV pour les acquisitions standard (sans double énergie), sont des leviers pour élever le signal dans les imageries reconstruites. Cette augmentation doit être finement ajustée pour éviter un surcroît inutile de dose radiologique au patient. En outre, le bon positionnement du patient dans l'axe central du scanner doit être assuré afin d'éviter une dégradation de l'image et une augmentation de la dose totale. Le **pitch** et le **temps de rotation du tube** doivent également être adaptés en fonction des protocoles.

Par ailleurs, les techniques de **reconstruction itérative** intègrent des algorithmes de débruitage spécifiques, qui jouent un rôle clé dans l'amélioration du contraste et la réduction du bruit d'image. Plus récemment, l'intégration de l'**intelligence artificielle** (IA) dans les processus de reconstruction, qu'ils aient été entraînés directement à partir des sinogrammes ou avec les reconstructions en rétroprojection filtrée selon les constructeurs, ouvre de nouvelles perspectives. Ces approches basées sur l'IA promettent une amélioration théorique du rapport signal/bruit, qui permettraient donc de réduire les doses de rayons X et de produit de contraste iodé administrées. Cependant, les nouvelles images restent à évaluer scientifiquement pour confirmer leur apport dans la pratique clinique courante.

- **Optimiser l'injection intraveineuse**

Le **préchauffage** du produit de contraste à la température corporelle facilite son injection et améliore son profil de distribution vasculaire, en harmonisant la viscosité du produit avec celle du sang, et diminue par ailleurs le risque d'extravasation.

L'utilisation d'un bolus de sérum physiologique est recommandée avant l'injection de produit de contraste pour tester la perméabilité de la veine et assurer la fiabilité du site d'injection. L'administration d'un **bolus de sérum physiologique en fin d'injection** permet de pousser le reste du produit de contraste dans le réseau vasculaire, minimisant ainsi les résidus dans la tubulure et les pertes dans les veines périphériques. **Un volume de 12 à 20 ml de produit de contraste peut ainsi être économisé.** Bien que l'usage du bolus de sérum physiologique soit une pratique établie et documentée, la méthode d'injection présente des variations selon le type d'injecteur utilisé, pouvant parfois entraîner des complications logistiques ou des coûts supplémentaires. La sélection et l'utilisation adéquate des injecteurs sont donc essentielles.

Le débit d'injection de produit de contraste doit être d'au moins 3-5 mL/s (en fonction du poids du patient et de l'indication).

- **Concentrations des produits de contraste en imagerie abdominale**

Les concentrations couramment utilisées varient généralement entre 300 et 400 mgI/mL, cette gamme permettant d'obtenir une opacification suffisante tout en maintenant le volume de produit de contraste et son débit d'injection à un niveau acceptable. Quelle que soit la concentration utilisée, à paramètres d'acquisition et de reconstruction identiques, **la quantité d'iode par kilogramme de poids corporel devrait rester équivalente pour maintenir la résolution en contraste des tissus suffisante** (cf Annexe 1). Autrement dit, l'augmentation de la concentration ne peut s'accompagner que d'une baisse proportionnelle du volume de contraste injecté, ce qui ne change pas la quantité d'iode par kilogramme de poids corporel administrée au patient. S'agissant de la **charge**

en Iode, elle doit être au **minimum de 0,5 gI/kg** en imagerie abdominale et peut aller jusqu'à 0.7 gI/kg afin d'obtenir un rehaussement suffisant des organes (34,35)

10. Conclusion

L'optimisation du volume de produit de contraste iodé en imagerie abdominale et digestive, est une démarche essentielle et réalisable qui s'appuie sur les progrès en tomodensitométrie et techniques d'injection. Cette réduction est rendue possible par l'optimisation des paramètres d'acquisition, l'application d'imagerie à moindre kV, l'utilisation judicieuse de reconstructions à bas keV, et l'implémentation d'algorithmes pour améliorer le rapport signal/bruit.

Néanmoins, **l'optimisation du volume de contraste ne doit pas se faire au détriment de la résolution en contraste** et ne doit pas faire obstacle aux progrès de l'imagerie pour une détection, caractérisation, évaluation pronostique et un suivi des pathologies toujours plus précises. Les stratégies adoptées doivent ainsi garantir une visualisation optimale indispensable à une prise en charge adéquate des patients.

