



HAL
open science

Évaluation du scanner spectral dans le diagnostic et le suivi de la pancréatite aiguë

Justine Gillet

► **To cite this version:**

Justine Gillet. Évaluation du scanner spectral dans le diagnostic et le suivi de la pancréatite aiguë. Médecine humaine et pathologie. 2024. dumas-04737322

HAL Id: dumas-04737322

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04737322v1>

Submitted on 28 Oct 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License



UNIVERSITÉ DE PICARDIE JULES VERNE FACULTÉ DE MÉDECINE

2024

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**ÉVALUATION DU SCANNER SPECTRAL DANS LE
DIAGNOSTIC ET LE SUIVI DE LA PANCRÉATITE AIGUË**

N° 2024-108

Radiodiagnostic et Imagerie médicale

Présentée et soutenue publiquement le 26 septembre 2024 en salle des thèses

Par Justine GILLET

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Thierry YZET

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Elie Parfait ASSAKO ONDO

Remerciements

**A notre Maître et Président de Jury,
Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS**

Responsable du centre d'activité de Neuroradiologie

Coreponsable de l'équipe Universitaire CHIMERE

Coordonnateur du DES d'Imagerie Médicale

Responsable Médical et de la recherche clinique sur l'IRM de recherche du GIE Faire Faces

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier (Radiologie et Imagerie médicale)

Pôle Imagerie

Vous me faites l'honneur de présider ce jury de thèse. Je vous remercie pour votre disponibilité, votre pédagogie, votre soutien et votre gentillesse durant toutes ces années d'internat. Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon profond respect.

**A notre Maître et juge,
Monsieur le Professeur Thierry YZET**

*Professeur Associé de Radiologie CHU AMIENS
Chef du Pôle Imagerie*

Vous me faites l'honneur d'évaluer ce travail.

Je vous remercie de m'avoir si bien accueillie dans votre service. Veuillez recevoir mes plus vifs remerciements et l'expression de mon plus profond respect. J'ai hâte de travailler de nouveau avec vous au prochain semestre.

Monsieur le Docteur Elie Parfait ASSAKO ONDO

Praticien Hospitalier

(Radiologie et Imagerie médicale)

Neuroradiologie, imagerie cardiovasculaire et thoracique.

Merci de m'avoir guidée et accompagnée tout au long de ce travail.

C'est un réel plaisir d'avoir pu faire ce travail avec toi et d'avoir bénéficié de ton expertise.

A mes parents, mon frère et ma sœur, merci de me soutenir depuis le début, si j'en suis là aujourd'hui, c'est grâce à vous.

A mes grands-parents, à tous ces moments ensemble, ces repas de famille. Vous qui avez toujours été là. Je suis heureuse d'avoir partagé tant de choses avec vous.

A mes oncles, tantes, cousins, cousines, petits cousins et petites cousines et la famille plus éloignée, merci pour tous ces moments précieux en famille, pour votre accueil chaleureux chez chacun d'entre vous.

A Marie VH, Clément, Aimée, Marie C, Julien, Laura, Clément et Emmanuella, à nos vacances au ski ou en Normandie, à nos apéros, soirées bien arrosées, et bien plus encore.

A Roger Bouzerar,

Un très grand merci pour ton aide si précieuse tout au long de ce projet. Merci pour tes conseils, ta patience et ta disponibilité.

A mes co-internes de la promotion 2020 :

Mathieu (il paraît que les plus belles amitiés commencent par un différent. Merci pour tous ces moments avec toi, ne change pas mon gros chou), Yasmine (toujours là quand j'avais besoin, merci pour tes conseils lifestyle), Thomas (merci pour tous ces afters chez toi), Charles (co-interne en dig et en imagerie de la femme, j'ai adoré, merci pour ta sincérité), Alexandre (mes soirées auraient été moins belles sans toi), Sacha, Margaux G, Adrien.

Aux autres co-internes de radiologie :

Amélie (je me souviens encore de mes débuts en pédiatrie, heureusement que tu étais là, un soutien sans faille, toujours là dans les bons comme les mauvais moments, j'ai aimé travailler avec toi toutes ces années, et désolée mais je ne veux plus te quitter, je te rejoins en dig pour le meilleur et pour le pire, hâte de squatter ton bureau !), Jean-Baptiste P. (on se rejoint sur le taureau dans quelques heures), Cyril, Antoine, Jean-Baptiste M., Naty, David L, Aurélien et Romain (Tic et Tac, toujours là pour nous faire rire avec vos anecdotes folles), Erwan P, Victor E, Nassim, Angèle, Issam, Safiya, Dalila, Pierre-Antoine, Erwann L, Clément L, Clément B, Hamou, Jimmy, Moudrik, et les petits nouveaux de la famille, Diane et Clément C (meilleur semestre à St Quentin, on aura bien rigolé), Lydia, Ynes, Lauris, Lucie, Margaux, Michael, Théo.

Aux chefs de radiologie d'Amiens :

Charles (Carlito, toi qui m'a tant appris, j'espère retourner à Val d'Isère et tous les autres congrès en ta compagnie), Margaux et Victor (merci les vacances à la Réunion qui nous ont rapproché, dans notre étage commun et nos lits gigognes), Kévin (KS, à tous nos moments potins dans ton bureau), David (Dadou, à nos nombreux craquages en garde à saint Q ou même au CHU), Jessy (la pression c'est uniquement dans la bouteille de champagne), Charlotte, Wilfried (merci pour ta précieuse aide pour la réalisation de ma thèse), Simon (parce que tu t'en vas du chu, c'est poison), Olivier (à nos parties de cémantix), Amandine (je me souviendrais toujours de notre première désinvagination), Jeff, Jean, Emilie, Wesley, Constance, Loïc, Michael, JF, Xavier, Quentin, Jean C, Andy (merci de m'avoir prêté main forte les premiers mois d'internat), Déesse, Fabrice, Lylia, Cédric (merci pour ta bienveillance et tes conseils éclairés), Marianne, Antoine, Nicolas, Jérémie et Raphaël (merci pour votre implication dans les quizz, j'attends les prochains avec impatience), Brice, David Michel (à tes caïpis de folie), Sophie, Amine, Thomas (à nos discussions le vendredi après-midi au café), Julie, Catherine, Gilles, Manuel, Carla, Pierre-Olivier, Cyril, Brigitte, Pr Rémond, Bruno, Mathilde, Andréa, Florine.

Aux copains, Jordan (mon jojo, un mec des plus adorables que je connaisse), Pierre (ce soir je te bats à Mario kart), Louise, Virginie (jean pacal).

A tous les manipulateurs du CHU d'Amiens et de Saint Quentin, merci pour votre bonne humeur quotidienne.

A Adrien, à tous nos moments qui nous attendent maintenant, merci de faire partie de ma vie.

Table des matières

INTRODUCTION.....	10
I. GENERALITES SUR LA PANCREATITE AIGUË	10
1. <i>Définition</i>	10
2. <i>Épidémiologie</i>	12
3. <i>Les différentes formes de PA</i>	12
4. <i>Complications</i>	13
5. <i>Critères de sévérité et de gravité radiologiques</i>	15
II. PLACE DE L'IMAGERIE DANS LA PANCREATITE AIGUË.....	16
III. SCANNER CONVENTIONNEL ET SCANNER SPECTRAL	17
IV. OBJECTIFS.....	19
MATERIEL ET METHODES	21
I. CARACTERISTIQUES DE L'ETUDE	21
II. POPULATION	21
III. ACQUISITION ET RECONSTRUCTION DES IMAGES.....	21
IV. ANALYSE DES IMAGES.....	22
V. ANALYSE STATISTIQUE	24
RÉSULTATS.....	25
I. CARACTERISTIQUES DE LA POPULATION.....	25
II. MOYENNES ET PERFORMANCES DIAGNOSTIQUES	27
III. COMPARAISON ET CONCORDANCE ENTRE LES 2 LECTEURS.....	29
DISCUSSION	31
I. POPULATION	31
II. RESULTATS	32
III. FORCES ET LIMITES DE L'ETUDE	33
IV. PERSPECTIVES	34
CONCLUSION	36
LISTES DES FIGURES ET DES TABLEAUX	37
REFERENCES.....	38

Liste des abréviations

PA : pancréatite aiguë

SIRS : systemic inflammatory response syndrom

CPRE : cholangiopancréatographie rétrograde

CLAP : collection liquidienne aigue pancréatique

CAN : collection aiguë nécrotique

PK : pseudokyste

NOP : nécrose organisée pancréatique

CIVD : coagulation intravasculaire disséminée

CTSI : computed tomography severity index

TDM : tomodensitométrie

GSI : gemstone spectral imaging

ROI : région d'intérêt

INTRODUCTION

I. Généralités sur la pancréatite aiguë

1. Définition

La pancréatite aiguë (PA) est une inflammation aiguë du pancréas.

Son diagnostic a été révisé lors de la conférence d'Atlanta de 2012 et repose sur l'association d'au moins deux des trois critères suivants [1] :

- La présence d'une douleur abdominale évocatrice (épigastrique ou en hypocondre droit, avec possible irradiation dorsale) ;
- La présence d'une lipasémie supérieure à trois fois la normale ;
- La présence d'anomalies caractéristiques en imagerie, telles que l'hypertrophie focale ou diffuse du pancréas, l'infiltration de la graisse péri-pancréatique ou encore la présence de collections péri-pancréatiques (au scanner ou plus rarement en IRM).

