

Tomodensitométrie pancréatique

Sébastien Mulé

PLAN DU CHAPITRE

Technique	34
Protocole d'acquisition	34
Choix du kilovoltage	34
Technique double énergie	35
Méthodes de reconstruction des images	37
Aspect normal du pancréas en TDM	38
Indications	38
Ictère	38
Pancréatite aiguë	39
Pancréatite chronique	40
Tumeur exocrine du pancréas	40
Tumeur endocrine du pancréas	40

La tomодensitométrie (TDM) est la pierre angulaire de l'exploration du pancréas en imagerie. Elle permet à la fois une analyse précise et exhaustive du parenchyme pancréatique et des vaisseaux péripancréatiques. Elle est ainsi réalisée pour la détection et l'évaluation de l'extension – notamment vasculaire – des pathologies pancréatiques. Dans ce chapitre, nous verrons tout d'abord quels sont les prérequis et les paramètres d'un protocole d'exploration du pancréas en TDM. Seront ensuite présentés et analysés l'influence de paramètres tel que la tension du tube à l'émission, et l'apport de nouvelles technologies telles que la TDM double énergie et les méthodes de reconstruction d'images par intelligence artificielle. Sera ensuite détaillé l'aspect normal du pancréas en TDM, avant de présenter brièvement les indications de cet examen en pratique clinique, introduisant ainsi les chapitres ultérieurs de cet ouvrage.

Technique

Protocole d'acquisition

L'exploration en TDM du pancréas doit répondre à des critères d'acquisition spécifiques [1]. L'acquisition doit être réalisée en coupes millimétriques ou submillimétriques (0,625 mm ou moins idéalement) de manière à garantir une résolution spatiale optimale. L'ingestion d'un verre d'eau avant le début de l'acquisition est recommandée. L'exploration du pancréas requiert une injection de produit de contraste. En cas de tumeurs du pancréas, l'exploration TDM doit idéalement être réalisée avant tout geste endoscopique dont la mise en place d'une éventuelle prothèse biliaire, même en cas d'ictère, de manière à ne pas altérer l'évaluation diagnostique et le bilan de résécabilité [2].

L'obtention d'un rehaussement parenchymateux optimal nécessite une injection de produit de contraste à un débit d'au moins 3-5 mL/s. La dose d'iode injectée doit être adaptée au poids du patient. La dose minimale recommandée est de 0,5 g d'iode/kg. Une concentration supérieure ou égale 300 mg d'iode/mL permet d'améliorer la visibilité des vaisseaux, ainsi que le contraste entre le parenchyme normal et d'éventuelles lésions pancréatiques [1].

Trois phases d'acquisition doivent être réalisées lors de l'exploration du pancréas en TDM : la phase avant injection, la phase pancréatique et la phase portale (fig. 3.1) [1].

- La phase avant injection permet de mettre en évidence la présence de calcifications ou de remaniements hémorragiques.

- La phase dite pancréatique est acquise entre 35 et 50 secondes après l'injection, le plus souvent à 45 secondes, et est centrée sur la glande pancréatique. La phase pancréatique fournit un rapport contraste sur bruit optimal de la glande pancréatique, montrant un rehaussement maximal du parenchyme pancréatique (fig. 3.1), et des différences d'atténuation plus importantes entre une éventuelle tumeur hypoatténuante (aspect classique d'un adénocarcinome pancréatique) et le parenchyme normal d'une part, les artères d'autre part.

- Enfin, la phase portale est acquise 70 à 90 secondes après le début de l'injection. L'acquisition doit couvrir les régions abdominale et pelvienne. L'acquisition à la phase portale permet d'analyser de manière optimale le rehaussement du parenchyme hépatique ainsi que d'éventuelles collections intra ou péripancréatiques – notamment dans le cadre d'une pancréatite aiguë.

