

Qualité d'image et performances diagnostiques de la séquence 3D de cholangio-pancréatographie IRM avec compressed sensing en imagerie pancréatique

Inès Mannes

▶ **To cite this version:**

Inès Mannes. Qualité d'image et performances diagnostiques de la séquence 3D de cholangio-pancréatographie IRM avec compressed sensing en imagerie pancréatique. Médecine humaine et pathologie. 2018. dumas-03626449

HAL Id: dumas-03626449

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03626449

Submitted on 31 Mar 2022

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 - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'Etat de docteur en médecine. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2-L 335.10

USPC
Université Sorbonne Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

Faculté de Médecine PARIS DESCARTES

Année 2018 N° 258

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT

DE

DOCTEUR EN MÉDECINE

Qualité d'image et performances diagnostiques de la séquence 3D de cholangio-pancréatographie IRM avec compressed sensing en imagerie pancréatique

Présentée et soutenue publiquement
le 18 octobre 2018

Par

Inès MANNES
Née le 1er novembre 1989 à Uccle (Belgique)

Dirigée par M. Le Docteur Marc Zins, PH

Jury :

Mme Le Professeur Catherine Adamsbaum, PU-PH ..... Présidente

Mme Le Professeur Maité Lewin, PU-PH

M. Le Professeur Éric de Kerviler, PU-PH

CC BY NC ND

USPC Université Sorbonne Paris Cité

Remerciements

À Madame le Professeur Catherine Adamsbaum

Merci pour l'honneur et le plaisir que vous me faites de présider cette thèse. Merci de m'avoir initiée à la radiologie pédiatrique, domaine que j'affectionne particulièrement, de m'avoir offert l'opportunité d'un stage en Argentine, de me faire confiance et de m'accueillir dans votre service. Soyez assurée de ma gratitude et de mon profond respect.

À Monsieur le Docteur Marc Zins

Merci de m'avoir proposé ce travail, de m'avoir soutenue tout au long de sa réalisation et d'avoir guidé ma réflexion par vos conseils pertinents. Ce fut aussi un plaisir et un privilège de bénéficier de vos enseignements lors de cet inoubliable semestre à Saint Joseph. Soyez assuré de ma gratitude et de mon profond respect.

À Madame le Professeur Maité Lewin

Merci pour l'honneur que vous me faites d'avoir accepté de juger cette thèse. Merci d'y apporter votre expertise. Soyez assurée de ma profonde gratitude et de mes sentiments les plus respectueux.

À Monsieur le Professeur Eric de Kerviler

Merci pour l'honneur que vous me faites d'avoir accepté de juger cette thèse. Merci pour votre chaleureux accueil lors de mon semestre à Saint Louis et pour votre investissement dans la formation des internes. Soyez assuré de ma gratitude et de ma profonde estime.

À Neesmah Badat et Axel Dallongeville, pour votre disponibilité et surtout votre patience à relire toutes mes « petites bili ».

À Julie Poujol, Raphaël Doustaly, Bastien Perez, Antoine Martin et Gilles Chatellier, pour votre aide dans l'élaboration de cette étude.

À Julien Cazejust, pour la relecture attentive de cette thèse, tes précieux conseils et ta gentillesse au quotidien.

Aux manipulateurs de St Joseph, pour votre bonne humeur et votre implication dans ce travail, et à l'ensemble des manipulateurs avec qui j'ai eu la chance de travailler.

À toutes les équipes médicales qui ont contribué à ma formation durant l'internat.

À l'équipe du CHIC, pour avoir guidé mes premiers pas d'interne à Créteil; à Valérie Baron, Claire Glaser, Solène Houlle Crépin et Koryna Socha, avec qui j'ai adoré découvrir les secrets du microscope à Versailles; au Pr Marie Pierre Revel, pour vos nombreux enseignements et pour m'avoir confié mon travail de mémoire sur un sujet qui vous tenait à cœur; à toute l'équipe du Pr Adamsbaum au Kremlin Bicêtre, avec qui j'ai hâte de travailler, en particulier à Stéphanie Franchi-Abella, Danièle Pariente et Béatrice Husson, pour m'avoir transmis votre passion pour la radiologie pédiatrique, et à Anne Mathiot, pour tes qualités professionnelles et humaines; au Pr Cédric de Bazelaire, pour avoir eu la patience de m'initier aux premiers gestes de radiologie interventionnelle; à toute l'équipe de radiologie pédiatrique de l'hôpital Garrahan de Buenos Aires, et en particulier à José Lipsich, pour votre aide précieuse dans mon aventure argentine; à Lucie Corno, Isabelle Boulay, Pr Erick Petit et Pr Jérôme Hodel, aux côtés de qui j'ai eu la chance d'apprendre dans de nombreux domaines à St Joseph; à Alicia Villanueva, Stéphanie Trunet, Delphine Leclercq et Sophie Gerbert, pour l'apprentissage de la neuroradiologie à vos côtés; à Adel Hamrouni, Marie Dominique Chancelier et Grégoire Bornet, grâce à qui l'ostéo-articulaire n'a plus de secret pour moi.

À tous mes anciens chefs de clinique, pour tout ce que vous m'avez appris : Carla, Caroline, Nathalie, Mohammed, Céline, Loïc, Constance, Emmanuelle, Sophie, Wassef, Sarah, Sebastian et Natalia ; une pensée particulière pour Cindy et ce mémorable Fort Bicêtre.

À tous mes anciens co-internes, notamment Joyce, Inès, Marc, Yann, Paul, Julien, Norbert, Dominique, Jean Baptiste, Ghassen, Myriam, avec quelques mentions spéciales : à Loïc, meilleure recrue de radiologie, pour cet inoubliable stage cochinois; à Marie G. et Gonzalo, pour ces 6 mois aux accents sud-américains ; à tous mes compagnons argentins, notamment Ignacio E., Guillermo, Luis, Cecilia, Jorgelina, Josefina, Mercedes, Cintia pour votre accueil, vos très utiles cours de langue et nos nombreux matés ; à Sofia, mon coup de cœur amical de Buenos Aires; à Camille et Ahmad(i), mes libanais chéris, pour le rayon de soleil que vous avez apporté à mes journées; à Anna, mon binôme des couloirs de St Jo et de La Pitié, c'est un vrai bonheur d'avoir été ta co-interne une année entière ; à Arnaud, notre nantais préféré ; à Mégane, ma soclette de choc, à qui je prédis un brillant parcours de radiologue.

À Florian, mon Leleu, parce qu'il m'est impossible d'imaginer un internat sans blague, sans bière, et globalement, sans toi, et que tes leleulades me manquent déjà.

Aux amies de la faculté : à Milena, pour notre complicité qui m'est précieuse et tes talents de co-voyageuse, des cerisiers japonais aux glaciers de Patagonie ; à Blanche, pour m'avoir offert ton amitié pendant ce bout de chemin ensemble, débuté rue Lacépède et poursuivi dans les labyrinthes de la radiologie ; à Charlotte et à Marie L., les copines normande et bretonne qu'on aimerait voir plus souvent.

Aux « vieilles » amies, si chères à mes yeux, Marion et Marie C.

À tous mes milanais : à Clara, ma chanteuse et acolyte dans la découverte de la vie parisienne ; à Madeleine, ma pile électrique ; à Olivier, Alexandre et Maxime, ma bande du lycée, pour être toujours au rendez-vous pour les grands évènements ; à Camille, ma coloc du tonnerre, pour tes encouragements, tes nombreux rires et surtout ta joie de vivre au quotidien ; à Laura, ma grande voyageuse et confidente, pour avoir toujours été là.

À Ignacio, mon professeur d'espagnol particulier, merci d'avoir traversé l'Atlantique pour moi.

À ma famille.

À Denise et Coco, pour m'avoir adoptée de l'autre côté de l'océan.

À mon parrain et ma tante, pour m'avoir chaleureusement accueillie chez vous et m'avoir tant aidée depuis mes débuts à Paris.

À ma grand-mère, pour ta tendresse et ton éternel optimisme, et à mes grands-parents absents mais qui seraient si fiers aujourd'hui.

À mes parents, pour le formidable exemple que vous êtes et pour tout ce que vous avez toujours fait pour moi. Votre soutien et votre amour m'accompagnent partout.