La présence des deux premiers critères est suffisante pour poser le diagnostic. Le recours à l'imagerie n'est donc pas systématique au diagnostic et ne sera nécessaire qu'en cas d'absence d'un de ces deux critères pour affirmer le diagnostic ou rechercher un diagnostic différentiel, ou en cas de défaillance viscérale. La PA est caractérisée par un recrutement excessif de médiateurs de l'inflammation, pouvant conduire à une défaillance multi-viscérale en fonction de sa sévérité. C'est le Systemic Inflammatory Response Syndrome (SIRS), défini par quatre critères (trois critères cliniques et un critère biologique, détaillés dans le Tableau 1) : la température corporelle, la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la présence d'une hyperleucocytose ou d'une leucopénie [2]. Le SIRS est défini par la présence d'au moins deux de ces critères et est corrélé à la gravité de la PA [3].

Dans le cas où le diagnostic de PA est posé sans nécessité d'imagerie en coupe, celle-ci se fera secondairement, au mieux 4 à 5 jours après le début des symptômes, car le développement complet d'une pancréatite prend généralement plusieurs jours (environ 4 à 7 jours) après le début de la douleur et le scanner peut, s'il est réalisé trop précocement, sous-estimer la présence et l'étendue des lésions [4].

Tableau 1 : Critères clinico-biologiques du SIRS

SIRS (Systemic Inflammatory Response Syndrome)
1. Température : > 38°C ou <36°C
2. Fréquence cardiaque : >90 battements par minute
3. Fréquence respiratoire : >20 respirations par minute
4. Leucocytes : >12 000/mm³ ou <4 000/mm³

Les symptômes les plus courants de la PA sont des douleurs abdominales (80 à 95% des cas), des nausées et des vomissements (40 à 80% des cas), un essoufflement, des troubles de la conscience, une distension abdominale et une réduction des bruits intestinaux [4].

Les diagnostics différentiels de la PA comprennent le syndrome coronarien aigu, la cholécystite aiguë, l'ulcère gastroduodéal perforé, l'ischémie mésentérique, l'occlusion intestinale et la perforation intestinale [5].

Malgré les améliorations de l'accès aux soins, à l'imagerie et aux techniques interventionnelles, la PA continue d'être associée à une morbidité et une mortalité importantes [6][7].

Les causes les plus fréquentes de pancréatite aiguë sont la lithiase biliaire (36% des cas) et la consommation excessive d'alcool (38% des cas) [8][9]. Une échographie abdominale doit être réalisée dans les 24 heures après le début des douleurs s'il existe une suspicion de PA, à la recherche de calcul biliaire ou de signe d'hépatopathie chronique. En cas d'origine biliaire, la réalisation d'une écho-endoscopie dans les 48 heures suivant l'échographie permettra de lever l'obstruction, la pression et le reflux biliaire dans le canal de Wirsung risquant d'aggraver le pronostic de la PA [9][10].

Les autres causes de PA comprennent les néoplasies, les troubles métaboliques (hypertriglycéridémie, hypercalcémie), les médicaments, les traumatismes, les causes iatrogènes (CPRE, chirurgie abdominale, chirurgie cardiaque), les infections, les troubles vasculaires (ischémie), les causes auto-immunes, les causes génétiques (par exemple les mutations du trypsinogène) et les pancréatites sans cause retrouvée ou pancréatite idiopathique [8].

2. Épidémiologie

La pancréatite aiguë est une maladie courante, en augmentation, avec une incidence annuelle comprise entre 5 et 80 personnes pour 100 000 habitants [11]. La gravité peut varier d'une affection bénigne, dite œdémateuse, spontanément résolutive, à une atteinte grave, nécrosante, entraînant des complications potentiellement mortelles [12].

3. Les différentes formes de PA

La gravité de la maladie est stratifiée selon l'absence ou la présence d'une défaillance d'organe, de complications locales (collections liquidiennes ou nécrosantes), et de complications systémiques, telles qu'une exacerbation d'une comorbidité préexistante (maladie coronarienne ou maladie pulmonaire chronique par exemple) [1]. La PA bénigne, c'est-à-dire œdémateuse, est définie par l'absence de défaillance organique et de complication locale ou systémique et est associée à un faible taux de mortalité (1 à 2%). La PA modérément grave entraîne une défaillance organique passagère (moins de 48 heures) ou des complications, locales ou systémiques, et est associée à un faible taux de mortalité d'environ 2%. La PA grave, nécrosante, se caractérise par une défaillance organique persistante (au-delà de 48 heures), avec un taux de mortalité d'environ 20 à 30% et est généralement associée à des complications locales [13].

- La PA œdémateuse (PAO)

Cette forme est la plus fréquente et représente environ 80 à 85% des PA [14]. Elle correspond à une inflammation non nécrosante du pancréas. Elle se manifeste en imagerie par une hypertrophie pancréatique focale ou diffuse, une inflammation et la présence de liquide péri-pancréatique. Des collections péri-pancréatiques non nécrotiques sont possibles [15]. La majorité d'entre elles sont des collections simples, dépourvues de paroi, qui se développent au cours des premières semaines et disparaissent spontanément. Elles ne nécessitent aucun traitement supplémentaire. Chez certains patients, ces collections de liquide ne parviennent pas à se résoudre et le liquide s'enferme dans une paroi, généralement sur une période de 4 semaines [16]. Ces collections sont appelées pseudokystes. Un pseudokyste est défini comme une structure kystique remplie de liquide dans le pancréas ou à proximité du pancréas, riche en enzymes pancréatiques et entourée d'une paroi fibreuse [17].

- La PA nécrosante (PAN)


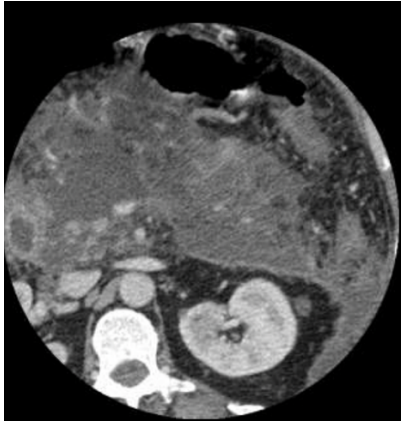

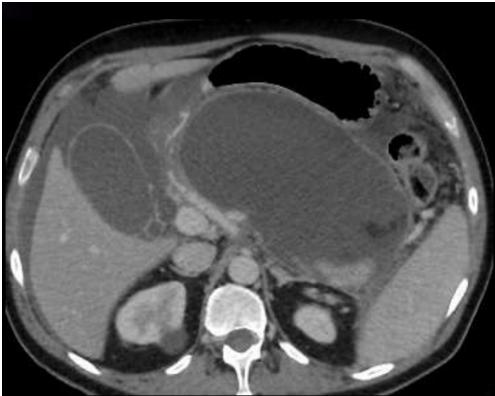
Cette forme représente 15 à 20% des PA [14]. Elle touche à la fois la glande pancréatique et les tissus environnants. Elle se manifeste par un défaut de rehaussement focal ou diffus de la glande, associé à des collections péri-pancréatiques hétérogènes non rehaussées et pouvant s'étendre notamment dans l'espace para-rénal antérieur et dans le petit épiploon [15].

4. Complications

La classification révisée d'Atlanta différencie les collections locales en collections purement liquidiennes et collections non strictement liquidiennes.

On en différencie quatre types, détaillés dans le Tableau 2 : deux types de collections aiguës (apparaissant avant la 4^e semaine), les collections liquidiennes aiguës pancréatiques (CLAP) et les collections aiguës nécrotiques (CAN) ; et deux types de collections tardives (apparaissant après la 4^e semaine), les pseudokystes (PK) et les nécroses organisées pancréatiques (NOP).

Tableau 2 : Les différentes collections locales dans la pancréatite

PAO : pancréatite aiguë œdémateuse	PAN : pancréatite aiguë nécrosante
<p style="text-align: center;">CLAP</p> <p>Collection liquidienne pure, sans paroi, extra-pancréatique</p> 	<p style="text-align: center;">CAN</p> <p>Collection à contenu mixte, hétérogène, non strictement liquidienne, sans paroi, intra ou extra-pancréatique</p> 
<p style="text-align: center;">PK</p> <p>Collection liquidienne pure, avec paroi rehaussée, ronde</p> 	<p style="text-align: center;">NOP</p> <p>Collection à contenu mixte, hétérogène, non strictement liquidienne, intra ou extra-pancréatique</p> 

Les autres complications possibles des pancréatites comprennent les infections et notamment la surinfection des coulées de nécrose [18], les colites ischémiques (dans un contexte d'état de choc), les troubles de la vidange gastrique et les fistules internes. La rupture du canal pancréatique principal est une complication grave dont la prévalence n'est pas connue [19].

Des anomalies de la coagulation, telles que la coagulation intra-vasculaire disséminée (CIVD), sont possibles à la phase aiguë de la maladie. L'inflammation péri-pancréatique peut être responsable de thromboses veineuses, qui concernent jusqu'à 40% des PA sévères [20].

5. Critères de sévérité et de gravité radiologiques

Le score de sévérité radiologique de référence dans la PA est le CTSI (Computed Tomography Severity Index) (Tableau 3).