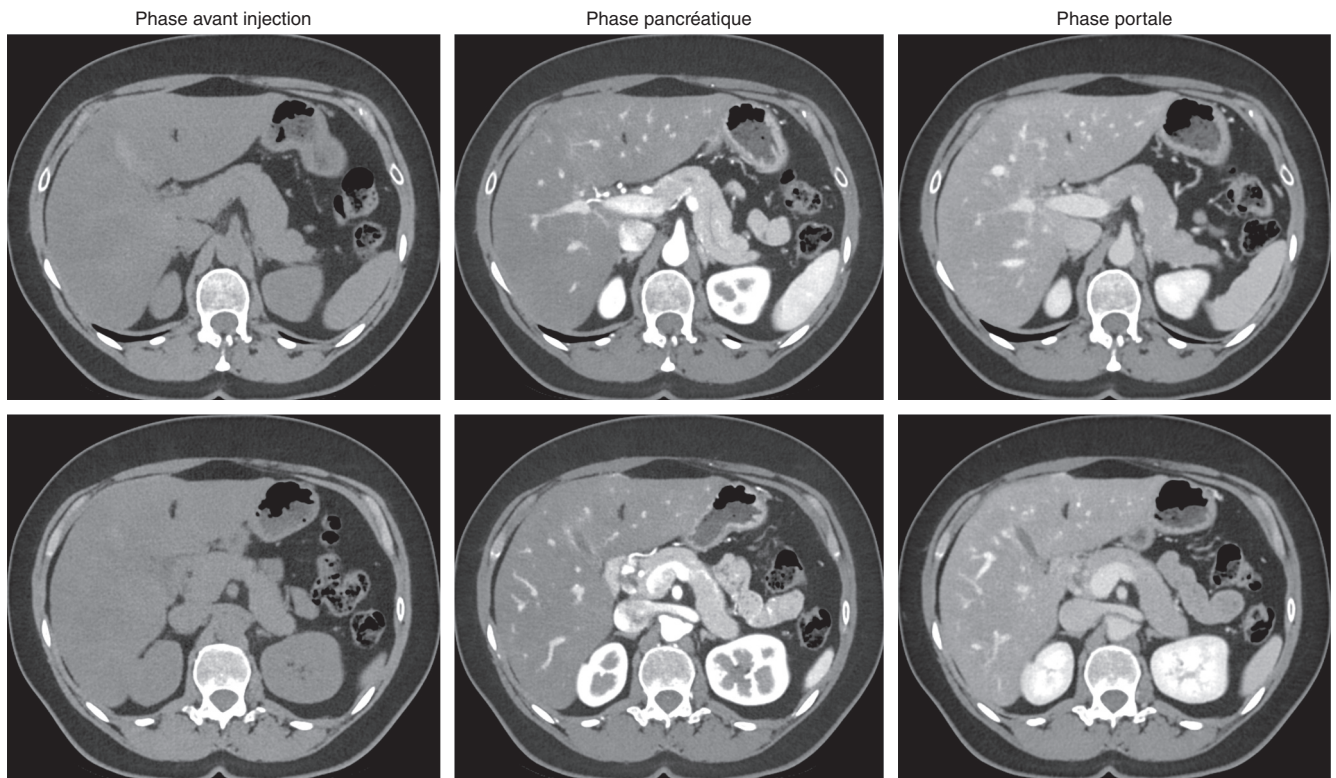
Une acquisition thoracique doit être réalisée en complément en cas de processus tumoral pancréatique.

Sur le plan de l'analyse des vaisseaux, l'acquisition au temps pancréatique permet l'analyse des axes artériels et d'éventuels contacts avec une lésion pancréatique, ainsi que la recherche de variantes artérielles. L'acquisition au temps portal permet elle l'analyse du réseau veineux et d'éventuels contacts veineux. L'utilisation de reconstructions multiplanaires est indispensable lors de la phase d'analyse des images afin d'analyser de manière optimale les contacts vasculaires.

Une approche alternative au protocole triphasique a été proposée afin de limiter l'irradiation du patient : l'utilisation d'un bolus fractionné de produit de contraste, permettant d'obtenir un rehaussement vasculaire et parenchymateux satisfaisant au cours d'une seule et même acquisition [3]. Ainsi, Brook et al. ont proposé de réaliser une première injection intraveineuse de 100 mL de produit de contraste iodé 70 secondes avant l'acquisition (pour l'obtention d'une phase portale), suivie d'une seconde injection de 40 mL environ 35 secondes après la première (pour l'obtention d'une phase pancréatique) [3].

Choix du kilovoltage

L'utilisation d'un kilovoltage diminué à l'émission permet d'augmenter le contraste dans l'image (fig. 3.2), et ainsi de diminuer théoriquement la quantité de produit de contraste iodé nécessaire pour obtenir un même degré de rehaussement parenchymateux tout en abaissant la dose délivrée au patient [4]. Ainsi, Marin et al. ont montré qu'une diminution du kilovoltage de 120 à 80 kVp associée à des valeurs de courant élevées (675 mA) permettait

**Fig. 3.1**

Aspect TDM normal du pancréas avant injection (à gauche), à la phase pancréatique (au centre) et à la phase portale (à droite).

d'améliorer le rehaussement parenchymateux du pancréas et des vaisseaux péripancréatiques à la phase pancréatique, d'augmenter la visibilité de tumeurs pancréatiques et de réduire la dose d'irradiation du patient [5]. La contrepartie est une diminution de la qualité subjective des images, en grande partie liée à une augmentation du bruit dans l'image. Des résultats similaires ont été obtenus à la phase portale, avec une individualisation des lésions pancréatiques supérieure à 80 kVp par rapport à 120 kVp [6]. La diminution des kV semble également permettre une meilleure détectabilité des métastases hépatiques hypo-rehaussées – ce qui est typiquement le cas des métastases hépatiques d'un adénocarcinome du pancréas – grâce à un rapport contraste sur bruit augmenté entre les métastases et le parenchyme hépatique [7].