À ma sœur, ma complice et mon modèle, pour tout ce qu'on a toujours partagé à deux, les joies, les épreuves, les rires. Je te passe le flambeau de la soutenance de thèse et tu vas cartonner.

À Dali, pour tous ces poils laissés sur mes cours de médecine depuis 10 ans.

À Clément, pour les balades en poussette, les tours de manège, et les innombrables aventures qui nous attendent encore.

Table des matières

Remerciements 1

Table des matières 5

Table des illustrations 7

Liste des figures 7

Liste des tableaux 7

Liste des abréviations 8

Introduction 9

I. Imagerie pancréatique: généralités 11

1. Rôle de l'IRM en pathologie pancréatique 11

1.1 Pathologies tumorales 11

a. Tumeurs solides 11

b. Tumeurs kystiques 12

c. TIPMP 13

1.2 Pancréatites 14

a. Pancréatites aigües 14

b. Pancréatites chroniques 14

1.3 Anomalies congénitales 15

1.4 Avantages de la CP-IRM 16

2. Aspects techniques de la CP-IRM 17

2.1 Notion de pondération T2 17

2.2 Historique de la CP-IRM : techniques d'imagerie rapide 18

Séquences écho de gradient rapide 18

Séquences écho de spin rapide 19

Séquences écho de spin ultrarapide 19

Séquence écho de spin rapide en 3D 20

Séquences hybrides 21

2.3 Combinaison à l'imagerie parallèle 21

2.4 Apport du champ magnétique 3T versus 1,5T 22

2.5 Concept de Compressed Sensing 23

II. Etude 29
1. Matériel et méthodes 29
1.1 Schéma de l'étude et population 29
1.2 Protocole IRM 30
1.3 Analyse de l'image 31
1.5 Analyse statistique 33
2. Résultats 34
2.1 Temps d'acquisition 35
2.2 Qualité d'image 35
Qualité d'image globale 35
Artefacts 35
Suppression du signal de fond 35
Visualisation des canaux bilio-pancréatiques 36
Concordance inter-observateurs 37
2.3 Performances diagnostiques 38
Variante anatomique 39
Dilatation du CPP 39
Sténose du CPP 40
Lésions kystiques 40
Communication des lésions kystiques avec le CPP 40
2.4 Exemples 42
3. Discussion 48
Conclusion 53
Bibliographie 54
Résumé 57

Table des illustrations

Liste des figures

Figure 1 Echantillonnage de l'espace k 25
Figure 2 Concept de parcimonie et transformée de l'image 26
Figure 3 Concept de parcimonie appliqué à la CP-IRM 26
Figure 4 Artefacts incohérents et méthode de seuillage 27
Figure 5 Diagramme de reconstruction simplifié du Compressed Sensing 28
Figure 6 Diagramme de flux 34
Figure 7 Pathologies pancréatiques canalaires et kystiques au sein de la cohorte 38
Figure 8 Exemple 1 42
Figure 9 Exemple 2 43
Figure 10 Exemple 3 44
Figure 11 Exemple 4 45
Figure 12 Exemple 5 46
Figure 13 Exemple 6 47

Liste des tableaux

Tableau 1 Paramètres techniques des séquences Standard, CS et CS-apnée 30
Tableau 2 Critères de qualité d'image 31
Tableau 3 Critères d'évaluation des performances diagnostiques 32
Tableau 4 Résultats des paramètres de qualité d’image : moyennes des scores 36
Tableau 5 Résultats des paramètres de qualité d’image : pourcentage d'examens non diagnostiques et d'examens satisfaisants 36
Tableau 6 Coefficients de kappa (reproductibilité inter-observateurs) 37
Tableau 7 Résultats des performances diagnostiques 41

Liste des abréviations

2D : 2 dimensions

3D : 3 dimensions

3T : 3 Tesla

ARC : Autocalibrating Reconstruction for Cartesian Imaging

CP : Cholangio-Pancréatographie

CPP : canal pancréatique principal

CPRE : cholangio-pancréatographie rétrograde endoscopique

CS : Compressed Sensing

FA : flip angle

FOV : field of view

FRFSE : Fast Recovery Fast Spin Echo

GRAPPA : GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions

IRM : imagerie par résonance magnétique

MIP : maximum intensity projection

PI : imagerie parallèle

RARE : Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement

SAR : Specific Absorption Rate

SENSE : Sensitivity Encoding

SPACE : Sampling Perfection with Application optimized Contrast using different flip angle Evolutions

TE : temps d'écho

TIPMP : tumeur intracanalaire papillaire et mucineuse du pancréas

TR : temps de répétition

CHD : canal hépatique droit

CHG : canal hépatique gauche

VBP : voie biliaire principale

Introduction

La cholangio-pancréatographie IRM (CP-IRM) est aujourd'hui une séquence clé dans l'imagerie bilio-pancréatique, présentant l'avantage d'être une technique non invasive, dépourvue des risques inhérents à la cholangio-pancréatographie rétrograde endoscopique (CPRE) [1]. En imagerie pancréatique, l'analyse canalaire fournie par la CP-IRM représente un atout majeur comparativement au scanner du fait de sa meilleure résolution en contraste. Ses applications sont variées : détection et caractérisation des lésions pancréatiques, principalement kystiques, suivi évolutif des tumeurs intracanalaires papillaires et mucineuses du pancréas (TIPMP) ou encore diagnostic des différents types de pancréatites chroniques.

Aujourd'hui utilisée en pratique courante, la CP-IRM a été décrite pour la première fois en 1991[2]. Il s'agissait alors d'une séquence 2D en coupes épaisses, très limitée en matière de contraste, de rapport signal sur bruit et de résolution spatiale. Depuis, grâce à des progrès technologiques constants, tous ces paramètres ont été améliorés et des séquences 3D ont vu le jour, permettant une acquisition isotropique et rendant possibles des reconstructions multi-planaires. En revanche, ces séquences 3D nécessitent un temps d'acquisition élevé, de l'ordre de plusieurs minutes, étroitement lié au rythme respiratoire du patient. Cette durée accrue est susceptible de générer un plus grand nombre d'artefacts de mouvement, exposant au risque de détérioration de la qualité d'image.

Un compromis entre optimisation du temps d'acquisition et résolution spatiale de l'image doit donc être recherché. Les techniques d'imagerie parallèle, qui utilisent la sensibilité des antennes de surface comme paramètre de codage spatial de l'image, sont appliquées depuis une dizaine d'années, avec de bons résultats[3,4]. Récemment, d'autres techniques rapides innovantes se sont développées, dont le « compressed sensing » (CS) (littéralement, « acquisition comprimée »), et permettent l'acquisition de séquences 3D au cours d'une unique apnée.

Le CS exploite la redondance de l'image à la fois dans l'échantillonnage et la reconstruction des données[5–7]. Il est théoriquement applicable à la CP-IRM car l'un de ses prérequis est l'existence d'une image parcimonieuse, c'est-à-dire d'une information utile contenue dans un faible nombre de voxels, bien inférieur au nombre de voxels total. Or la très forte pondération

T2 propre à la CP-IRM, mettant en évidence les canaux bilio-pancréatiques et supprimant les autres données d'arrière-plan, obéit à cette propriété de parcimonie de l'image.

Le but de notre étude est de comparer le temps d'acquisition, la qualité d'image et les performances diagnostiques de la CP-IRM 3D standard, avec CS en respiration libre et avec CS en apnée, en imagerie pancréatique à 3 Tesla (3T).

Le premier temps de ce travail abordera l'état de l'art de l'imagerie pancréatique, au travers des indications de l'IRM pancréatique et des aspects techniques de la CP-IRM 3D et du CS.

Le deuxième temps de ce travail décrira la méthodologie et les résultats de l'étude, qui seront enfin l'objet d'une discussion.

I. Imagerie pancréatique: généralités

1. Rôle de l'IRM en pathologie pancréatique

Grâce à des progrès récents et constants, l'IRM est aujourd'hui un examen largement répandu et utilisé en imagerie pancréatique. Elle permet une analyse du parenchyme, des canaux pancréatiques et de l'environnement péri-pancréatique (vaisseaux, foie, ganglions, péritoine). En pratique, les indications de l'IRM pancréatique sont variées, dans le cadre des pathologies tumorales solides ou kystiques, des pancréatites ou des anomalies congénitales.