Tableau 3 : Score CTSI

Scanner avec injection de produit de contraste (partie 1)		Scanner avec injection de produit de contraste (partie 2)	
Stade A : Pancréas normal	0 point	Pas de nécrose	0 point
Stade B : Élargissement de la glande pancréatique	1 point	Nécrose inférieure au tiers de la glande	2 points
Stade C : Infiltration de la graisse péri-pancréatique	2 points	Nécrose comprise entre un tiers et la moitié de la glande pancréatique	4 points
Stade D : Une seule coulée de nécrose	3 points	Nécrose supérieure à la moitié de la glande	6 points
Stade E : Plus d'une coulée de nécrose ou présence de bulles au sein du pancréas ou d'une coulée de nécrose	4 points		

La première partie du score correspond à l'évaluation des signes de PA tels que décrits dans la classification de Balthazar. L'échelle de notation Balthazar permet d'évaluer la gravité de la PA en fonction de l'apparence du pancréas en scanner, stratifiant les patients en grades A à E [21].

Elle a été abandonnée et remplacée par le score CTSI, qui reprend en partie cette ancienne classification en y ajoutant un score évaluant la nécrose parenchymateuse. Ce score numérique a l'avantage de prédire la morbidité et la mortalité de la PA [22].

Un score de 0 est attribué s'il n'y a aucune anomalie détectée au scanner ; 1 point est accordé en cas d'élargissement focal ou diffus de la glande pancréatique ; 2 points sont accordés s'il existe une infiltration de la graisse péri-pancréatique ; 3 points sont attribués si l'on retrouve une CLAP ; 4 points s'il existe deux CLAP ou une seule CLAP avec présence d'air en son sein, signe d'infection.

La deuxième partie du score correspond à l'évaluation de la nécrose pancréatique. Un score de 0 est attribué s'il n'y a aucun défaut de rehaussement glandulaire ; 2 points si la zone nécrotique est inférieure à 30 % du volume glandulaire total ; 4 points si la nécrose couvre 30 à 50 % du pancréas ; et 6 points si plus de 50 % du pancréas est nécrotique.

Les deux parties sont ensuite additionnées, donnant un score total variant de 0 à 10 [23].

II. Place de l'imagerie dans la pancréatite aiguë

L'outil principal pour le diagnostic et l'évaluation de la sévérité de la PA est le scanner ou tomodynamométrie (TDM). Il joue un rôle central dans l'identification précoce de la maladie, la reconnaissance des diagnostics différentiels et des complications, qui sont des objectifs spécifiques de l'imagerie [24].

Le protocole scanographique utilisé en pratique courante pour le diagnostic et le suivi des pancréatites comprend une acquisition abdomino-pelvienne sans injection de produit de contraste iodé, puis une acquisition abdominale injectée à la phase artérielle à 45 secondes du début de l'injection, délai qui permet l'obtention d'un contraste optimal entre le parenchyme pancréatique normal et la nécrose parenchymateuse [25], et enfin, une acquisition abdomino-pelvienne à la phase portale, c'est-à-dire à 80 secondes après le début de l'injection de produit de contraste. Cette acquisition apporte un contraste moindre que le temps artériel mais une meilleure analyse des complications locales ou à distance [25].

L'acquisition sans injection permet l'étude du rehaussement des organes sur les acquisitions réalisées avec injection de produit de contraste iodé et l'évaluation du contenu des

collections (hémorragiques pour certaines). Elle permet aussi dans certains cas l'identification de calculs biliaires denses. L'acquisition artérielle représente le temps de rehaussement optimal de la glande pancréatique et permet la recherche de défaut de rehaussement intra-pancréatique, signant la nécrose. Après la première semaine, elle permet aussi dans les pancréatites aiguës nécrosantes la recherche de complications vasculaires telles que les pseudo-anévrysmes, à risque de rupture. L'acquisition portale permet l'évaluation du rehaussement des organes intra-abdominaux et l'analyse optimale des collections péri-pancréatiques.

La problématique actuelle repose sur la répétition des examens scanographiques chez les patients atteints de PA. En effet, les patients présentant une PA nécrosante étant plus à risque de complications (locales et systémiques) et donc de dégradation de leur état clinique, il est souvent nécessaire de répéter les imageries TDM pour dépister, suivre et traiter au mieux ces complications. Dans cette optique, limiter les acquisitions scanographiques pourrait permettre de diminuer la dose d'irradiation au patient [24].

Dans le but d'améliorer la prise en charge des patients, de nouvelles méthodes d'imagerie, parmi lesquelles le scanner spectral, sont susceptibles d'apporter de nouvelles fonctionnalités, tout en conservant les avantages de la TDM conventionnelle [26].

III. Scanner conventionnel et scanner spectral

En tomodensitométrie conventionnelle, lorsque le faisceau de rayons X traverse le corps, les différents tissus absorbent ces rayons de manière différente en fonction de leur composition chimique et de leur densité. Les tissus denses comme les os absorbent plus de rayons X tandis que les tissus mous ou l'eau en absorbent moins. Le scanner conventionnel utilise une seule énergie moyenne pour détecter ces informations [27].

Le Gemstone Spectral Imaging (GSI), ou TDM à double énergie ou encore TDM spectrale, utilise un détecteur spécial capable de capturer les rayons X à plusieurs énergies, c'est-à-dire qu'il décompose le spectre d'énergie des rayons X en plusieurs bandes d'énergie : ceux à basse énergie et ceux à haute énergie. Les images acquises par le scanner spectral peuvent être décomposées en différents types d'images, plus précises sur la composition des tissus : les images conventionnelles et les images synthétiques virtuelles de type

monochromatiques (avec des énergies variant de 40 kV à 200 kV). Des images dites matériau-spécifiques peuvent également être produites et montrent alors la distribution et la concentration d'un matériau donnée au sein d'un tissu en fonction de son nombre atomique (Z effectif). Il est ainsi possible de quantifier le nombre de milligramme d'iode par millilitre au sein d'une structure définie (par exemple, il est possible de définir une concentration d'iode, apparaissant sous forme d'une cartographie en couleur).

Les images de type monochromatiques sont utiles pour optimiser le rehaussement de structures vasculaires contenant de l'iode (en privilégiant des bas kV) ou diminuer des artéfacts de durcissement de faisceau (en privilégiant les hauts kV).

Les principales approches techniques actuelles pour l'imagerie spectrale, représentés dans la Figure 1, sont le scanner à double rotation, le scanner à double source, le scanner à commutation rapide, le scanner à détecteur multicouche et le scanner à faisceau divisé [28][29] :

- Le scanner à double rotation (A) est composé d'un seul tube qui effectue une première rotation à bas kV (80 kV), puis une seconde rotation à haut kV (140 kV).
- Le scanner à double source (B) utilise deux sources de rayons X formant un angle droit l'une par rapport à l'autre. Il est alors possible d'utiliser deux énergies différentes sur chacun des tubes et la filtration des deux tubes peut être changée afin de modifier la différence d'énergie entre ces deux spectres. Plus il y a de différence entre les énergies, meilleure sera l'analyse spectrale.
- Le scanner à commutation rapide (C) vise à émettre des faisceaux de rayons X en alternant très rapidement les deux niveaux d'énergie (80 kV et 140 kV). De cette manière, deux atténuations peuvent être mesurées de façon quasi simultanée.
- Le scanner à détecteur double couche (D) permet la séparation des basses et des hautes énergies à la sortie du patient. Cette technologie permet d'émettre un rayonnement à travers un tube et le détecteur sépare automatiquement l'énergie du faisceau grâce à sa composition formée de deux couches de détection l'une sensible aux bas kV et l'autre aux hauts kV. La couche avant le détecteur absorbe préférentiellement les photons de rayons X de faible énergie, tandis que la couche derrière le détecteur absorbe les photons de rayons X de haute énergie restants.
- Le scanner à faisceau divisé (E), utilise une seule source de rayons X et des filtres permettant de diviser le faisceau de rayons X de 120 kV en un spectre de rayons X de haute et basse énergie avant qu'il n'atteigne le patient.