Technique double énergie

La plupart des équipes utilisant la technologie double énergie pour l'exploration du pancréas en TDM réservent cette technologie à l'acquisition de la phase pancréatique [8]. Ce choix permet d'améliorer la visi-

bilité des lésions sur les images d'iode et sur les images monochromatiques virtuelles à faible keV (fig. 3.3). De plus, les artères sont également mieux visualisées grâce au gain en contraste, ce qui permet potentiellement une évaluation plus précise des rapports vasculaires tumoraux dans le cadre de la stadification chirurgicale. Dans une étude portant sur 64 patients avec adénocarcinome pancréatique ayant bénéficié d'une TDM double énergie simple source, Patel et al. ont montré que les images monochromatiques virtuelles à bas keV (45 keV) offraient un contraste lésionnel augmenté par rapport à des images monochromatiques virtuelles à 70 keV, et avaient le potentiel d'améliorer la détection lésionnelle, notamment en cas de lésion de petite taille [9]. Les images monochromatiques virtuelles à bas keV, en association avec les images d'iode, semblent également permettre une meilleure évaluation des rapports vasculaires [10]. Enfin, les valeurs de concentration locale en iode normalisée semblent intéressantes pour différencier une pancréatite chronique pseudo-tumorale d'un adénocarcinome du pancréas [11].

La réalisation de l'hélice à la phase portale en double énergie n'est pas réalisée en routine clinique par la majorité

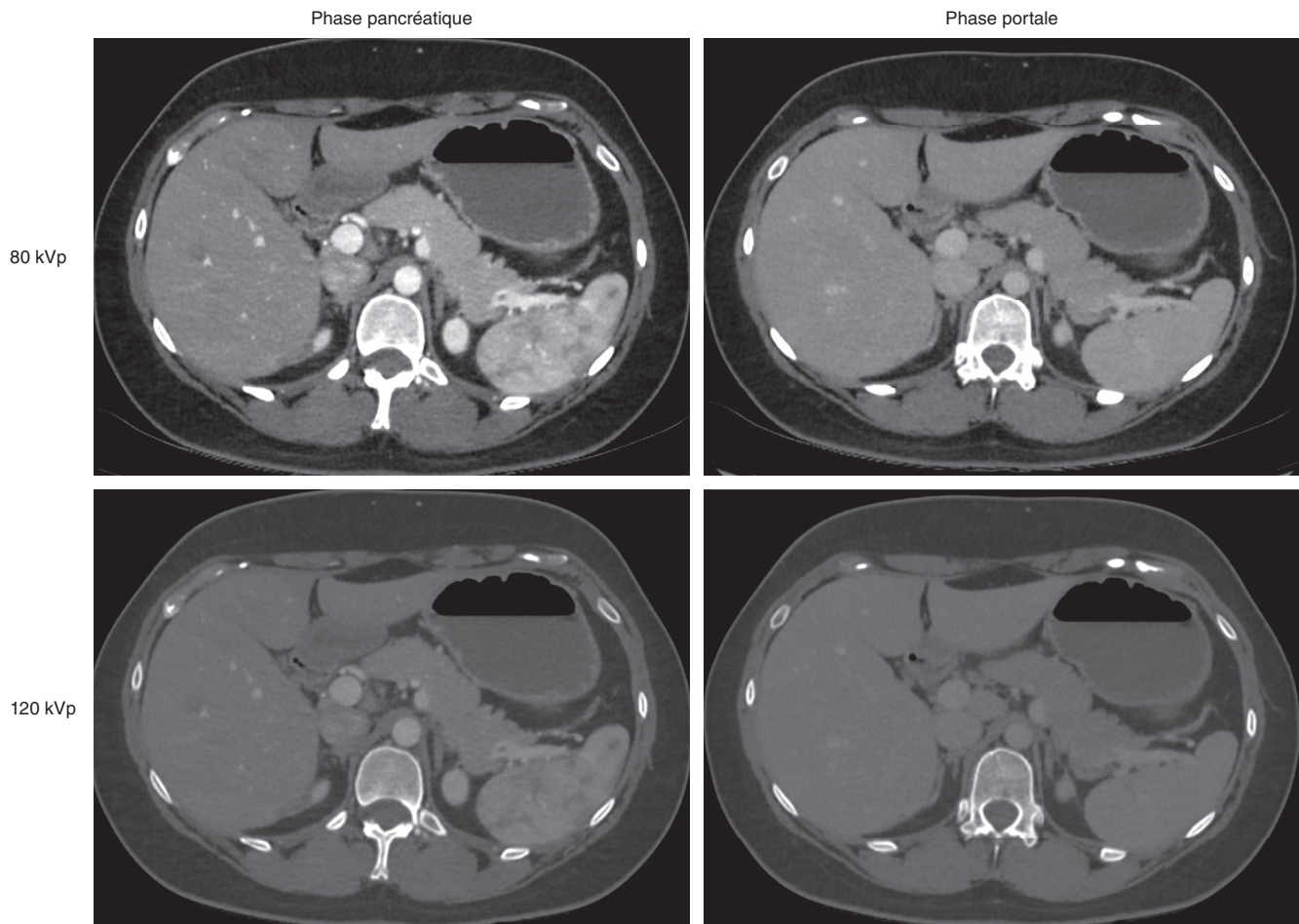


Fig. 3.2

Images TDM dans le plan axial acquises à 80 et 120 kVp aux phases pancréatique et portale.
Notez le contraste moindre dans les images à 120 kVp par rapport aux images à 80 kVp.

des équipes [8]. Néanmoins, la technologie double énergie a démontré son intérêt dans la détection des métastases hépatiques hyporehaussées [12,13]. Ainsi, les images monochromatiques virtuelles à 40 keV semblent offrir une qualité subjective, un contraste lésion/foie et un rapport contraste sur bruit des métastases hépatiques significativement supérieurs à ceux obtenus en imagerie polychromatique à 100 ou 120 kVp. Cela s'est traduit dans l'étude de Nagayama et al. par une détectabilité lésionnelle supérieure, notamment pour les petites métastases inférieures à 1 cm [13].