11. Références

1. Arai K, Kawai K, Kohda W, Tatsu H, Matsui O, Nakahama T. Dynamic CT of acute cholangitis: early inhomogeneous enhancement of the liver. *AJR Am J Roentgenol.* 2003;181(1):115–118. doi: 10.2214/ajr.181.1.1810115.
2. Patel NB, Oto A, Thomas S. Multidetector CT of emergent biliary pathologic conditions. *Radiographics.* 2013;33(7):1867–1888. doi: 10.1148/rg.337125038.
3. Alsaif HS, Venkatesh SK, Chan DS, Archuleta S. CT appearance of pyogenic liver abscesses caused by *Klebsiella pneumoniae*. *Radiology. Radiological Society of North America, Inc.;* 2011;260(1):129–138.
4. Priyadarshi RN, Sherin L, Kumar R, Anand U, Kumar P. CT of amebic liver abscess: different morphological types with different clinical features. *Abdominal Radiology. Springer;* 2021;46(9):4148–4158.
5. van Leeuwen MS, Noordzij J, Feldberg M, Hennipman AH, Doornewaard H. Focal liver lesions: characterization with triphasic spiral CT. *Radiology.* 1996;201(2):327–336.
6. Kopp AF, Heuschmid M, Claussen CD. Multidetector helical CT of the liver for tumor detection and characterization. *European radiology. Springer;* 2002;12:745–752.
7. Lim HK, Choi D, Lee WJ, et al. Hepatocellular carcinoma treated with percutaneous radio-frequency ablation: evaluation with follow-up multiphase helical CT. *Radiology. Radiological Society of North America;* 2001;221(2):447–454.
8. Iannaccone R, Laghi A, Catalano C, et al. Hepatocellular carcinoma: role of unenhanced and delayed phase multi-detector row helical CT in patients with cirrhosis. *Radiology. Radiological Society of North America;* 2005;234(2):460–467.
9. Mitsuzaki K, Yamashita Y, Ogata I, Nishiharu T, Urata J, Takahashi M. Multiple-phase helical CT of the liver for detecting small hepatomas in patients with liver cirrhosis: contrast-injection protocol and optimal timing. *AJR American journal of roentgenology. Am Roentgen Ray Soc;* 1996;167(3):753–757.
10. Luca A, Caruso S, Milazzo M, et al. Multidetector-row computed tomography (MDCT) for the diagnosis of hepatocellular carcinoma in cirrhotic candidates for liver transplantation: prevalence of radiological vascular patterns and histological correlation with liver explants.

- European radiology. Springer; 2010;20:898–907.
11. Girometti R, Pancot M, Como G, Zuiani C. Imaging of liver transplantation. *European Journal of Radiology*. 2017;93:295–307. doi: 10.1016/j.ejrad.2017.05.014.
 12. Di Martino M, Rossi M, Mennini G, et al. Imaging follow-up after liver transplantation. *BJR*. 2016;89(1064):20151025. doi: 10.1259/bjr.20151025.
 13. Rocha APC, Schawkat K, Morteale KJ. Imaging guidelines for acute pancreatitis: when and when not to image. *Abdominal Radiology*. Springer; 2020;45:1338–1349.
 14. Yamada Y, Mori H, Matsumoto S, Kiyosue H, Hori Y, Hongo N. Pancreatic adenocarcinoma versus chronic pancreatitis: differentiation with triple-phase helical CT. *Abdominal imaging*. Springer; 2010;35:163–171.
 15. Tirkes T, Shah ZK, Takahashi N, et al. Reporting standards for chronic pancreatitis by using CT, MRI, and MR cholangiopancreatography: the consortium for the study of chronic pancreatitis, diabetes, and pancreatic cancer. *Radiology*. Radiological Society of North America; 2019;290(1):207–215.
 16. Hindman NM, Arif-Tiwari H, Kamel IR, et al. ACR Appropriateness Criteria® Jaundice. *Journal of the American College of Radiology*. Elsevier; 2019;16(5):S126–S140.
 17. Gaballah AH, Kazi IA, Zaheer A, et al. Imaging after pancreatic surgery: expected findings and postoperative complications. *RadioGraphics*. Radiological Society of North America; 2023;44(1):e230061.
 18. Yamauchi FI, Ortega CD, Blasbalg R, Rocha MS, Jukemura J, Cerri GG. Multidetector CT evaluation of the postoperative pancreas. *Radiographics*. Radiological Society of North America; 2012;32(3):743–764.
 19. Kim JH, Eun HW, Kim YJ, Lee JM, Han JK, Choi B-I. Pancreatic neuroendocrine tumour (PNET): Staging accuracy of MDCT and its diagnostic performance for the differentiation of PNET with uncommon CT findings from pancreatic adenocarcinoma. *Eur Radiol*. 2016;26(5):1338–1347. doi: 10.1007/s00330-015-3941-7.
 20. Hong SB, Lee SS, Kim JH, et al. Pancreatic Cancer CT: Prediction of Resectability according to NCCN Criteria. *Radiology*. 2018;289(3):710–718. doi: 10.1148/radiol.2018180628.
 21. Laméris W, van Randen A, van Es HW, et al. Imaging strategies for detection of urgent conditions in patients with acute abdominal pain: diagnostic accuracy study. *BMJ*. 2009;338:b2431. doi: 10.1136/bmj.b2431.
 22. Artigas JM, Martí M, Soto JA, Esteban H, Pinilla I, Guillén E. Multidetector CT Angiography for Acute Gastrointestinal Bleeding: Technique and Findings. *RadioGraphics*. Radiological Society of North America; 2013;33(5):1453–1470. doi: 10.1148/rg.335125072.
 23. Willmann JK, Roos JE, Platz A, et al. Multidetector CT: detection of active hemorrhage in patients with blunt abdominal trauma. *AJR Am J Roentgenol*. 2002;179(2):437–444. doi: 10.2214/ajr.179.2.1790437.
 24. Chuong AM, Corno L, Beaussier H, et al. Assessment of Bowel Wall Enhancement for the Diagnosis of Intestinal Ischemia in Patients with Small Bowel Obstruction: Value of Adding Unenhanced CT to Contrast-enhanced CT. *Radiology*. 2016;280(1):98–107. doi: 10.1148/radiol.2016151029.
 25. Furukawa A, Yamasaki M, Takahashi M, et al. CT diagnosis of small bowel obstruction: scanning technique, interpretation and role in the diagnosis. *Semin Ultrasound CT MR*. 2003;24(5):336–352. doi: 10.1016/j.sult.2003.08.001.
 26. Pinto Leite N, Pereira JM, Cunha R, Pinto P, Sirlin C. CT evaluation of appendicitis and