1.1 Pathologies tumorales

a. Tumeurs solides

L'IRM est utile dans la détection ou le bilan d'extension des tumeurs solides pancréatiques[8], dont l'adénocarcinome est la tumeur la plus fréquente. Un adénocarcinome typique est une lésion en hyposignal sur les séquences T1 avec saturation ou suppression du signal de la graisse, sans injection ou après injection au temps artériel, par comparaison au reste du parenchyme sain[9]. La séquence de diffusion aide à la détection des lésions, mais reste d'interprétation limitée. En effet, détecter un adénocarcinome pancréatique peut s'avérer difficile sur la séquence de diffusion : tous les adénocarcinomes ne présentent pas nécessairement d'hypersignal diffusion et le parenchyme pancréatique non tumoral adjacent peut lui-même apparaître en hypersignal diffusion avec chute de l'ADC, du fait d'une pancréatite aigüe associée à la tumeur[10]. La séquence T1, avec saturation ou suppression du signal de la graisse et après injection au temps artériel, est meilleure que la séquence de diffusion dans la détection des adénocarcinomes pancréatiques (mais elle sous-estime la taille de la tumeur)[11]. L'extension vasculaire d'une tumeur solide peut aussi être étudiée en IRM, mais sans supériorité prouvée par rapport au scanner; l'extension aux organes de voisinage, et en particulier l'existence de métastases hépatiques, est en revanche mieux évaluée par l'IRM[12].

La CP-IRM met en évidence des signes indirects de néoplasie, comme la dilatation canalaire segmentaire ou la pancréatite chronique obstructive d'amont à un stade avancé. La CP-IRM

peut aussi aider au diagnostic différentiel : pour distinguer une lésion maligne d'une pseudo-masse inflammatoire, il est décrit le « duct-penetrating-sign », c'est-à-dire la présence d'une modification de calibre du canal pancréatique principal (CPP) lorsqu'il pénètre dans la pseudo-masse, sans arrêt net[13].

Au total, l'IRM est indiquée dans le bilan des tumeurs de petite taille, ne déformant pas les contours pancréatiques, et des dilatations canalaires sans masse décelée au scanner ; elle est aussi utile pour le diagnostic différentiel des pseudo-masses inflammatoires. Enfin, elle est systématiquement indiquée dans le bilan d'extension initial des tumeurs pancréatiques solides non métastatiques au scanner[14].

b. Tumeurs kystiques

Avec l'utilisation croissante des différentes modalités d'imagerie, les lésions kystiques pancréatiques sont de plus en plus fréquemment détectées. La prévalence de ces dernières en IRM est estimée entre 13,5 et 45%[15,16]. La gamme diagnostique de ces lésions est extrêmement variée, d'où l'importance de leur bilan étiologique, afin de déterminer leur pronostic et leur prise en charge. Ainsi, un cystadénome séreux ou un pseudo-kyste sont des lésions kystiques bénignes, à risque évolutif nul ou presque nul, par opposition aux cystadénomes mucineux, à risque de transformation maligne, nécessitant une prise en charge chirurgicale. Le cas particulier des TIPMP sera traité dans le sous-chapitre suivant.

L'IRM, grâce à sa capacité à analyser les différentes composantes d'une lésion kystique, permet de classer les lésions kystiques avec une bonne sensibilité[17]. Dans les dernières recommandations européennes de 2018, l'IRM est reconnue comme une méthode privilégiée de diagnostic et de surveillance des lésions kystiques, notamment à la recherche de communication avec le canal pancréatique principal, de nodule mural, de septa et du caractère unique ou multiple des lésions[18].

L'avantage de la CP-IRM est de sensibiliser la détection des lésions kystiques et de mettre en évidence la présence d'une communication de la lésion avec le canal pancréatique principal (CPP). Elle donne des renseignements supplémentaires sur l'existence d'une dilatation associée du CPP, soit par atteinte tumorale canalaire (TIPMP atteignant le CPP), soit par compression extrinsèque.

Le scanner demeure une modalité d'imagerie complémentaire, notamment pour mettre en évidence des calcifications : soit parenchymateuses, évocatrices de pseudo-kystes dans le

cadre d'une pancréatite chronique calcifiante, soit au centre ou en périphérie de la lésion kystique, respectivement évocatrices de cystadénomes séreux et mucineux.

c. TIPMP

Les TIPMP font partie de la gamme diagnostique des tumeurs kystiques pancréatiques. Ce sont des proliférations épithéliales canalaires, responsables de la production de mucus, provoquant des dilatations ectasiques des canaux excréteurs. Elles atteignent :

- Soit les canaux secondaires : dilatation(s) kystique(s) isolée(s) des canaux secondaires.
- Soit le CPP : dilatation isolée du CPP (rare) ou associée à celle des canaux secondaires (la plus fréquente).

Ces lésions sont à risque de dégénérescence, du fait d'un continuum lésionnel entre hyperplasie simple, dysplasie modérée (ou tumeur borderline), carcinome in situ et adénocarcinome.

Les dernières guidelines européennes de janvier 2018[18] proposent les recommandations suivantes:

- Traitement conservateur en l'absence des critères cités ci-dessous, avec une IRM de contrôle recommandée initialement à 6 mois puis annuellement.
- Indication chirurgicale relative : kyste > 40mm, dilatation du canal pancréatique principal entre 5 et 9,9 mm.
- Indication chirurgicale absolue : nodule mural rehaussé au sein du kyste, dilatation du canal pancréatique principal > 10 mm.

L'IRM est l'examen de choix dans le diagnostic et le suivi de cette pathologie, permettant d'évaluer la taille du kyste, l'importance de la dilatation du CPP et l'existence de nodule mural.

La CP-IRM, en particulier, joue un rôle clé dans la mise en évidence de la communication avec le CPP, élément quasi pathognomonique d'une TIPMP et critère essentiel dans la décision thérapeutique.

1.2 Pancréatites

a. Pancréatites aigües

Les pancréatites aigües sont évaluées selon la classification d'Atlanta révisée de 2012[19], distinguant les formes interstitielles œdémateuses et les formes nécrosantes, à un stade précoce ou tardif (seuil de 4 semaines). Au cours de la première semaine, la prise en charge des pancréatites aigües repose sur les paramètres cliniques et biologiques du patient ; au-delà de la première semaine, les critères morphologiques tomodensitométriques sont pris en compte. C'est donc le scanner qui joue un rôle clé dans le bilan des pancréatites aigües.

L'IRM peut être utile dans le diagnostic étiologique des pancréatites aigües, comme la recherche de pathologie lithiasique par exemple. Un autre intérêt, en cas de bilan étiologique négatif, est de rechercher un facteur prédisposant, notamment une anomalie congénitale[20], bien que ce rôle soit débattu (cf. sous chapitre dédié). Elle permet également de dépister certaines complications, telle que le syndrome de déconnexion du canal pancréatique, se définissant par une interruption de la continuité entre le CPP et le tractus digestif, secondaire à une nécrose canalaire dans un contexte de pancréatique aigüe nécrosante.

b. Pancréatites chroniques

Les pancréatites chroniques représentent un ensemble complexe de pathologies caractérisées par une fibrose progressive du pancréas puis une insuffisance endocrine et exocrine. Elles regroupent les pancréatites chroniques calcifiantes, les pancréatites chroniques obstructives, les pancréatites para-duodénales et les pancréatites auto-immunes. L'imagerie met en évidence des modifications parenchymateuses (atrophie et calcifications) et canalaires (irrégularité, dilatation, sténose), pouvant toucher le CPP et les canaux secondaires. Scanner et IRM apparaissent alors très complémentaires. L'IRM est utile pour détecter une pancréatite chronique à un stade précoce, montrant la perte de l'hypersignal T1 spontané de la glande sur des séquences avec saturation de la graisse[21]. La CP-IRM permet d'étudier les modifications canalaires et peut être couplée à une administration intra-veineuse de sécrétine. L'effet de la sécrétine, transitoire, apparaît 1 minute après administration : la sécrétion par les cellules ductales augmente, de même que le tonus du sphincter d'Oddi. Cela permet d'augmenter le volume de fluide stationnaire dans les canaux pancréatiques, qui sont alors mieux délimités lors d'acquisitions de CP-IRM dynamiques. Dans le cadre des pancréatites chroniques, la CP-IRM avec sécrétine fournit à la fois des informations morphologiques, en détectant de subtils

changements canalaires précoces, et des données fonctionnelles, en étudiant le remplissage du duodénum par le liquide pancréatique, témoin indirect de la fonction pancréatique exocrine[22,23]. Ses principales limites restent son coût et le temps additionnel requis.