La question de l'acquisition d'une hélice sans injection dans ce contexte est débattue. Les images obtenues avant injection sont utiles dans plusieurs indications.

- Dans un contexte de pancréatite chronique, elles permettent de mettre en évidence les calcifications parenchymateuses et/ou ductales.

- Dans un contexte de suspicion ou de caractérisation de tumeur du pancréas, les images sans injection permettent une évaluation précise du degré de rehaussement parenchymateux et tumoral.

La substitution des images sans injection par des images sans injection virtuelles obtenues lors d'une acquisition en double énergie peut présenter plusieurs avantages, notamment une réduction potentielle de la dose d'exposition aux rayons X et du temps d'acquisition. Néanmoins, une telle substitution nécessite au préalable une validation clinique précise incluant des analyses qualitatives (qualité d'image, visibilité des structures/anomalies, etc.) et quantitatives (valeurs de densité, rapports signal sur bruit et contraste sur bruit, etc.). Plusieurs études ont démontré l'intérêt des images sans injection virtuelles, avec une absence de différence significative avec les images sans injection réelles en termes de qualité

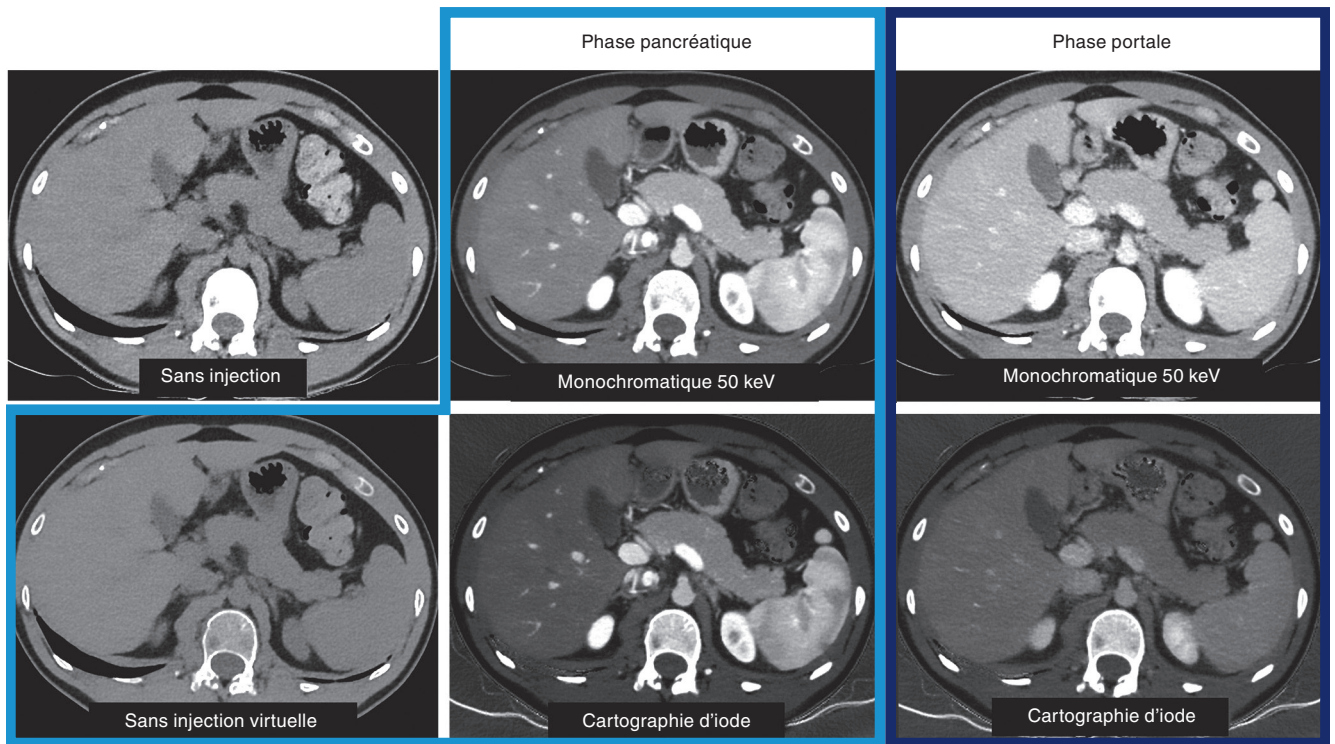


Fig. 3.3

Images TDM double énergie dans le plan axial avant injection et aux phases pancréatique (images d'iode, monochromatique virtuelle à 50 keV et sans injection virtuelle) et portale (images d'iode et monochromatique virtuelle à 50 keV).