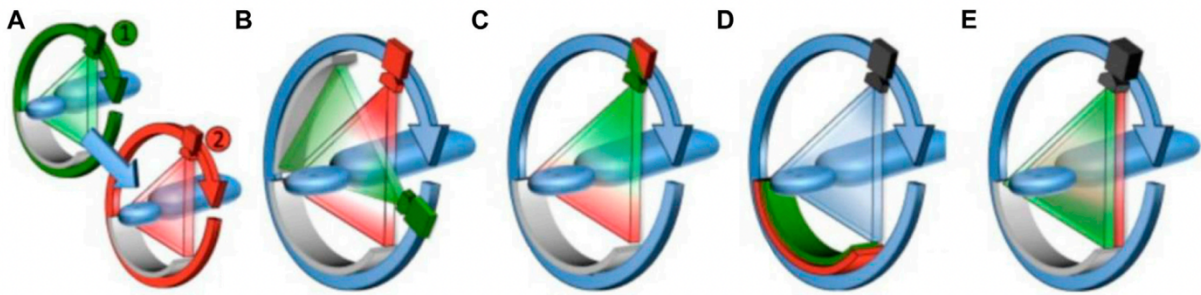


Figure 1 : Diagramme schématique des principes de fonctionnement des différentes plateformes cliniques de tomodensitométries bi-énergie actuellement disponibles

La PA provoque, via un processus inflammatoire complexe, une altération de la vascularisation de la glande, caractérisée par une diminution de la microcirculation du pancréas. Dans les cas les plus graves, ce mécanisme conduit à la nécrose du parenchyme. La TDM conventionnelle permet d'évaluer à la fois la vascularisation de la glande et la densité du parenchyme pour différencier les éventuelles zones de nécrose. Une des applications du scanner spectral est la quantification de l'iode présent dans les tissus vasculaires par le calcul de la concentration en iode, qui peut être utilisé comme marqueur de la vascularisation des tissus [30]. Cette fonction pourrait donc permettre de mieux évaluer les zones de nécrose parenchymateuse. En effet, dans la PA, l'acquisition scanographique à la phase artérielle est celle permettant l'obtention du meilleur contraste entre le parenchyme nécrotique et le parenchyme normal [31]. Cependant, nous savons qu'elle reste insuffisante pour évaluer au mieux les complications locales, mieux caractérisées à la phase portale. Ainsi, l'idée que le rehaussement du parenchyme pancréatique pourrait être mieux visualisé à l'aide du scanner spectral à la phase TDM portale pourrait nous permettre de nous affranchir de la phase artérielle et ainsi limiter l'irradiation pour le patient.

IV. Objectifs

Dans notre étude, nous cherchons à quantifier précisément le rehaussement tissulaire de la glande pancréatique au cours des PA grâce à l'imagerie spectrale.

L'objectif principal de ce travail est d'évaluer la performance de l'acquisition à la phase portale en scanner spectral dans l'évaluation de la nécrose intra-pancréatique comparativement à la phase artérielle en tomodensitométrie conventionnelle.

Le critère de jugement principal est d'évaluer la performance de l'acquisition portale avec reconstruction spectrale comparativement à l'acquisition artérielle sans reconstruction spectrale.

MATERIEL ET METHODES

I. Caractéristiques de l'étude

Notre étude est un protocole de recherche n'impliquant la personne humaine (hors loi Jardé). Elle a reçu un avis favorable de la Direction de la Recherche Clinique et de l'Innovation du CHU Amiens-Picardie le 14 juin 2023 (numéro d'enregistrement : PI2023_843_0096) et a été réalisée en conformité à la Méthodologie de Référence 004 (MR004) de la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés. Il s'agit d'une étude observationnelle rétrospective monocentrique, réalisée dans le service de radiologie du CHU Amiens-Picardie entre mai 2023 et mai 2024.

II. Population

Tout patient ayant présenté une pancréatite aiguë et ayant bénéficié d'un scanner triphasique avec reconstructions spectrales entre trois jours et un mois après le début des symptômes dans le service de radiologie du CHU Amiens-Picardie était éligible à une inclusion. Les critères de non-inclusion étaient l'âge inférieur à 18 ans, la grossesse, l'allergie au produit de contraste, l'absence de réalisation d'un scanner triphasique avec reconstructions spectrales et l'opposition du patient à ce que ses données personnelles soient utilisées dans le cadre de la recherche.

III. Acquisition et reconstruction des images

Tous les examens ont été réalisés dans le service de radiologie du CHU Amiens-Picardie sur un scanner 256 coupes (Revolution CT Apex, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin). Chaque examen comprenait initialement trois acquisitions hélicoïdales abdominopelviennes, la première sans injection de produit de contraste, la deuxième et la troisième avec injection de produit de contraste (Iomérol, IOMERON 300, GE Healthcare, à une dose de 1,5 mL/kg et à un débit de 3 mL/s) à la phase artérielle et à la phase portale, et avec reconstructions spectrales.

L'acquisition au temps artériel était lancée automatiquement après détection automatique du produit de contraste au sein de l'aorte (SmartPrep) à l'aide d'un ROI (Region Of Interest). L'acquisition au temps portal était lancée 45 secondes après l'acquisition au temps artériel. Ces deux acquisitions étaient réalisées en utilisant le protocole GSI (Gemstone spectral imaging), permettant l'obtention d'une acquisition sans reconstruction, dénommée acquisition native, et d'une acquisition avec reconstruction spectrale à posteriori à 74 kV, dénommée acquisition « iode ».

Au total, 5 acquisitions étaient disponibles pour chaque examen :

- Une acquisition native sans injection de produit de contraste
- Une acquisition native à la phase artérielle après injection de produit de contraste (« native artérielle »)
- Une acquisition « iode artérielle »
- Une acquisition native à la phase portale après injection de produit de contraste (« native portale »)
- Une acquisition « iode portale »

IV. Analyse des images

Les images ont été chargées depuis le serveur d'archivage du CHU Amiens-Picardie. Chaque examen a été rendu anonyme puis relu sur des consoles de visualisation d'imagerie médicale connectées à un serveur AW (GE Healthcare). L'analyse a été réalisée par un radiologue sénior avec 15 ans d'expérience (lecteur 1) et un radiologue junior en 8^e semestre d'internat (lecteur 2). L'analyse était réalisée en aveugle des données du patient et des résultats des examens. Les lecteurs disposaient de toutes les fonctionnalités habituelles des logiciels du serveur AW : possibilité de faire défiler entièrement chaque examen, ajustement du contraste, outils de mesure de distance ou de densité par ROI. Chaque lecteur devait placer une ROI au centre de la tête, du corps et de la queue du pancréas, en évitant les zones contenant des vaisseaux sanguins et des canaux pancréatiques, pour chacune des 5 acquisitions disponibles pour chaque examen. Chaque ROI devait avoir une taille comprise entre 50% et deux tiers du volume du pancréas dans la région évaluée, tel qu'illustré dans les Figures 2 et 3.

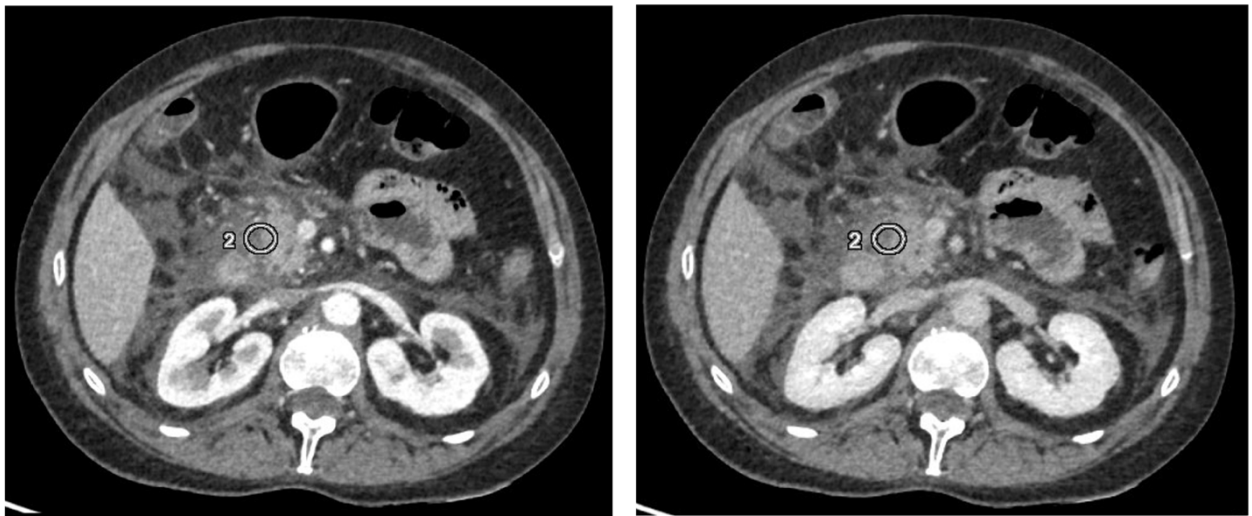


Figure 2 : Exemple de ROI sur les acquisitions natives (à gauche, à la phase artérielle ; à droite, à la phase portale). Ici, les ROI sont placées au niveau de la tête du pancréas.

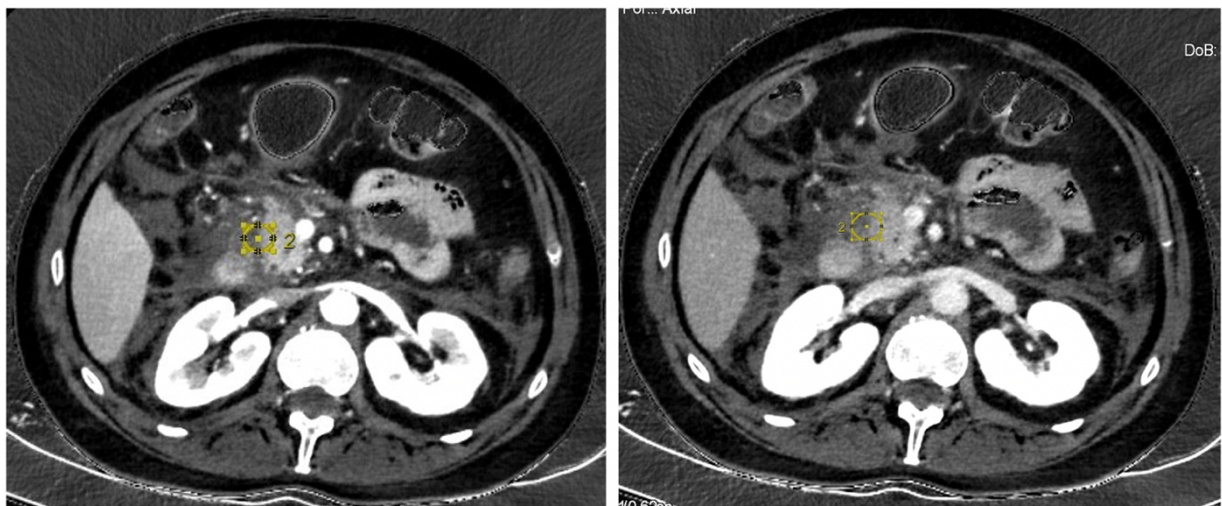


Figure 3 : Exemple de ROI sur les acquisitions avec reconstructions spectrales (à gauche, acquisition « iodine artérielle » ; à droite, acquisition « iodine portale »). Ici, les ROI sont placées au niveau de la tête du pancréas.