Dans la pancréatite chronique calcifiante, l'atteinte initiale touche les canaux secondaires situés dans les zones de fibrose parenchymateuse, d'aspect irrégulier, souvent sièges d'amas protéiques calcifiés. La CP-IRM peut montrer un aspect « en flammèches » lié à l'existence d'irrégularités des branches secondaires, avec ectasie de l'origine du canal secondaire. Au fur et à mesure de l'extension de la fibrose parenchymateuse, le canal principal devient irrégulier, siège de dilatations et de sténoses asymétriques, souvent courtes. Des calculs intracanalaires peuvent être présents.

Dans les pancréatites chroniques obstructives, la dilatation du CPP est le plus souvent isolée, segmentaire, plus uniforme et plus régulière.

Dans les pancréatites auto-immunes, les sténoses canalaires qui atteignent le canal principal sont souvent plus longues. Il n'existe généralement ni calcification, ni pseudo-kyste, et l'association à des lésions extra-pancréatiques ou à d'autres affections auto-immunes constitue un élément d'orientation majeur.

1.3 Anomalies congénitales

La plus fréquente des anomalies pancréatiques de développement est le pancréas divisum. Il s'agit d'un défaut de fusion des ébauches embryonnaires dorsales et ventrales. En CP-IRM, sa détection repose notamment sur le signe du « croisement », à savoir le canal pancréatique dominant qui pré-croise la voie biliaire principale (VBP). Une autre variante canalaire est l'ansa pancreatica, voie de communication accessoire entre le CPP et un canal pancréatique accessoire ne présentant pas de jonction normale avec le premier. Il existe aussi le pancréas annulaire, défaut de rotation d'une des ébauches ventrales à l'origine d'un segment pancréatique entourant le 2ème duodénum.

Le rôle de ces variantes anatomiques dans la survenue de pancréatites aigues récurrentes ou de pancréatites chroniques a été l'objet de controverses. Pour certains auteurs, le pancréas divisum est un facteur de risque reconnu de pancréatites, tandis que d'autres équipes le

décrivent comme ayant un effet cumulatif en cas de facteurs de risque génétiques uniquement[24].

La CP-IRM est une séquence déterminante dans la détection de ces anomalies[25].

1.4 Avantages de la CP-IRM

Grâce à l'analyse fine des canaux pancréatiques, la CP-IRM a des indications reconnues dans le diagnostic et le suivi des lésions pancréatiques kystiques et canalaires (TIPMP, pancréatites chroniques, cystadénomes). Comparativement avec les cholangiographies conventionnelles, percutanées ou rétrogrades endoscopiques, la CP-IRM, examen non invasif, a l'avantage de ne générer quasiment aucune complication (ni perforation, ni hémorragie, ni pancréatite iatrogène) et est à moindre coût[1]. Elle n'utilise ni anesthésie, ni produits de contraste, ni rayonnements ionisants. Elle permet une analyse des canaux bilio-pancréatiques dans leur état physiologique, puisqu'aucune injection n'est réalisée, contrairement aux cholangiographies conventionnelles. Grâce à ses nombreux avantages et à des avancées technologiques constantes depuis son invention, la CP-IRM s'est progressivement imposée comme méthode diagnostique de première intention dans l'exploration de l'arborisation bilio-pancréatique.

2. Aspects techniques de la CP-IRM

2.1 Notion de pondération T2

Le contraste en IRM est la traduction des signaux de résonance magnétique nucléaire en niveaux de gris, correspondant aux différences de temps de relaxation et de densité de protons. Deux types de relaxation existent :

- D'une part, la relaxation longitudinale, repousse progressive de l'aimantation longitudinale, appelée relaxation T1. La repousse se fait selon une exponentielle croissante, où la constante de temps T1 (ms) est caractéristique d'un tissu donné (T1 = 63% de repousse). Son ordre de grandeur varie de 500 à 1000 ms.
- D'autre part, la relaxation transversale, déphasage des protons lié à l'interaction des protons entre eux ou inhomogénéités de champ d'origine moléculaire, appelée relaxation T2. La décroissance rapide de l'aimantation transversale se fait selon une exponentielle décroissante, où la constante de temps T2 (ms) est caractéristique d'un tissu donné (T2 = 63% de décroissance). Son ordre de grandeur varie de 50 à 100 ms.

Le T2 est plus élevé dans les liquides, du fait de l'agitation moléculaire ou mouvements browniens des petites molécules, qui annule les petits champs magnétiques locaux et qui ne favorise donc pas la relaxation T2. Pour étudier les liquides et notamment les liquides stationnaires bilio-pancréatiques, il faut obtenir une séquence très pondérée T2.

Dans une séquence écho de spin classique (où l'on s'affranchit des inhomogénéités propres du champ magnétique par une impulsion de radiofréquence de 180° qui suit la première impulsion de 90°), interviennent deux paramètres : le temps d'écho ou TE, qui correspond au temps de mesure du signal, et le temps de répétition ou TR, qui correspond à l'intervalle entre 2 impulsions de 90° (passage d'une ligne à l'autre) et au temps de repousse longitudinale.

Pour pondérer une séquence en T2, il faut :

- Un TE long (120ms), pour favoriser le contraste en T2 : si le TE est long, le tissu à T2 le plus long décroit plus lentement, et son signal sera plus élevé, car les différences en vitesse de décroissance auront le temps de s'exprimer entre deux tissus aux T2 différents.
- Un TR long (2000ms), pour minimiser le contraste en T1 : si le TR est long, l'aimantation longitudinale repousse à son niveau d'équilibre.

Au total, une séquence pondérée T2 met en évidence la structure avec le T2 le plus long afin qu'il donne le plus de signal. Le contraste obtenu est meilleur ; on note cependant que le rapport signal sur bruit est plus faible, du fait d'une réalisation tardive des mesures sur la courbe d'atténuation du signal en T2. L'autre inconvénient est un temps d'acquisition long, du fait de la nécessité d'un TR élevé.

L'un des enjeux de la CP-IRM a donc été, dès sa création, de réduire au maximum son temps d'acquisition.

2.2 Historique de la CP-IRM : techniques d'imagerie rapide

Séquences écho de gradient rapide

La CP-IRM, basée sur une séquence très fortement pondérée T2 afin d'obtenir un bon contraste entre les canaux biliaires et les tissus avoisinants, est décrite pour la première fois en 1991[2] .

Il s'agit alors d'une séquence nouvelle, séquence écho de gradient rapide, dont la particularité par rapport à une séquence écho de spin est d'être « simplifiée », sans impulsion de 180°, permettant de réduire le TR et donc le temps d'acquisition global. Cette technique de « Contrast Enhanced Steady State Gradient Echo » est en fait une séquence écho de gradient rapide qui renforce l'aimantation transversale résiduelle avec un contraste en T2 renforcé par lecture de l'écho simulé.

Cette séquence est réalisée en apnée, grâce à une acquisition séquentielle 2D dans les plans sagittal et coronal, avec une épaisseur de coupe de 5mm. Des algorithmes de reconstruction en Maximum Intensity Projection (MIP) permettant une visualisation d'ensemble de l'arbre bilio-pancréatique.

Cette séquence, bien que décrite comme ayant une bonne corrélation avec la cholangiographie directe[26,27] et présentant l'avantage d'être une méthode d'exploration non invasive, reste cependant très limitée : elle est associée à de nombreux artefacts (liés aux mouvements cardiaques, respiratoires, péristaltiques), à une résolution spatiale limitée (inférieure à celle de la cholangiographie directe), à un faible rapport signal sur bruit et à des effets de volume partiel.