d'image [14]. Le niveau de bruit dans les images sans injection virtuelles était évalué significativement supérieur par rapport aux images sans injection réelles, avec une différence absolue restant faible. Les auteurs justifient cette différence par des paramètres de collimation différents entre l'acquisition double énergie ($14 \times 1,2$ mm) et simple énergie ($2 \times 32 \times 6$ mm). De plus, l'acquisition avant injection était notamment réalisée avec un kilovoltage élevé (120 kVp). D'un point de vue quantitatif, Lacroix et al. ont comparé les densités du parenchyme hépatique et de lésions focales hépatiques, et le rapport contraste sur bruit des lésions focales par rapport au parenchyme adjacent obtenus à partir d'images sans injection réelles basses doses (80 kVp) et sans injection virtuelles aux temps artériel tardif et portal [15]. Les images sans injection virtuelles offraient des valeurs de densité comparables au niveau du parenchyme hépatique et des lésions focales hépatiques par rapport aux images sans injection réelles, et une augmentation du rapport contraste sur bruit des lésions focales hépatiques.

L'aspect comparable des valeurs d'atténuation (UH) entre images sans injection virtuelles et réelles a également été montré au niveau rénal ou musculaire [16]. L'une des

limites majeures pour l'exploration pancréatique est la potentielle suppression partielle ou totale de calcifications parenchymateuses ou ductales [14].

Méthodes de reconstruction des images

Le choix de la technique de reconstruction utilisée a également un impact significatif sur la qualité des images acquises et sur l'optimisation de la dose d'irradiation. Les méthodes de reconstruction intégrant des techniques d'intelligence artificielle, et notamment des modèles d'apprentissage profond (*deep learning*), s'imposent de plus en plus comme les méthodes de choix au détriment des méthodes de reconstruction itérative [17,18]. Ces techniques offrent une réduction significative de l'amplitude du bruit dans l'image sans modifier sa texture, permettant une augmentation significative du rapport signal sur bruit aux phases pancréatique et portale (fig. 3.4) [17,19,20]. En revanche, l'apport de telles méthodes de reconstruction pour la détectabilité des lésions pancréatiques et leur bilan d'extension local reste à démontrer.

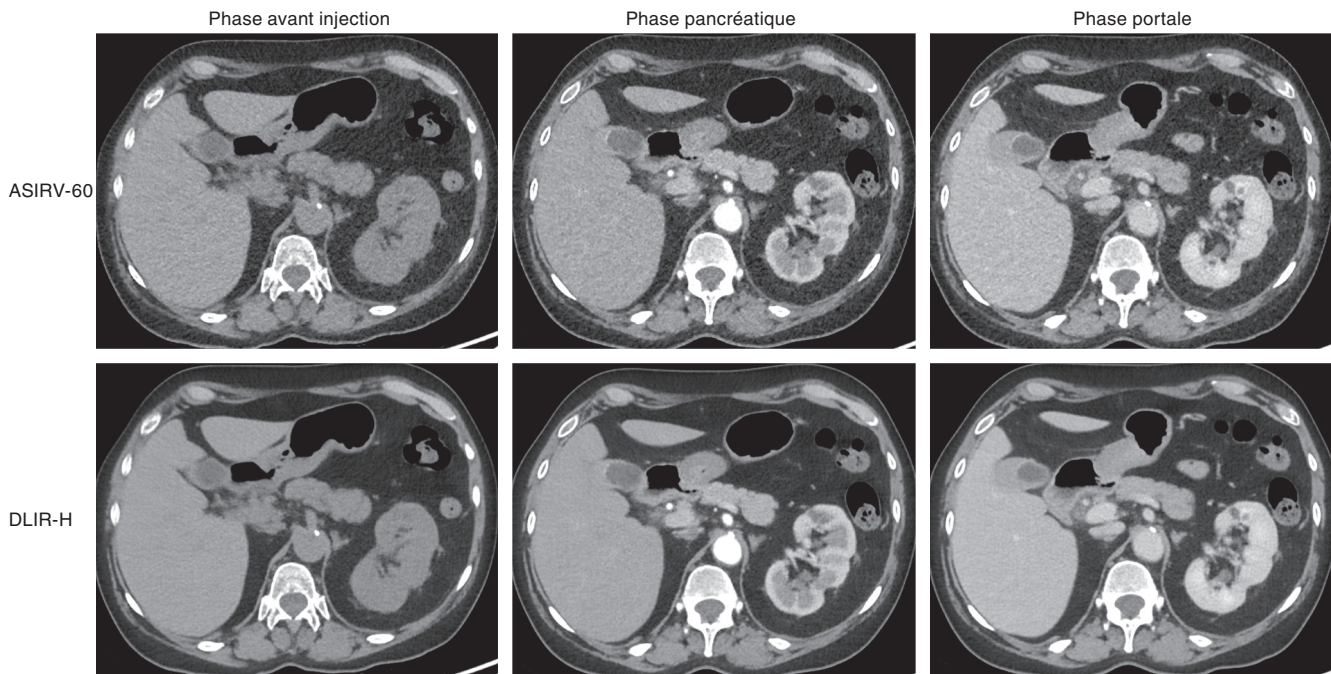


Fig. 3.4

Images TDM dans le plan axial avant injection et aux phases pancréatique et portale, reconstruites par méthode de reconstruction itérative (ASIRV-60) et par méthode de reconstruction avec apprentissage profond (DLIR-H).