Pour les acquisitions « iode », des valeurs de ROI ont été placées dans l'aorte abdominale, au même niveau que le pancréas, afin d'obtenir une mesure normalisée via la formule :

$$CIN = CI_{\text{pancréas}}/CI_{\text{aorte}}$$

(avec CIN, la concentration d'iode normalisée, et CI, la concentration d'iode), pour tenter de minimiser les potentielles variabilités dues aux différences d'injection de produit du contraste entre les différents patients.

Pour chaque patient, les mesures reportées correspondaient à une moyenne des 3 ROI (tête, corps et queue du pancréas) pour les 3 types de série d'images analysées (densité Hounsfield, concentration d'iode et iode normalisée).

Le score de sévérité radiologique CTSI était calculé pour chaque patient. En fonction du score CTSI, les patients étaient séparés en deux groupes : le groupe « non-nécrose », comprenant les patients dont le score CTSI était inférieur à 4, et le groupe « nécrose », incluant les patients dont le score CTSI était supérieur ou égal à 4.

V. Analyse statistique

Pour la description de la population, les variables quantitatives ont été exprimées en moyenne \pm écart type et les variables qualitatives en effectif. Les valeurs quantitatives ont été comparées à l'aide d'un test des rangs signés de Wilcoxon. Pour l'évaluation des performances diagnostiques, nous avons calculé les valeurs de sensibilité et de spécificité, ainsi que l'aire sous la courbe ROC (AUC) avec un seuil déterminé par maximisation de l'index de Youden. L'accord entre les lecteurs était, quant à lui, évalué en calculant le coefficient de corrélation intraclass (ICC).

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel et RStudio version 1.3.10.93 (R version 4.0.2). Le seuil de significativité statistique était fixé à $p = 5 \%$.

RÉSULTATS

I. Caractéristiques de la population

Le diagramme d'inclusion des patients est présenté dans la Figure 4.

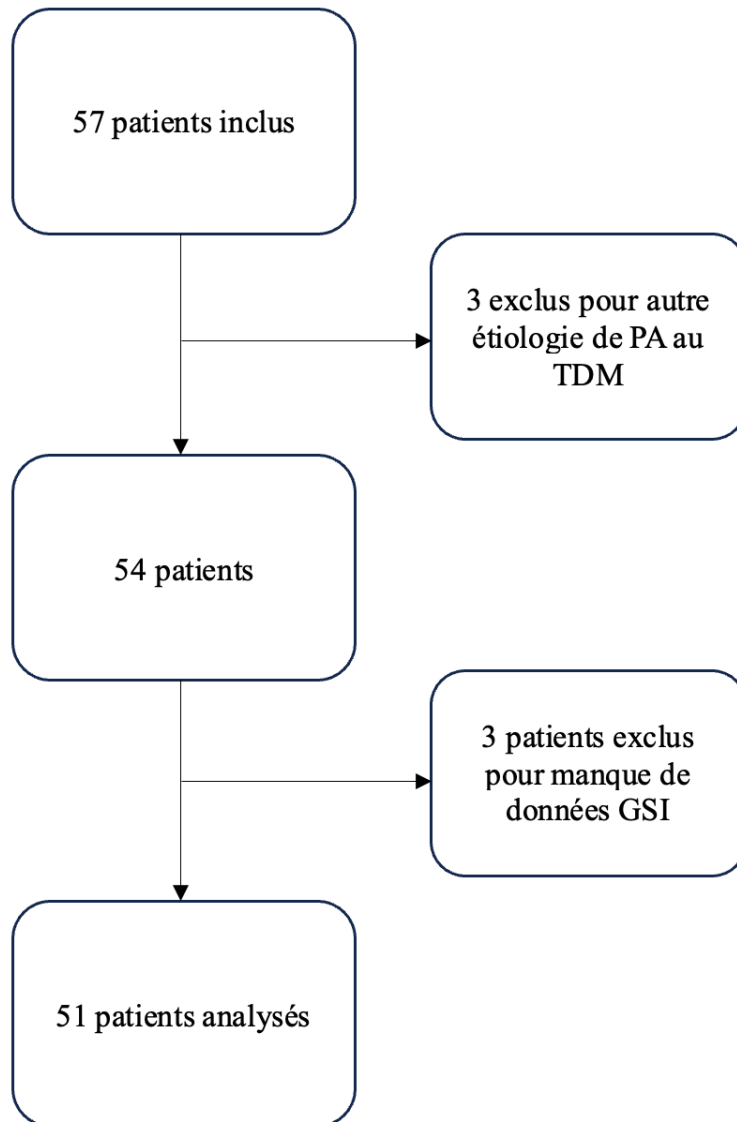


Figure 4 : Diagramme d'inclusion des patients

De mai 2023 à mai 2024, cinquante-sept patients adressés au CHU d'Amiens Picardie pour suspicion de PA ont bénéficié d'un scanner triphasique avec reconstructions spectrales entre 3 et 30 jours après le début de leurs symptômes. Trois patients ont été exclus en raison d'un manque de données (absence d'acquisition « iode portale »). Trois patients ont été exclus en raison d'un diagnostic différentiel sur le scanner (un saignement intrakystique sur un pseudokyste, une diverticulite abcédée et une maladie de Gilbert). Au total, cinquante et un patients ont été analysés.

Les caractéristiques de la population sont détaillées dans le Tableau 4.

Tableau 4 : Caractéristiques de la population

Sexe (M/F) - n (%)	35 (69%) / 16 (31%)
Age (en années) – moyenne (écart-type)	52 (125)
Poids en kg – moyenne (écart-type)	79 (167)
Étiologies – n (%)	
- Éthylique	16 (31%)
- Biliaire	14 (27%)
- Hypertriglycémie	2 (4%)
- Iatrogène (post-CPRE)	3 (6%)
- Médicamenteuse	3 (6%)
- Autres	3 (6%)
- Idiopathique	10 (20%)
Score CTSI – n (%)	
- < 4	34 (67%)
- ≥ 4	17 (33%)

16 femmes et 35 hommes ont été inclus dans l'étude, avec un âge moyen de 52 ans et un poids moyen de 79 kg. 16 patients présentaient une pancréatite d'origine éthylique, 14 d'origine biliaire, 3 d'origine iatrogène (post-CPRE), 3 post médicamenteuse, 2 d'origine génétique (hypertriglycémie). 10 sont restées d'origine indéterminée. Les groupes « non-nécrose » et « nécrose » comprenaient respectivement 34 et 17 patients.

II. Moyennes et performances diagnostiques

Les moyennes des ROI, par groupe et par lecteur, sont détaillées dans le Tableau 5.

Tableau 5 : Valeurs moyennes des ROI pour chaque série d'image pour les 2 lecteurs

		Groupe « non-nécrose » (0)		Groupe « nécrose » (1)	
		Lecteur 1	Lecteur 2	Lecteur 1	Lecteur 2
Densité Hounsfield (UH)	Sans injection	39,31 ± 8,74	40,25 ± 9,04	32,94 ± 6,53	35,00 ± 8,27
	Artérielle	89,51 ± 12,9	88,86 ± 14,9	70,84 ± 13,4	75,29 ± 18,0
	Portale	77,81 ± 10,5	77,98 ± 10,8	66,92 ± 14,1	71,29 ± 16,3
Concentration d'iode (mg/mL)	Artérielle	29,02 ± 5,20	28,62 ± 5,44	21,63 ± 5,20	23,14 ± 4,06
	Portale	23,66 ± 4,41	23,75 ± 4,28	21,10 ± 4,17	22,35 ± 4,23
Concentration d'iode normalisée	Artérielle	0,52 ± 0,13	0,51 ± 0,12	0,41 ± 0,12	0,46 ± 0,15
	Portale	0,61 ± 0,10	0,62 ± 0,06	0,59 ± 0,19	0,63 ± 0,33

Pour le lecteur 1, on constate des différences significatives entre les groupes « non-nécrose » et « nécrose » pour toutes les valeurs, sauf pour la concentration d'iode normalisée en phase portale. Pour le lecteur 2, on constate des différences significatives entre les groupes uniquement pour la densité Hounsfield en phase artérielle, pour la concentration d'iode en phase artérielle et pour la concentration d'iode normalisée en phase portale (Tableau 6).