Séquences écho de spin rapide

Afin d'améliorer la qualité d'image, limitée notamment par une faible résolution spatiale, de nouvelles séquences sont ensuite développées, notamment écho de spin rapide.

Le principe de ces séquences est d'utiliser le temps libre après le premier écho afin de recueillir un train d'échos qui va servir à remplir d'autres lignes de l'espace kappa d'une même coupe. Du fait de la diminution du nombre de répétitions requises, le TR est diminué, l'espace kappa est complété plus rapidement, et le temps d'acquisition de la coupe est réduit. Pour cela, on applique de nouvelles impulsions de 180°, afin d'obtenir un train d'échos de spin. On annule après chaque écho le codage de phase réalisé et on applique un codage de phase différent pour l'écho suivant. Le nombre d'échos recueillis pendant le même temps TR est appelé Facteur Turbo ou longueur du train d'échos.

Ces séquences d'écho de spin rapide sont appliquées à la CP-IRM dès les années 1994-1995, selon différentes techniques :

- lors d'acquisitions en apnée[28], durant en moyenne 44 secondes, peu applicables en pratique courante et rapidement abandonnées.

- lors d'acquisitions en respiration libre, sans[29] puis avec gating respiratoire[30–32]. Il s'agit alors des premières séquences en 3D.

Ces séquences ont l'inconvénient d'être très longues, nécessitant en moyenne entre 7 et 11 minutes d'acquisition.

Séquences écho de spin ultrarapide

Une nouvelle technique d'imagerie rapide, basée sur un principe de « Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement » ou RARE, est décrite en CP-IRM à partir de 1998[33]. Il s'agit d'une imagerie écho de spin ultrarapide par balayage en une seule excitation de tout le plan de Fourier (séquence RARE ou SSFSE).

L'approche consiste à pousser à l'extrême la technique des trains échos, afin d'obtenir le remplissage de l'ensemble du plan de Fourier après une seule impulsion de 90°. Ces séquences dites « single-shot » nécessitent l'application successive d'autant d'impulsions de 180° qu'il y

a de lignes de l'espace kappa à remplir. On peut accélérer d'avantage l'acquisition en acquérant partiellement l'espace kappa. En effet, on peut acquérir la moitié des lignes et calculer ensuite les lignes manquantes grâce aux propriétés de symétrie de l'espace kappa. Cela réduit le temps d'acquisition d'un facteur 2, mais au détriment du rapport signal sur bruit de l'image.

Ces séquences permettent d'obtenir une forte pondération T2 et une bonne dépondération T1. Du fait de la contribution d'échos très tardifs, fortement pondérés T2, le contraste « naturel » de la séquence est fortement pondéré T2. Leur réalisation est faite après repérage de l'arbre bilio-pancréatique, dans le plan coronal oblique, lors d'apnées successives. Il s'agit d'acquisition 2D.

La comparaison de l'ensemble des techniques précédemment décrites (RARE ou SSFSE, SSFP, 2D FSE et 3D FSE) montre une supériorité des séquences RARE en terme de contraste et de résolution spatiale[34], d'où l'utilisation répandue de ces séquences depuis lors.

Leurs avantages sont d'être très rapides (faible sensibilité aux mouvements et compatibilité avec l'apnée) et adaptées à l'imagerie des structures liquidiennes non circulantes.

Leurs inconvénients sont une dégradation du rapport signal sur bruit (faible signal des échos tardifs) et une résolution spatiale qui demeure limitée.

Séquence écho de spin rapide en 3D

La séquence FRFSE (Fast Recovery Fast Spin Echo) appliquée à la CP-IRM est décrite pour la 1ère fois lors d'acquisitions 3D en apnée en 2006[35]. Il s'agit d'une nouvelle séquence d'écho de spin rapide (train d'échos) avec refocalisation en fin de TR lorsque le signal des tissus est éteint, mais pas le signal des liquides. Cette nouvelle évolution de la séquence écho de spin rapide est basée sur l'application d'une impulsion de -90° au dernier écho provoqué par les impulsions successives de 180°. Cette dernière impulsion sélective permet de transformer l'aimantation résiduelle des tissus à T2 long en aimantation longitudinale, alors que les autres tissus ont « terminé » leur relaxation. Cela redonne de l'amplitude et donc du signal aux structures liquidiennes par rapport aux autres tissus, même en utilisant des TR courts. L'idée finale est donc d'ajouter suffisamment de signal pour permettre de diminuer le TR.

Cette séquence FRFSE a ensuite été appliquée à des acquisitions 3D avec trigger respiratoire[36]. En comparaison avec les séquences 3D FRFSE en apnée, les séquences 3D FRFSE avec trigger montrent de meilleurs résultats en terme de visualisation des structures anatomiques[37] et sont aujourd'hui communément utilisées.

Séquences hybrides

Plus récemment, une séquence hybride, écho de spin et écho de gradient, appelée GRASE, a été étudiée dans plusieurs études[38,39].

Cette séquence est une séquence écho de spin rapide avec un gradient oscillant dans chaque écho (lecture du plan de Fourier en dents de scie). L'idée est de combiner des signaux obtenus par écho de spin et par écho de gradient. Les images sont acquises avec un nombre réduit d'impulsions 180° (une impulsion de 180° pour plusieurs échos de gradient). Les signaux d'écho de spin sont destinés à contrôler le contraste de l'image et sont ainsi concentrés au centre du plan de Fourier ; les signaux d'écho de gradient sont placés en périphérie du plan de Fourier pour contrôler la résolution spatiale.

Ses résultats sont prometteurs, avec une meilleure qualité d'image globale et un meilleur rapport signal sur bruit, le tout sur une séquence 3D en apnée, de durée comprise entre 16 et 20s.

2.3 Combinaison à l'imagerie parallèle

Les différentes techniques d'imagerie rapide décrites ci-dessus se différencient par l'agencement des gradients et le remplissage du plan de Fourier. Le codage spatial est donc basé sur les gradients mis en œuvre.

Une autre approche pour accélérer l'acquisition consiste à utiliser la sensibilité des antennes de surface comme paramètre de codage spatial de l'image. Ce sont alors les informations recueillies par les différents éléments d'antenne de surface, disposées en réseau phasé, qui sont utilisées. Le principe sous-jacent est d'utiliser la redondance spatiale des informations. Deux grandes familles d'imagerie parallèle existent :

- Celles basées sur la reconstruction de l'image globale à partir des images produites par chaque antenne (reconstruction dans le domaine image après transformée de Fourier) : SENSE (Sensitivity Encoding).
- Celles basées sur la reconstruction du plan de Fourier de l'image à partir de signaux fréquentiels de chaque antenne (reconstruction dans le domaine fréquentiel avant la transformée de Fourier) : GRAPPA (GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions).

Les techniques de type GRAPPA ont été très utilisées en CP-IRM. Dans cette technique, chaque élément d'antenne réceptionne les données provenant de sa zone de « couverture », conduisant au remplissage du plan de Fourier. Toutes ces données sont ensuite combinées pour produire l'image complète. Cette technique nécessite une cartographie de sensibilité des antennes de surface. Cette mesure peut être obtenue durant la séquence grâce à l'acquisition supplémentaire de lignes centrales du plan de Fourier destinées à la calibration (auto calibration). Ainsi, le facteur d'accélération est déterminé par le nombre d'antennes disposées en réseau.

Ces techniques d'imagerie parallèle sont appliquées en CP-IRM depuis une dizaine d'années, permettant de réduire considérablement les temps d'acquisition des séquences 3D, sans altérer la qualité d'image[3,4].

2.4 Apport du champ magnétique 3T versus 1,5T

Depuis une dizaine d'années, des champs magnétiques de 3T sont utilisés en pratique clinique courante. Grâce à leur champ magnétique plus élevé, ces IRM 3T génèrent un signal et donc un rapport signal sur bruit plus élevé que les IRM 1,5T. Plusieurs études ont montré une qualité d'image supérieure des CP-IRM à 3T versus 1,5T[40–42].