Noter la diminution nette du bruit dans les images DLIR-H.

Aspect normal du pancréas en TDM

En l'absence d'injection de produit de contraste iodé, le parenchyme pancréatique présente une densité équivalente à celle des muscles (cf. fig. 3.1) [21]. Le pancréas normal présente des contours réguliers, discrètement lobulés chez le sujet jeune. Le degré de lobulation s'accroît avec l'âge et l'involution graisseuse naturelle de la glande augmente avec l'âge (fig. 3.5).

Après injection de produit de contraste iodé, le pancréas présente un rehaussement homogène à toutes les phases d'acquisition. Il est maximal à la phase dite pancréatique, 40 à 45 secondes après le début de l'injection intraveineuse du produit de contraste. Cette phase offre par ailleurs un contraste maximal entre le parenchyme pancréatique normal et les structures vasculaires adjacentes (cf. fig. 3.1).

Le conduit pancréatique principal présente un calibre progressivement croissant de la queue vers la tête du pancréas. Il apparaît linéaire, régulier, hypodense, de densité liquidienne. Les reconstructions MinIP (*minimum intensity projection*) sont particulièrement adaptées à l'analyse du conduit pancréatique principal que l'on peut dérouler

sur toute sa longueur jusqu'à la jonction biliopancréatique (fig. 3.6). Les conduits pancréatiques secondaires ne sont généralement pas visibles en TDM et le conduit pancréatique accessoire ne l'est que rarement.

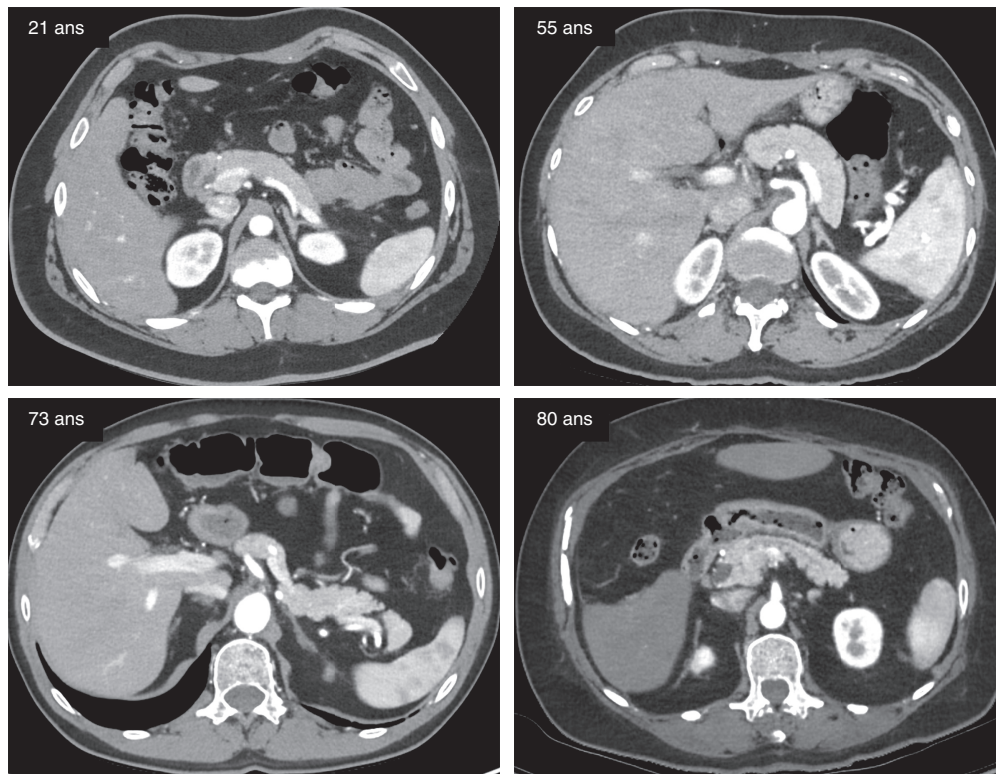
Indications

Les différentes indications de la TDM du pancréas sont détaillées dans le Guide de bon usage des examens d'imagerie médicale de la Société française de radiologie [22]. Il existe 5 situations cliniques dans lesquelles une TDM du pancréas peut être réalisée.