Tableau 6 : Comparaison entre les groupes « non-nécrose » et « nécrose » pour les deux lecteurs

		p-valeur Lecteur 1	p-valeur Lecteur 2
Densité Hounsfield	Sans injection	0,009	0,051
	Artérielle	< 10⁻³	0,007
	Portale	0,01	0,15
Concentration d'iode	Artérielle	< 10⁻³	< 10⁻³
	Portale	0,036	0,21
Concentration d'iode normalisée	Artérielle	0,014	0,16
	Portale	0,15	0,012

Le Tableau 7 présente les performances diagnostiques de chaque acquisition à détecter la nécrose intra-parenchymateuse dans les pancréatites aiguës.

La sensibilité pour détecter la nécrose sur la séquence artérielle non spectrale est de 88% pour les deux lecteurs avec une spécificité à 74% pour le lecteur 1 et une spécificité à 56% pour le lecteur 2. La spécificité est moins bonne pour le lecteur 2 car il retrouve beaucoup de faux positifs (15) par rapport au lecteur 1 (9).

En ce qui concerne l'acquisition spectrale portale, la sensibilité du lecteur 1 à détecter la nécrose est plus faible c'est-à-dire de 65% avec une spécificité à 68%, pour le lecteur 2 on retrouve une sensibilité à 82% pour une spécificité à 41%.

Tableau 7 : Performances diagnostiques

			Seuil	Sensibilité	Spécificité	AUC
Densité Hounsfield (UH)	Sans injection	Lecteur 1	34,67	0,65	0,77	0,728
		Lecteur 2	42,33	0,88	0,47	0,670
	Artérielle	Lecteur 1	81,67	0,88	0,74	0,859
		Lecteur 2	88	0,88	0,56	0,735
	Portale	Lecteur 1	67,33	0,59	0,88	0,725
		Lecteur 2	70,33	0,53	0,82	0,624
Concentration d'iode (mg/mL)	Artérielle	Lecteur 1	28,33	0,94	0,62	0,841
		Lecteur 2	26	0,77	0,71	0,797
	Portale	Lecteur 1	22	0,65	0,68	0,682
		Lecteur 2	25	0,82	0,41	0,610
Concentration d'iode normalisée	Artérielle	Lecteur 1	0,48	0,82	0,62	0,713
		Lecteur 2	0,5	0,77	0,47	0,622
	Portale	Lecteur 1	0,54	0,53	0,77	0,625
		Lecteur 2	0,60	0,82	0,65	0,718

III. Comparaison et concordance entre les 2 lecteurs

Dans le groupe « nécrose », on constate des différences significatives entre les deux lecteurs pour la densité Hounsfield en phase portale, pour la concentration d'iode en phase artérielle et pour la concentration d'iode normalisée en phase artérielle. Aucune différence significative n'est retrouvée pour le groupe « non-nécrose » entre les deux lecteurs (Tableau 8).

Tableau 8 : Comparaison des moyennes entre les deux lecteurs

		Groupe « non-nécrose » p-valeur	Groupe « nécrose » p-valeur
Densité Hounsfield	Artérielle	0,40	0,052
	Portale	0,93	0,037
Concentration d'iode	Artérielle	0,23	0,047
	Portale	0,32	0,14
Concentration d'iode normalisée	Artérielle	0,83	0,008
	Portale	0,20	0,54

Les résultats détaillés d'évaluation de la concordance entre les lecteurs 1 et 2 sont présentés dans le Tableau 9. Les valeurs des coefficients de corrélation intraclasse indiquent une bonne voire excellente concordance pour toutes les acquisitions ($0,80 < ICC < 0,94$) hormis pour les concentrations d'iode (avec ou sans normalisation) du groupe nécrose en acquisition portale et pour la concentration normalisée du groupe non-nécrose. La concordance la moins probante étant obtenue pour l'acquisition portale du groupe non-nécrose (0,52).

Tableau 9 : Coefficients de corrélation intraclasse ICC [IC 95%]

		Groupe « non-nécrose »	Groupe « nécrose »
Densité Hounsfield	Artérielle	0,87 [0,76 ; 0,93]	0,83 [0,56 ; 0,93]
	Portale	0,85 [0,71 ; 0,92]	0,84 [0,56 ; 0,94]
Concentration d'iode	Artérielle	0,94 [0,88 ; 0,97]	0,82 [0,50 ; 0,93]
	Portale	0,89 [0,79 ; 0,94]	0,67 [0,31 ; 0,86]
Concentration d'iode normalisée	Artérielle	0,89 [0,80 ; 0,94]	0,80 [0,46 ; 0,93]
	Portale	0,52 [0,22 ; 0,73]	0,72 [0,39 ; 0,89]

DISCUSSION

La tomodensitométrie est un examen non invasif, rapide et facilement accessible pour le diagnostic et le suivi de la pancréatite aiguë. Cependant, son caractère irradiant peut paraître préoccupant dans le cadre des pancréatites aiguës nécrosantes, qui nécessitent des réévaluations scanographiques répétées dans le suivi de leurs complications, d'autant plus que le protocole scanographique utilisé en pratique quotidienne pour chaque réévaluation est composé de trois acquisitions successives. L'arrivée du scanner spectral, qui permet une meilleure évaluation du rehaussement des tissus, pourrait permettre la réduction du nombre d'acquisitions scanographiques et la diminution de la dose d'injection de produit de contraste au patient. Le but de notre étude était d'évaluer les performances du scanner spectral dans la pancréatite aiguë comparativement au scanner conventionnel.

I. Population

Avec un âge moyen de 52 ans, notre population est proche en termes d'âge de celles retrouvées dans la littérature. En effet, les PA atteignent des patients relativement jeunes. En revanche, dans notre étude, on note une prédominance masculine, sans différence retrouvée dans la littérature sur ce point [8]. Concernant l'étiologie des pancréatites, deux prédominaient, la lithiase biliaire et la consommation éthylique. Dans la littérature, l'étiologie biliaire prédomine chez la femme tandis que la consommation éthylique est plus fréquente chez l'homme [32]. Dans notre étude, il y avait une prédominance d'étiologies éthyliques, ce qui peut expliquer qu'elle comportait plus d'hommes que de femmes.

Selon la classification révisée d'Atlanta, une majorité de nos pancréatites étaient non nécrosantes, au nombre de 34 (soit 67%), ne nécessitant pas de contrôle scanographique répété, contrairement aux pancréatites nécrosantes qui représentaient 17 de nos patients (soit 33%). Dans notre étude, les pancréatites nécrosantes étaient plus nombreuses que dans la littérature [33]. Cela peut s'expliquer par le fait que nous avons pris arbitrairement comme seuil le grade E du score CTSI, soit un score supérieur ou égal à 4, pour classer la pancréatite comme nécrosante.

II. Résultats

Le résultat principal de notre étude révèle une différence significative en utilisant le test de comparaison de Wilcoxon entre les groupes « non-nécrose » et « nécrose » pour l'acquisition « iode portale », démontrant une bonne capacité de détection de la nécrose sur cette acquisition, uniquement pour le lecteur 1 (radiologue sénior). Il n'a pas été retrouvé de différence significative pour cette acquisition pour le lecteur 2 (radiologue junior). En revanche, nous retrouvons une différence significative pour les acquisitions à la phase artérielle native et avec reconstruction spectrale pour les deux lecteurs.

Nous avons montré que les moyennes en unités Hounsfield (UH) des acquisitions natives et « iodines » sont plus élevées sur les acquisitions à la phase artérielle que sur les acquisitions à la phase portale pour les deux lecteurs, indépendamment du groupe « nécrose » ou « non-nécrose ». En effet, l'acquisition à la phase « pancréatique » c'est-à-dire à 45 secondes après l'injection du produit de contraste, offre un contraste maximal pour le rehaussement du parenchyme pancréatique et représente donc la phase la plus adaptée pour l'analyse de la nécrose intra-pancréatique, ce qui correspond aux données de la littérature [34]. En comparant les deux groupes, on constate que les moyennes en unités Hounsfield sont plus basses dans le groupe « nécrose » que dans le groupe « non-nécrose » sur l'ensemble des acquisitions réalisées pour les deux lecteurs. La nécrose induit une altération de la microcirculation capillaire pancréatique, engendrant une diminution de la concentration en iode dans ces vaisseaux, ce qui explique cette différence de moyennes [35].

L'analyse des performances diagnostiques nous montre que l'aire sous la courbe était plus grande pour les valeurs de densité Hounsfield et de concentration d'iode sur les acquisitions à la phase artérielle que sur les acquisitions à la phase portale, en particulier pour le lecteur 1. On ne retrouve pas de différence significative pour la détection de la nécrose chez le lecteur 2 sur les acquisitions native et « iode » à la phase portale.

Pour l'acquisition iode portale, il n'existe pas de différence significative entre groupes chez le lecteur 2 (radiologue junior) alors que l'on observe l'inverse chez le lecteur 1 (radiologue sénior). Nous pouvons donc nous interroger sur le placement exact des ROI réalisé par chacun des lecteurs. Il serait intéressant de discuter un apprentissage des outils technologiques du

scanner spectral chez les jeunes radiologues ou de réserver cette application aux radiologues expérimentés pourraient se discuter.