De plus, il semble exister un meilleur contraste entre les canaux bilio-pancréatiques et les tissus environnants à 3T. En effet, le contraste en IRM varie avec les changements de champs magnétiques, affecté par des changements de temps de relaxation T1 et T2 pour chaque organe ou tissu[43]. A 3T, les T1 des tissus seraient plus longs et les T2 plus courts : la diminution du T2 des tissus entraînerait une diminution de l'intensité de signal des tissus (autres que les canaux biliaires), augmentant et améliorant le contraste à 3T.

Le premier inconvénient potentiel à 3T est la majoration attendue de certains artefacts, notamment des artefacts de susceptibilité magnétique lié à la force du champ magnétique. Il ne semble cependant pas exister de différence significative en terme d'artefacts de susceptibilité à 1,5 ou 3T[40].

Le deuxième inconvénient potentiel est celui du débit d'absorption spécifique ou Specific Absorption Rate (SAR), qui correspond à l'énergie déposée dans les tissus lors de l'application d'ondes radiofréquence. Le SAR est calculé durant les ajustements, avant une séquence, et dépend des paramètres utilisés, en particulier du nombre d'impulsions RF et de l'angle de bascule des impulsions. Il augmente avec le champ magnétique : il est donc plus élevé à 3T. L'une des solutions envisagées a été le développement d'une variante de séquence écho de spin rapide dite SPACE (Sampling Perfection with Application optimized Contrast using different flip angle Evolutions). Dans ce type de séquence, les angles de bascule du train d'échos ont une valeur variable, permettant de réduire considérablement l'énergie RF transmise. Ces angles varient pendant le train d'échos, avec des angles élevés maintenus lors de l'acquisition des lignes centrales de plan de Fourier (permettant de maintenir un bon contraste de l'image) alors que les angles plus faibles concernent l'acquisition des images périphériques du plan de Fourier (qui déterminent la résolution spatiale). Ces séquences, étudiées à 3T en CP-IRM, ont montré des résultats très satisfaisants[44,45].

2.5 Concept de Compressed Sensing

Le concept de « Compressed Sensing » (littéralement « acquisition comprimée ») est un concept mathématique abstrait introduit au début des années 2000[46,47]. Il a été plus récemment transposé à l'IRM[48]. Il a pour but de reconstruire des images à partir d'un nombre significativement plus faible de mesures que celui jugé nécessaire jusqu'à présent. Autrement dit, il s'agit de réduire la quantité de données acquises (en la rendant bien inférieure à celle définissant le signal normal) sans dégrader la qualité d'image. Deux éléments clés sont nécessaires à l'application du CS :

- Le caractère « parcimonieux » des images, notamment celles acquises en IRM (« sparcity »).
- L'existence d'un codage spatial lors de l'acquisition d'une image en IRM : les images IRM sont acquises dans un domaine différent du domaine image.

En effet, les autres modalités d'imagerie, telles que la radiographie conventionnelle, l'échographie ou la tomodensitométrie, fournissent directement des informations dans un espace à trois dimensions ou domaine spatial. En IRM, il existe un codage de l'image, permettant d'obtenir des données dans un domaine fréquentiel et non spatial. Au sein d'un plan de coupe (ou d'un volume donné lorsqu'il s'agit d'une acquisition 3D), l'image est reconstruite par une double transformée de Fourier (ou triple transformée de Fourier lors d'une acquisition en 3D). Le codage spatial est obtenu par codage de la phase dans une direction du plan, par codage de la fréquence dans une autre direction du plan (et par un codage de phase supplémentaire dans l'axe de sélection de coupe en 3D).

Le plan de Fourier obtenu, ou espace k, contient les données brutes échantillonnées, codées en phase et en fréquence, stockées en rangs de colonnes et de lignes. Au centre du plan de Fourier se trouvent les signaux codant pour le contraste de l'image ; en périphérie du plan de Fourier se trouvent les signaux codant les détails de l'image. Le nombre de points du plan de Fourier à acquérir, ainsi que l'espacement entre ces points, sont directement liés au champ de vue imagé (FOVx, FOVy et FOVz) et à la résolution spatiale désirée (Δx, Δy, Δz).

$$\Delta x = \frac{1}{FOV_{kx}} \quad \Delta y = \frac{1}{FOV_{ky}} \quad \Delta z = \frac{1}{FOV_{kz}}$$
$$\Delta k_x = \frac{1}{FOV_x} \quad \Delta k_y = \frac{1}{FOV_y} \quad \Delta k_z = \frac{1}{FOV_z}$$

Si l'acquisition IRM dans l'espace-k ne s'effectue pas de manière à respecter les relations ci-dessus, l'image obtenue est de qualité dégradée. Prenons pour exemple l'imagerie encéphalique, souvent utilisée en recherche pour ses qualités en matière de contraste et de résolution. La figure 1 compare une acquisition correctement échantillonnée (image A) avec des acquisitions sous-échantillonnées (avec de gauche à droite) :

- Echantillonnage du centre du plan de Fourier : image floue (image B).
- Sous-échantillonnage régulier : artefacts de répétitions qui sont des artefacts cohérents (image C). C'est la méthode utilisée en imagerie parallèle, où la redondance d'information provenant des différents éléments d'antenne et la sensibilité propre de chacun des éléments permettent de supprimer ces artefacts.
- Sous-échantillonnage aléatoire ou pseudo-aléatoire : artefacts incohérents (image D).

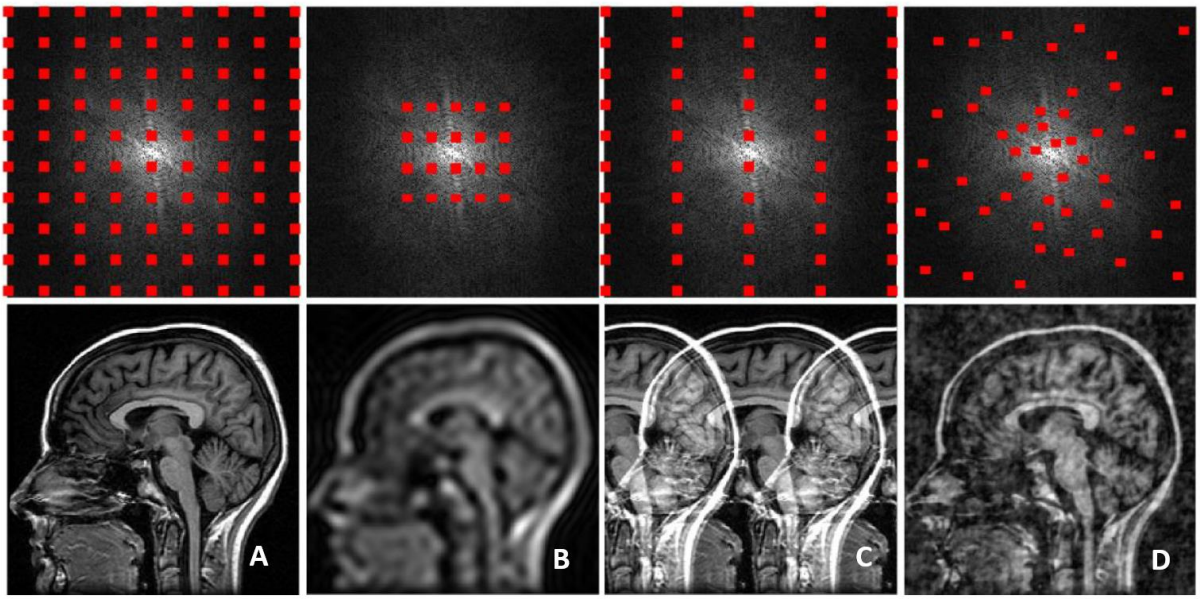


Figure 1 Echantillonnage de l'espace k

Les reconstructions CS permettent d'obtenir une image exempte d'artefact à partir d'un sous-échantillonnage de l'espace-k. Pour qu'une reconstruction de type CS soit possible, trois notions essentielles doivent être vérifiées :

1) L'image cible à reconstruire doit être parcimonieuse dans un domaine à définir.
2) Le sous-échantillonnage doit générer des artefacts incohérents dans le domaine de parcimonie.
3) L'algorithme de reconstruction doit permettre de renforcer à la fois la parcimonie de l'image reconstruite dans le domaine pertinent et la consistance de l'image reconstruite aux données acquises.