Ictère

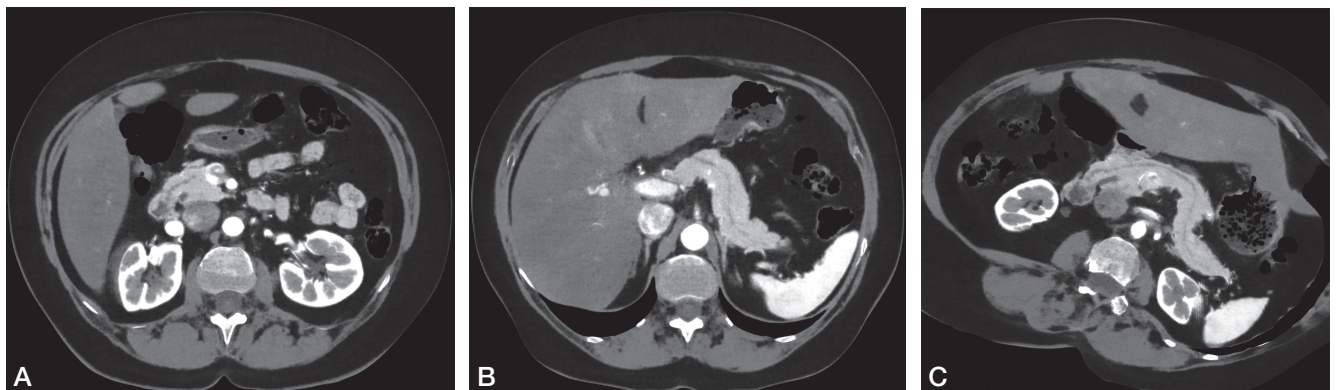
En présence d'un ictère ou d'une cholestase biologique, l'échographie hépatobiliaire est l'examen de 1^{re} intention. Elle permet d'affirmer une dilatation biliaire et de préciser la localisation d'un obstacle éventuel. La TDM est réalisée en 2^e intention selon les données de l'échographie.

En cas d'obstruction tumorale, la TDM permet de préciser la localisation de la tumeur, d'en évoquer la nature et d'en faire un bilan d'extension.

**Fig. 3.5**

Évolution de la morphologie du pancréas en fonction de l'âge.

Le pancréas, à contours réguliers et discrètement lobulés chez le sujet jeune, présente des lobulations s'accroissant avec l'âge.

**Fig. 3.6**

Images TDM en coupes axiales (A, B) et curviligne (C) en reconstruction MinIP (*minimum intensity projection*) permettant de visualiser le conduit pancréatique principal sur tout son trajet.

En cas d'obstruction lithiasique, la TDM peut être faussement négative ; la cholangiopancréatographie par résonance magnétique – CPRM (et souvent l'échographie) peut diagnostiquer un calcul qui n'est pas visible en TDM.

Pancréatite aiguë

L'exploration TDM dans le cadre d'une pancréatite aiguë est recommandée en cas de pancréatite aiguë modérément grave ou grave. Elle doit être réalisée idéalement 72 heures après le début des symptômes.

La TDM abdominale permet de préciser la sévérité de l'atteinte, de prédire la morbidité et la mortalité. Il permet également un suivi évolutif dans les cas initialement sévères.

Pancréatite chronique

La TDM abdominale est indiquée en cas de pancréatite chronique à la recherche de calcifications pancréatiques et pour le bilan global de la maladie. Elle permet notamment d'identifier d'éventuelles fistules, des faux kystes et de réaliser un bilan vasculaire précis.

Tumeur exocrine du pancréas

La TDM explorant le thorax, l'abdomen et le pelvis est l'examen de référence pour le diagnostic positif et le bilan d'extension des tumeurs exocrines du pancréas, en premier lieu desquelles l'adénocarcinome du pancréas. Il permet une analyse précise des rapports vasculaires de la tumeur et donc de sa résecabilité.

Tumeur endocrine du pancréas

La TDM abdominale est indiquée pour détecter et localiser une tumeur endocrine du pancréas, tout comme l'IRM. Il permet également le bilan d'extension locale et la recherche de métastases hépatiques.



Messages à retenir

- L'exploration en TDM du pancréas doit répondre à des critères d'acquisition spécifiques.
- La TDM pancréatique comprend 3 phases :
 - une phase sans injection ;
 - une phase pancréatique (35-50 secondes) ;
 - une phase portale (70-90 secondes).
- En cas de tumeur du pancréas, la TDM doit idéalement être réalisée avant la mise en place d'une éventuelle prothèse biliaire ou la réalisation de tout geste endoscopique.
- Les acquisitions en double énergie ou spectrale, notamment lors de la phase pancréatique, permettent de mieux visualiser les lésions.
- Les méthodes de reconstruction intégrant des techniques d'intelligence artificielle, et notamment des modèles d'apprentissage profond (*deep learning*) sont de plus en plus utilisées.