Concernant la concordance entre les deux lecteurs, une bonne corrélation inter-observateurs est observée dans les mesures de ROI pour les acquisitions natives. Pour les acquisitions « iode », la concordance inter-observateurs en portal dans le groupe « nécrose » est modérée (0,67).

Cette étude montre que l'acquisition native à la phase artérielle à 74 kV permet une bonne détection de la nécrose pancréatique au cours de la PA. La concentration en iode semble corrélée à la gravité de la PA. En effet, les mesures de ROI diminuent dans la glande pancréatique dans le groupe « nécrose » par rapport au groupe « non-nécrose ». Cet état reflète l'altération de la microcirculation pancréatique chez les patients atteints de pancréatite aiguë. Des lésions de microcirculation entraînent une réduction de l'apport sanguin, une diminution de la concentration en iode et entraînent des symptômes plus graves. La phase artérielle est sensible aux lésions de perfusion de microcirculation. C'est ce qu'a montré l'équipe de Hu et al. [35] sur 70 patients atteints de pancréatite aiguë.

III. Forces et limites de l'étude

L'une des forces de notre étude est le pourcentage élevé de PA nécrosantes, qui nous permet des résultats plus robustes. Rappelons que la proportion de PA nécrosantes représente aux alentours de 20% des cas dans la littérature, contre 33% dans notre étude.

Le scanner spectral représente une avancée majeure en tomodensitométrie. Or, à notre connaissance, il existe à ce jour peu d'études sur l'intérêt du scanner spectral dans le diagnostic ou le suivi de la PA. Outre l'évaluation de la pancréatite aiguë, la TDM en double énergie permet une meilleure caractérisation des tissus dans la détection des cancers hépatique ou dans l'embolie pulmonaire [36][37]. Plusieurs études ont récemment porté sur les données spectrales, notamment l'étude de Patel et al. qui montre une augmentation significative du contraste des lésions pancréatiques à différents niveaux d'énergie [38]. Le scanner spectral a donc le potentiel d'améliorer la visibilité des lésions. L'imagerie scanographique spectrale à double énergie a également une sensibilité plus élevée dans le diagnostic pré-opératoire des

insulinomes par rapport à l'imagerie scanographique conventionnelle, ce qu'a montré Lin et al. [39] dans une étude sur 35 patients en 2012.

Une des principales limites de notre étude est le faible nombre de patients, à l'origine d'un manque de puissance statistique. De plus, notre étude est monocentrique et réalisée de manière rétrospective.

Une deuxième limite serait probablement un biais de méthode, dans le placement exact des ROI au sein de la tête, du corps et de la queue du pancréas.

La dernière limite est que nous avons réalisé les mesures de ROI à un seul niveau d'énergie (74 kV). Yuan et al. ont montré que la détection optimale des tumeurs neuroendocrines non fonctionnelles du pancréas avec le scanner spectral était faite à un niveau d'énergie de 40 kV à la phase portale de l'injection [29]. Dans une étude ultérieure, il serait intéressant d'analyser différents niveaux d'énergie afin d'accroître la détection de la nécrose sur le temps portal.

IV. Perspectives

Comme nous l'avons vu dans notre étude, l'acquisition avec reconstructions spectrales à la phase artérielle à 74 kV apparaît optimale dans l'évaluation de la nécrose parenchymateuse au cours de la PA. De récentes études tendent à s'affranchir de cette acquisition. En effet, un protocole TDM n'utilisant qu'une seule phase (portale), au lieu de trois habituellement, réduit la dose d'irradiation au patient d'environ 36% [40]. L'acquisition à la phase artérielle pourrait être réservée à certaines situations, par exemple en cas de suspicion de complication hémorragique aiguë. Nous pourrions discuter dans une étude ultérieure la réalisation d'une acquisition avec reconstructions spectrales à la phase portale à différents niveaux d'énergie, afin d'optimiser le rehaussement des structures vasculaires contenant de l'iode (en privilégiant les bas kV). Cela serait d'autant plus intéressant chez les patients hospitalisés en réanimation pour qui les acquisitions sont souvent de moins bonnes qualités en raison de la présence de nombreux appareillages provoquant des artéfacts et d'apnées de moins bonne qualité. Les outils de décomposition de matériaux du scanner spectral pourraient nous permettre de mieux caractériser l'étendue des lésions de nécrose. De plus, l'arrivée du scanner spectral à comptage

phototonique permettrait d'améliorer davantage la résolution spatiale et la résolution en contraste des images, afin de limiter la dose de volume de contraste injectée au patient [41].

Une étude multicentrique, avec un nombre plus important de patients, pourrait permettre d'avoir des résultats plus robustes.

Enfin, il serait intéressant d'analyser l'utilité de l'acquisition sans injection. Celle-ci est réalisée aujourd'hui de façon systématique afin de rechercher les étiologies de la PA telle que la lithiase biliaire dense et de caractériser les collections (parfois hémorragiques) intra ou péri-pancréatiques. Le scanner spectral peut, grâce à l'utilisation de logiciels de soustraction, retirer de l'image un matériau spécifique. Il peut ainsi créer une image virtuelle sans contraste en retirant la densité d'iode et donc calculer de manière artificielle le degré de rehaussement d'une structure. Cette technique pourrait permettre de réduire encore la dose d'irradiation au patient en évitant une acquisition sans injection de produit de contraste.

CONCLUSION

L'acquisition à la phase portale avec reconstructions spectrales semble prometteuse pour détecter la nécrose parenchymateuse au cours de la PA. Une meilleure connaissance des fonctionnalités du scanner spectral, notamment chez les jeunes radiologues, pourrait apporter une plus grande fiabilité des résultats dans une étude ultérieure.

Listes des figures et des tableaux

Figures

Figure 1 : Diagramme schématique des principes de fonctionnement des différentes plateformes cliniques de tomodensitométries bi-énergie actuellement disponibles

Figure 2 : Exemple de ROI sur les acquisitions natives

Figure 3 : Exemple de ROI sur les acquisitions avec reconstructions spectrales

Figure 4 : Diagramme d'inclusion des patients

Tableaux

Tableau 1 : Critères clinico-biologiques du SIRS

Tableau 2 : Les différentes collections locales dans la pancréatite

Tableau 3 : Score CTSI

Tableau 4 : Caractéristiques de la population

Tableau 5 : Valeurs moyennes des ROI pour chaque série d'image pour les 2 lecteurs

Tableau 6 : Comparaison entre les groupes « non-nécrose » et « nécrose » pour les deux lecteurs

Tableau 7 : Performances diagnostiques

Tableau 8 : Comparaison des moyennes entre les deux lecteurs

Tableau 9 : Coefficients de corrélation intraclass ICC [IC 95%]

REFERENCES

1. Banks PA, Bollen TL, Dervenis C, Gooszen HG, Johnson CD, Sarr MG, et al. Classification of acute pancreatitis—2012: revision of the Atlanta classification and definitions by international consensus. *Gut*. 1 janv 2013;62(1):102-11.
2. Bhatia M. Acute pancreatitis as a model of SIRS. *Front Biosci (Landmark Ed)*. 1 janv 2009;14(6):2042-50.
3. Hirota M, Sugita H, Maeda K, Ichibara A, Ogawa M. [Concept of SIRS and severe acute pancreatitis]. *Nihon Rinsho*. nov 2004;62(11):2128-36.
4. Zerem E, Kurtcehajic A, Kunosić S, Zerem Malkočević D, Zerem O. Current trends in acute pancreatitis: Diagnostic and therapeutic challenges. *World J Gastroenterol*. 14 mai 2023;29(18):2747-63.
5. Rosenberg A, Steensma EA, Napolitano LM. Necrotizing Pancreatitis: New Definitions and a New Era in Surgical Management. *Surgical Infections*. févr 2015;16(1):1-13.
6. Greenberg JA, Hsu J, Bawazeer M, Marshall J, Friedrich JO, Nathens A, et al. Clinical practice guideline: management of acute pancreatitis. *Can J Surg*. avr 2016;59(2):128-40.
7. Frossard JL, Steer ML, Pastor CM. Acute pancreatitis. *Lancet*. 12 janv 2008;371(9607):143-52.
8. Spanier BWM, Dijkgraaf MGW, Bruno MJ. Epidemiology, aetiology and outcome of acute and chronic pancreatitis: An update. *Best Pract Res Clin Gastroenterol*. 2008;22(1):45-63.
9. Wang GJ, Gao CF, Wei D, Wang C, Ding SQ. Acute pancreatitis: Etiology and common pathogenesis. *World J Gastroenterol*. 28 mars 2009;15(12):1427-30.
10. van Geenen EJM, van der Peet DL, Bhagirath P, Mulder CJJ, Bruno MJ. Etiology and diagnosis of acute biliary pancreatitis. *Nat Rev Gastroenterol Hepatol*. sept 2010;7(9):495-502.
11. Sekimoto M, Takada T, Kawarada Y, Hirata K, Mayumi T, Yoshida M, et al. JPN Guidelines for the management of acute pancreatitis: epidemiology, etiology, natural history, and outcome predictors in acute pancreatitis. *J Hepatobiliary Pancreat Surg*. févr 2006;13(1):10-24.
12. Gardner TB. Acute Pancreatitis. *Ann Intern Med*. févr 2021;174(2):ITC17-32.
13. Zhao K, Adam SZ, Keswani RN, Horowitz JM, Miller FH. Acute Pancreatitis: Revised Atlanta Classification and the Role of Cross-Sectional Imaging. *AJR Am J Roentgenol*. juill 2015;205(1):W32-41.