Le premier prérequis est le caractère parcimonieux de l'image cible. Une image est dite « parcimonieuse » quand elle est caractérisée par un petit nombre de coefficients non-nuls par rapport au nombre total de voxels. Par exemple, dans la figure 2, la coupe cérébrale représentée en A possède une proportion importante de voxels avec une valeur supérieure à zéro, par rapport au fond de l'image qui est noir, c'est-à-dire siège de voxels à zéros. En revanche, en appliquant une transformation à l'image, de type « transformée en différence finie » pour l'image B ou bien « transformée en ondelette » pour l'image C, le cerveau est représenté par moins de voxels non nuls. Les domaines B et C sont donc plus parcimonieux que le domaine A.

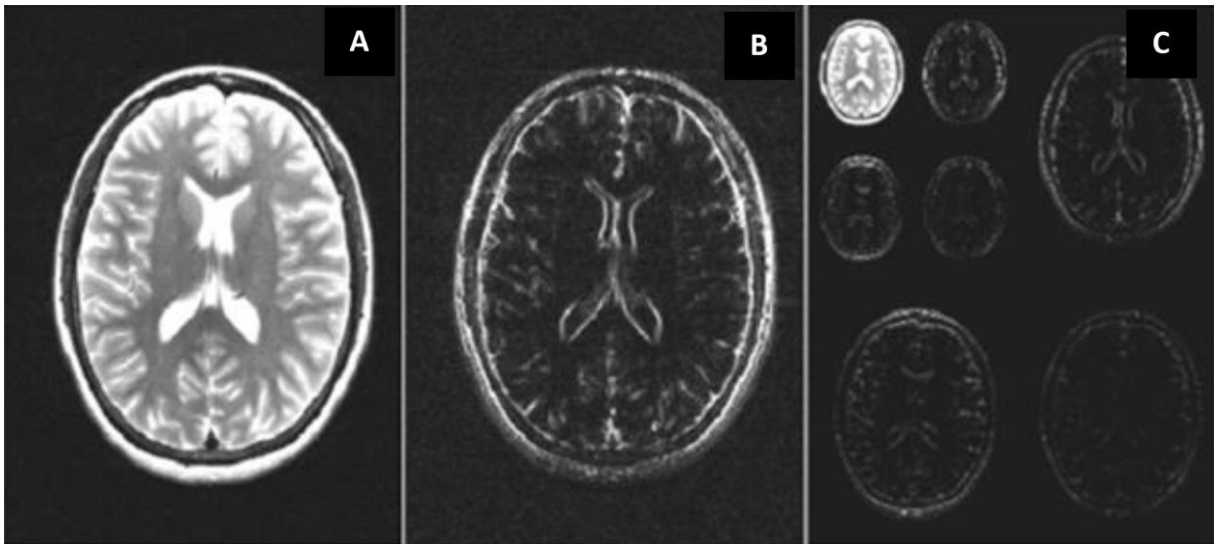


Figure 2 Concept de parcimonie et transformée de l'image

Les domaines B (transformée en différence finie) et C (transformée en ondelettes) sont plus parcimonieux que le domaine A.

La CP-IRM est parcimonieuse par nature, puisque la forte pondération T2 permet de récupérer le signal liquidien des canaux biliaires, tout en supprimant le signal des tissus environnants (cf. figure 3). Les acquisitions CP-IRM sont donc bien adaptées aux reconstructions CS.

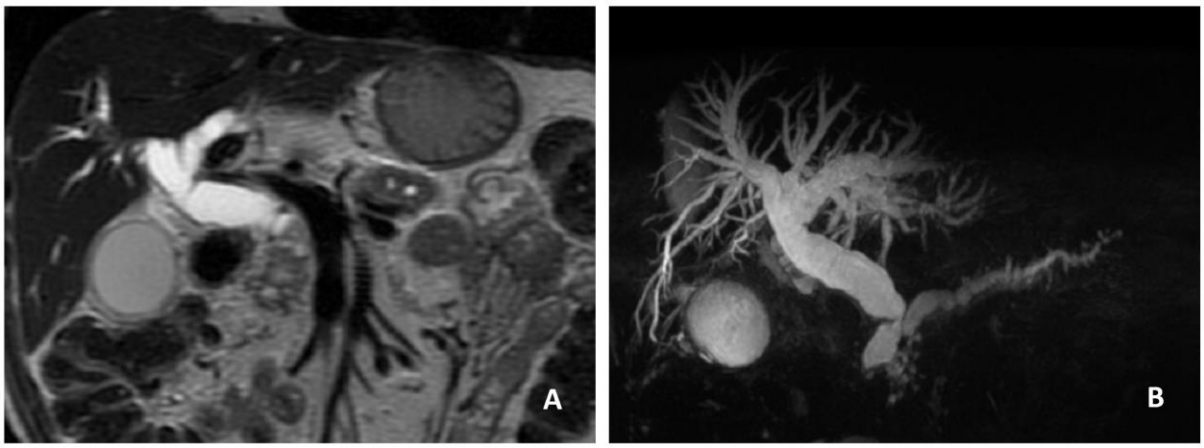


Figure 3 Concept de parcimonie appliqué à la CP-IRM

Le domaine d'image de la CP-IRM (B) est plus parcimonieux que celui de la séquence pondérée T2 classique (A).

Le deuxième prérequis pour une application réussie du CS est l'incohérence. Cela signifie que les artefacts générés par le sous-échantillonnage sont incohérents, se comportant comme du « bruit » surajouté dans l'image. Ce critère exclut donc le sous-échantillonnage équidistant habituellement utilisé en imagerie parallèle, car les artefacts qui en résultent sont cohérents, correspondant à des répliques de la structure imagée (cf. figure 1, image C). Il faut avoir recours à un sous-échantillonnage randomisé de l'espace k, en sautant de manière aléatoire certaines étapes d'encodage de phase, ce qui génère des artefacts incohérents « noise like pattern ». Ces artefacts incohérents se propagent aussi dans le domaine de parcimonie, qui est donc moins parcimonieux. Il sera possible de supprimer ces artefacts incohérents en appliquant, lors de la reconstruction, une « contrainte de parcimonie » (un seuillage la plupart du temps, comme le montre la figure 4) dans le domaine où l'image est censée être parcimonieuse.

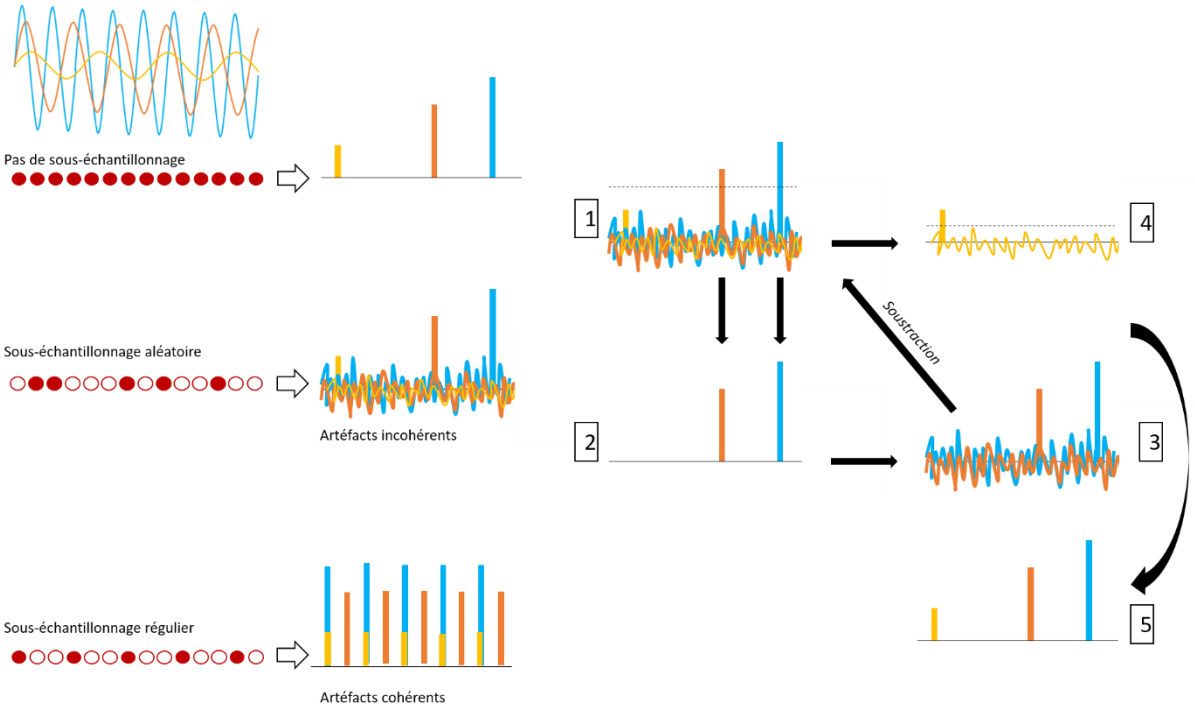


Figure 4 Artefacts incohérents et méthode de seuillage

Enfin, la reconstruction de CS doit supprimer les artefacts incohérents et maximiser la consistance des données par rapport aux données sous-échantillonnées disponibles. Pour cela, une reconstruction itérative est mise en place alternant un seuillage dans le domaine de parcimonie pour supprimer les artefacts incohérents et une vérification de la consistance de

l'image obtenue en la comparant aux données acquises initialement dans le plan de Fourier (cf. figure 5).