Références

- [1] Al-Hawary MM, Francis IR, Chari ST, Fishman EK, Hough DM, Lu DS, et al. Pancreatic ductal adenocarcinoma radiology reporting template : consensus statement of the Society of Abdominal Radiology and the American Pancreatic Association. *Radiology*. 2014 ; 270 : 248-60.
- [2] Zhao WY, Luo M, Sun YW, Xu Q, Chen W, Zhao G, et al. Computed tomography in diagnosing vascular invasion in pancreatic and periampullary cancers : a systematic review and meta-analysis. *Hepatobiliary Pancreat Dis Int*. 2009 ; 8 : 457-64.
- [3] Brook OR, Gourtsoyianni S, Brook A, Siewert B, Kent T, Raptopoulos V. Split-bolus spectral multidetector CT of the pancreas : assessment of radiation dose and tumor conspicuity. *Radiology*. 2013 ; 269 : 139-48.
- [4] Agostini A, Borgheresi A, Bruno F, Natella R, Floridi C, Carotti M, et al. New advances in CT imaging of pancreas diseases : a narrative review. *Gland Surg*. 2020 ; 9 : 2283-94.
- [5] Marin D, Nelson RC, Barnhart H, Schindera ST, Ho LM, Jaffe TA, et al. Detection of pancreatic tumors, image quality, and radiation dose during the pancreatic parenchymal phase : effect of a low-tube-voltage, high-tube-current CT technique – preliminary results. *Radiology*. 2010 ; 256 : 450-9.
- [6] Macari M, Spieler B, Kim D, Graser A, Megibow AJ, Babb J, et al. Dual-source dual-energy MDCT of pancreatic adenocarcinoma : initial observations with data generated at 80 kVp and at simulated weighted-average 120 kVp. *AJR Am J Roentgenol*. 2010 ; 194 : W27-32.
- [7] Robinson E, Babb J, Chandarana H, Macari M. Dual source dual energy MDCT : comparison of 80 kVp and weighted average 120 kVp data for conspicuity of hypo-vascular liver metastases. *Invest Radiol*. 2010 ; 45 : 413-8.
- [8] Patel BN, Alexander L, Allen B, Berland L, Borhani A, Mileto A, et al. Dual-energy CT workflow : multi-institutional consensus on standardization of abdominopelvic MDCT protocols. *Abdom Radiol (NY)*. 2017 ; 42 : 676-87.
- [9] Patel BN, Thomas JV, Lockhart ME, Berland LL, Morgan DE. Single-source dual-energy spectral multidetector CT of pancreatic adenocarcinoma : optimization of energy level viewing significantly increases lesion contrast. *Clin Radiol*. 2013 ; 68 : 148-54.
- [10] McNamara MM, Little MD, Alexander LF, Carroll LV, Beasley TM, 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*. 2015 ; 40 : 1230-40.
- [11] Yin Q, Zou X, Zai X, Wu Z, Wu Q, Jiang X, et al. Pancreatic ductal adenocarcinoma and chronic mass-forming pancreatitis : Differentiation with dual-energy MDCT in spectral imaging mode. *Eur J Radiol*. 2015 ; 84 : 2470-6.
- [12] Lee T, Lee JM, Yoon JH, Joo I, Bae JS, Yoo J, et al. Deep learning-based image reconstruction of 40-keV virtual monoenergetic images of dual-energy CT for the assessment of hypoenhancing hepatic metastasis. *Eur Radiol*. 2022 Apr 5.
- [13] Nagayama Y, Tanoue S, Inoue T, Oda S, Nakaura T, Utsunomiya D, et al. Dual-layer spectral CT improves image quality of multiphasic pancreas CT in patients with pancreatic ductal adenocarcinoma. *Eur Radiol*. 2020 ; 30 : 394-403.

- [14] Mileto A, Mazziotti S, Gaeta M, Bottari A, Zimbaro F, Giardina C, et al. Pancreatic dual-source dual-energy CT : is it time to discard unenhanced imaging ? Clin Radiol. 2012 ; 67 : 334-9.
- [15] Lacroix M, Mulé S, Herin E, Pigneur F, Richard P, Zegai B, et al. Virtual unenhanced imaging of the liver derived from 160-mm rapid-switching dual-energy CT (rsDECT) : Comparison of the accuracy of attenuation values and solid liver lesion conspicuity with native unenhanced images. Eur J Radiol. 2020 ; 133 : 109387.
- [16] Graser A, Johnson TRC, Hecht EM, Becker CR, Leidecker C, Staehler M, et al. Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses : can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images ? Radiology. 2009 ; 252 : 433-40.
- [17] Kaga T, Noda Y, Fujimoto K, Suto T, Kawai N, Miyoshi T, et al. Deep-learning-based image reconstruction in dynamic contrast-enhanced abdominal CT : image quality and lesion detection among reconstruction strength levels. Clin Radiol. 2021 ; 76 : 710.e15-710.e24.
- [18] Jensen CT, Liu X, Tamm EP, Chandler AG, Sun J, Morani AC, et al. Image Quality Assessment of Abdominal CT by Use of New Deep Learning Image Reconstruction : Initial Experience. AJR Am J Roentgenol. 2020 ; 215 : 50-7.
- [19] Nakamura Y, Higaki T, Tatsugami F, Zhou J, Yu Z, Akino N, et al. Deep Learning-based CT Image Reconstruction : Initial Evaluation Targeting Hypovascular Hepatic Metastases. Radiol Artif Intell. 2019 ; 1 : e180011.
- [20] Akagi M, Nakamura Y, Higaki T, Narita K, Honda Y, Zhou J, et al. Deep learning reconstruction improves image quality of abdominal ultra-high-resolution CT. Eur Radiol. 2019 ; 29 : 6163-71.
- [21] Agostini S, Garçon S, Durieux O, Guénat R, Peretti P. [Normal pancreas aspects. Variations and malformations]. J Radiol. 2005 ; 86 : 719-32.
- [22] SFR/SFMN. Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale, janvier 2013.