- its complications: imaging techniques and key diagnostic findings. *AJR Am J Roentgenol.* 2005;185(2):406–417. doi: 10.2214/ajr.185.2.01850406.
27. Moore CL, Carpenter CR, Heilbrun ML, et al. Imaging in Suspected Renal Colic: Systematic Review of the Literature and Multispecialty Consensus. *J Urol.* 2019;202(3):475–483. doi: 10.1097/JU.0000000000000342.
28. Deepak P, Axelrad JE, Ananthakrishnan AN. The Role of the Radiologist in Determining Disease Severity in Inflammatory Bowel Diseases. *Gastrointest Endosc Clin N Am.* 2019;29(3):447–470. doi: 10.1016/j.giec.2019.02.006.
29. Große Hokamp N, Obmann VC, Kessner R, et al. Improved visualization of hypodense liver lesions in virtual monoenergetic images from spectral detector CT: Proof of concept in a 3D-printed phantom and evaluation in 74 patients. *Eur J Radiol.* 2018;109:114–123. doi: 10.1016/j.ejrad.2018.11.001.
30. Majeed NF, Braschi Amirfarzan M, Wald C, Wortman JR. Spectral detector CT applications in advanced liver imaging. *Br J Radiol.* 2021;94(1123):20201290. doi: 10.1259/bjr.20201290.
31. Nagayama Y, Tanoue S, Inoue T, et al. Dual-layer spectral CT improves image quality of multiphasic pancreas CT in patients with pancreatic ductal adenocarcinoma. *Eur Radiol.* 2020;30(1):394–403. doi: 10.1007/s00330-019-06337-y.
32. Optimal Monochromatic Imaging of Spectral Computed Tomography Potentially Improves the Quality of Hepatic Vascular Imaging - PubMed. . <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29962864/>. Accessed March 7, 2024.
33. Yin X-P, Gao B-L, Li C-Y, et al. Optimal Monochromatic Imaging of Spectral Computed Tomography Potentially Improves the Quality of Hepatic Vascular Imaging. *Korean J Radiol.* 2018;19(4):578–584. doi: 10.3348/kjr.2018.19.4.578.
34. Caruso D, Rosati E, Panvini N, et al. Optimization of contrast medium volume for abdominal CT in oncologic patients: prospective comparison between fixed and lean body weight-adapted dosing protocols. *Insights Imaging.* 2021;12(1):40. doi: 10.1186/s13244-021-00980-0.
35. Kondo H, Kanematsu M, Goshima S, et al. Body size indices to determine iodine mass with contrast-enhanced multi-detector computed tomography of the upper abdomen: does body surface area outperform total body weight or lean body weight? *Eur Radiol.* 2013;23(7):1855–1861. doi: 10.1007/s00330-013-2808-z.

Annexe 1 Tableau de la fiche du CIRTACI « *Optimisation des doses de produits de contraste en tomographie Oncologie* » portant sur le calcul du volume de produit de contraste à injecter pour une acquisition à 120 kV avec une charge d'iode de 0,5 gl/kg

POIDS du Patient	Charge en Iode	Dose à injecter	Volume à injecter (ml)			
			x kg	y = 0,5 g/kg	x * y en g d'Iode	400 mg/ml
45	0,5	22,5	56	61	64	75
50	0,5	25	63	68	71	83
55	0,5	27,5	69	74	79	92
60	0,5	30	75	81	86	100
65	0,5	32,5	81	88	93	108
70	0,5	35	88	95	100	117
75	0,5	37,5	94	101	107	125
80	0,5	40	100	108	114	133
85	0,5	42,5	106	115	121	142
90	0,5	45	113	122	129	150
95	0,5	47,5	119	128	136	158
100	0,5	50	125	135	143	167
105	0,5	52,5	131	142	150	175
110	0,5	55	138	149	157	183

Tableau 1 : Calcul du volume à injecter en fonction de la dose, du poids du patient et de la concentration du produit. Exemples pour une dose de 0,5 g /kg. Un calculateur est à télécharger sur le site de la SFR / Cirtaci