14. Thoeni RF. Imaging of Acute Pancreatitis. *Radiol Clin North Am.* nov 2015;53(6):1189-208.
15. Foster BR, Jensen KK, Bakis G, Shaaban AM, Coakley FV. Revised Atlanta Classification for Acute Pancreatitis: A Pictorial Essay. *Radiographics.* 2016;36(3):675-87.
16. Upchurch E. Local complications of acute pancreatitis. *Br J Hosp Med (Lond).* déc 2014;75(12):698-702.
17. Braha J, Tenner S. Fluid Collections and Pseudocysts as a Complication of Acute Pancreatitis. *Gastrointest Endosc Clin N Am.* avr 2018;28(2):123-30.
18. Banks PA, Freeman ML, Practice Parameters Committee of the American College of Gastroenterology. Practice guidelines in acute pancreatitis. *Am J Gastroenterol.* oct 2006;101(10):2379-400.
19. Sandrasegaran K, Tann M, Jennings SG, Maglinte DD, Peter SD, Sherman S, et al. Disconnection of the pancreatic duct: an important but overlooked complication of severe acute pancreatitis. *Radiographics.* 2007;27(5):1389-400.
20. Harris S, Nadkarni NA, Naina HV, Vege SS. Splanchnic vein thrombosis in acute pancreatitis: a single-center experience. *Pancreas.* nov 2013;42(8):1251-4.
21. Cheng T, Han TY, Liu BF, Pan P, Lai Q, Yu H, et al. Use of Modified Balthazar Grades for the Early Prediction of Acute Pancreatitis Severity in the Emergency Department. *Int J Gen Med.* 4 févr 2022;15:1111-9.
22. Alberti P, Pando E, Mata R, Vidal L, Roson N, Mast R, et al. Evaluation of the modified computed tomography severity index (MCTSI) and computed tomography severity index (CTSI) in predicting severity and clinical outcomes in acute pancreatitis. *J Dig Dis.* janv 2021;22(1):41-8.
23. Han X, Hu M neng, Ji P, Liu Y feng. Construction and alidation of a severity prediction model for acute pancreatitis based on CT severity index: A retrospective case-control study. *PLoS One.* 24 mai 2024;19(5):e0303684.
24. Scaglione M, Casciani E, Pinto A, Andreoli C, De Vargas M, Gualdi GF. Imaging Assessment of Acute Pancreatitis: A Review. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI.* 1 oct 2008;29(5):322-40.
25. Rehnitz C, Klauss M, Singer R, Eehalt R, Werner J, Büchler MW, et al. Morphologic patterns of autoimmune pancreatitis in CT and MRI. *Pancreatology.* 2011;11(2):240-51.
26. Si-Mohamed SA, Douek PC, Boussel L. Tomodensitométrie spectrale : de la double énergie à la multiénergie. *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle.* 1 févr 2019;2(1):32-45.

27. La TDM à double énergie ou spectrale | Louvain Médical [Internet]. [cité 11 sept 2024]. Disponible sur: <https://www.louvainmedical.be/fr/article/la-tdm-double-energie-ou-spectrale>
28. Hong Y, Zhong L, Lv X, Liu Q, Fu L, Zhou D, et al. Application of spectral CT in diagnosis, classification and prognostic monitoring of gastrointestinal cancers: progress, limitations and prospects. *Front Mol Biosci.* 25 oct 2023;10:1284549.
29. Yuan J, Wang Y, Hu X, Shi S, Zhang N, Wang L, et al. Use of dual-layer spectral detector computed tomography in the diagnosis of pancreatic neuroendocrine neoplasms. *European Journal of Radiology.* févr 2023;159:110660.
30. Utrera Pérez E, Tárdaguila de la Fuente G, Martínez Rodríguez C, Villanueva Campos A, Jurado Basildo C, García Pouton N. Quantification of iodine concentration by dual-energy CT in patients with acute pancreatitis. *Radiologia (Engl Ed).* 2020;62(5):360-4.
31. Fung C, Svystun O, Fouladi DF, Kawamoto S. CT imaging, classification, and complications of acute pancreatitis. *Abdom Radiol (NY).* mai 2020;45(5):1243-52.
32. Iannuzzi JP, King JA, Leong JH, Quan J, Windsor JW, Tanyingoh D, et al. Global Incidence of Acute Pancreatitis Is Increasing Over Time: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Gastroenterology.* janv 2022;162(1):122-34.
33. Yalçın MS, Tas A, Kara B, Olmez S, Saritas B. New predictor of acute necrotizing pancreatitis: Red cell distribution width. *Adv Clin Exp Med.* févr 2018;27(2):225-8.
34. Grözinger G, Grözinger A, Horger M. The role of volume perfusion CT in the diagnosis of pathologies of the pancreas. *Rofo.* déc 2014;186(12):1082-93.
35. Hu X, Wei W, Zhang L. The value of a dual-energy spectral CT quantitative analysis technique in acute pancreatitis. *Clin Radiol.* juill 2021;76(7):551.e11-551.e15.
36. Adam SZ, Rabinowich A, Kessner R, Blachar A. Spectral CT of the abdomen: Where are we now? *Insights Imaging.* 27 sept 2021;12(1):138.
37. Vlahos I, Jacobsen MC, Godoy MC, Stefanidis K, Layman RR. Dual-energy CT in pulmonary vascular disease. *Br J Radiol.* 1 janv 2022;95(1129):20210699.
38. 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.* févr 2013;68(2):148-54.
39. Lin XZ, Wu ZY, Tao R, Guo Y, Li JY, Zhang J, et al. Dual energy spectral CT imaging of insulinoma-Value in preoperative diagnosis compared with conventional multi-detector CT. *Eur J Radiol.* oct 2012;81(10):2487-94.
40. Avanesov M, Weinrich JM, Kraus T, Derlin T, Adam G, Yamamura J, et al. MDCT of acute pancreatitis: Intraindividual comparison of single-phase versus dual-phase MDCT for

initial assessment of acute pancreatitis using different CT scoring systems. *Eur J Radiol.* nov 2016;85(11):2014-22.

41. McCollough CH, Rajendran K, Baffour FI, Diehn FE, Ferrero A, Glazebrook KN, et al. Clinical Applications of Photon Counting Detector CT. *Eur Radiol.* août 2023;33(8):5309-20.

Évaluation du scanner spectral dans le diagnostic et le suivi des pancréatites aiguës

Introduction : Le scanner spectral est une technologie récemment apparue dans le monde de la radiologie. Ses nombreuses applications cliniques et notamment dans la pancréatite aiguë pourrait permettre une meilleure détection de la nécrose parenchymateuse. L'objectif de cette étude est d'étudier les performances du scanner spectral au temps portal versus au temps artériel en scanner conventionnel.

Méthode : Tout patient âgé de plus de 18 ans, ayant présenté une pancréatite aiguë et ayant bénéficié d'un scanner triphasique avec reconstructions spectrales entre trois jours et un mois après le début des symptômes était éligible à une inclusion. Les examens ont été revus par 2 radiologues. Des mesures de densité et de concentration d'iode ont été faites dans le pancréas sur les acquisitions puis comparées entre les patients des groupes « non-nécrose » et « nécrose », définis par un score CTSI inférieur ou supérieur à 4.

Résultats : 57 patients ont été inclus de manière rétrospective. Une différence significative a été observée dans la détection de la nécrose parenchymateuse au temps portal sur l'acquisition iodine, uniquement pour le lecteur 1 (radiologue expérimenté). Sur l'ensemble des résultats, un accord fort entre les deux lecteurs était présent.

Conclusion : L'acquisition spectrale portale semble prometteuse dans la détection de la nécrose parenchymateuse au cours des pancréatites aiguës. Des études sur un plus grand nombre de patients pourraient permettre d'évaluer cette détection avec plus de précision.

Mots-clés : pancréatite aiguë, scanner spectral, nécrose, artériel, portal

Evaluation of spectral scanning in the diagnosis and follow-up of acute pancreatitis

Introduction: Spectral scanning is a technology that has recently emerged in the world of radiology. Its many clinical applications, particularly in acute pancreatitis, could allow better detection of parenchymal necrosis. The aim of this study was to investigate the performance of spectral scanning at portal time versus arterial time in conventional scanning.

Method: Any patient over 18 years of age with acute pancreatitis who had a triphasic CT scan with spectral reconstruction between three days and one month after the onset of symptoms was eligible for inclusion. The scans were reviewed by 2 radiologists. Measurements of iodine density and concentration in the pancreas were made on the acquisitions and then compared between patients in the 'non-necrosis' and 'necrosis' groups, defined by a CTSI score of less than or greater than 4.

Results: 57 patients were included retrospectively. A significant difference was observed in the detection of parenchymal necrosis at portal time on iodine acquisition, only for reader 1 (experienced radiologist). Overall, there was strong agreement between the two readers.

Conclusion: Portal spectral acquisition appears promising for detecting parenchymal necrosis in acute pancreatitis. Studies on a larger number of patients could enable this detection to be assessed more accurately.

Key words: acute pancreatitis, spectral scan, necrosis, arterial, portal