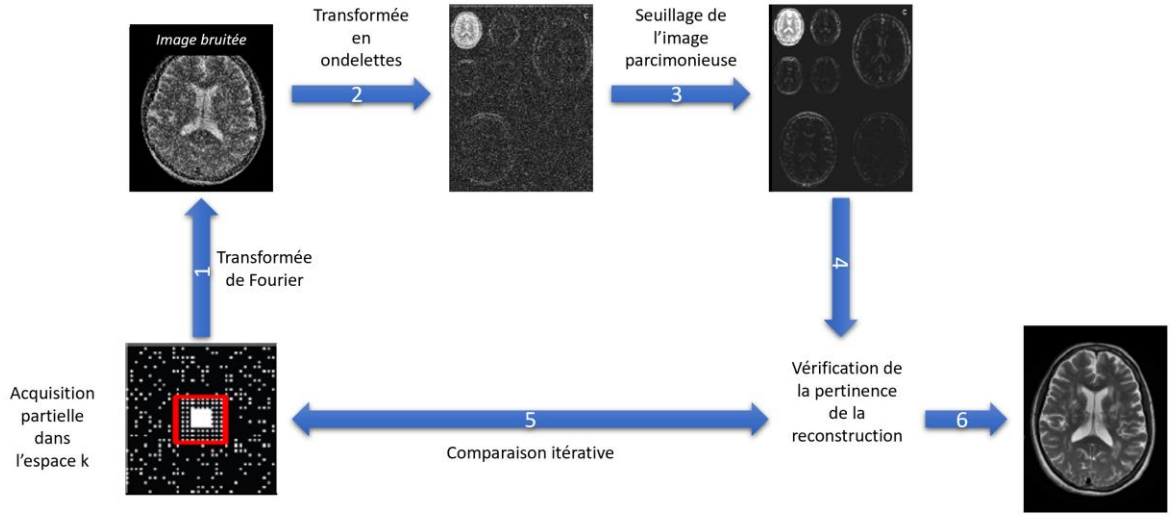


Figure 5 Diagramme de reconstruction simplifié du Compressed Sensing

Au total, l'acquisition des données par sous-échantillonnage aléatoire, combinant les techniques de CS (basée sur la « parcimonie » de l'image) et d'imagerie parallèle (basée sur la sensibilité d'encodage des coils des antennes), permet d'envisager une réduction significative du temps d'acquisition, et notamment une acquisition en apnée, tout en maintenant une bonne qualité d'image, assurée par un bon compromis entre rapport signal sur bruit, résolution spatiale et temps d'acquisition.

II. Etude

1. Matériel et méthodes

1.1 Schéma de l'étude et population

Il s'agit d'une étude prospective, monocentrique, menée sur 6 mois de décembre 2017 à mai 2018, au groupe hospitalier Paris St Joseph. Elle a reçu l'avis favorable du Comité de Protection de Personnes Ouest IV (numéro ID RCB : 2017-A02855-48).

La population d'étude était composée de patients ayant reçu une information orale et écrite avant de donner leur accord. Les critères d'inclusion étaient les suivants : patient d'âge supérieur ou égal à 18 ans, adressé pour une IRM pancréatique pour suspicion ou suivi de pathologie pancréatique. Etaient exclus les patients présentant un antécédent de drainage ou de chirurgie biliaire ou une contre-indication à l'IRM, les femmes enceintes et les patients faisant l'objet d'une mise sous tutelle, curatelle ou privés de liberté.

Sur les 65 patients éligibles ayant donné leur consentement, 9 patients ont été exclus pour les motifs suivants : agitation du patient nécessitant l'arrêt ou la réduction du temps d'examen (n=6), incompréhension totale des consignes liée à une surdité (n=2), récente pose de prothèse biliaire (n=1). Il n'y a eu aucun refus de participer à l'étude. 56 patients ont été inclus, dont un même patient à deux reprises. Les 57 IRM étaient réalisées pour les indications suivantes : suivi de TIPMP (n=15), caractérisation d'une ou de plusieurs lésions kystiques (n=10), exploration d'une lésion pancréatique solide (n=10), suspicion de pancréatite chronique (n=6), bilan à distance de pancréatite aigüe (n=6), dépistage de néoplasie pancréatique (n=4), suspicion de lithiase du bas cholédoque (n=2), suivi de pancréatite auto-immune (n=2), exploration d'une dilatation des voies biliaires intra et extra hépatiques (n=1), suivi d'un épaississement papillaire (n=1).

1.2 Protocole IRM

Chaque examen était réalisé sur une IRM 3 T (General Electric), avec une antenne Torso 32 canaux. Le protocole comprenait un jeûne d'au moins 4 heures, permettant de diminuer la quantité de fluide dans l'estomac et le tube digestif, de distendre la vésicule biliaire et de limiter le péristaltisme duodénal. Il n'y avait pas d'administration préalable d'anti péristaltique. L'ingestion de jus d'ananas juste avant l'examen permettait d'agir comme agent de contraste négatif, du fait des propriétés paramagnétiques du manganèse contenu dans le jus, limitant ainsi les interférences de signal liées au liquide du tube digestif[49].

Le champ d'acquisition s'étendait du diaphragme au genu inferius. Une synchronisation respiratoire était réalisée pour les acquisitions sans apnée, en expliquant au patient de respirer doucement et régulièrement lors de l'acquisition, afin de minimiser la présence d'artefacts de mouvements respiratoires.

Le protocole comprenait, outre les séquences classiques pancréatiques, les séquences suivantes, réalisées selon un ordre aléatoire pour chaque patient :

- Une CP-IRM 3D standard en respiration libre, appelée séquence Standard.
- Une CP-IRM 3D avec CS en respiration libre, appelée séquence CS.
- Une CP-IRM 3D avec CS en apnée, appelée séquence CS-apnée.

Les caractéristiques techniques des CP-IRM 3D sont résumées dans le tableau 1 :

	Standard	CS	CS-apnée
TE	Minimum	Minimum	Minimum
TR	Selon la respiration	Selon la respiration	Minimum
Matrice	416x352	416x352	384x300
FOV, mm²	34x27,2	34x27,2	36x28,8
Taille du voxel, mm³	1 x 0,8 x 1	1 x 0,8 x 1	2.8 x 0,9 x 1.2
ARC (IP seule)	2 (Phase) x 1 (Slice)	2 (Phase) x 1 (Slice)	2 (Phase) x 1 (Slice)
Hypersense (CS seule)	Ø	1.6	2.2
Nombre d'excitations	1 Nex	1 Nex	0.5 Nex
Longueur du train d'écho	170	170	144
Suppression de graisse	Chemical	Chemical	Chemical

Tableau 1 Paramètres techniques des séquences Standard, CS et CS-apnée

1.3 Analyse de l'image

Deux radiologues spécialisés en imagerie abdominale avec six années d'expérience ont réalisé la lecture des trois séquences, en aveugle de la nature technique de la séquence et de la pathologie du patient.

La première analyse portait sur les paramètres de qualité d'image. Etaient évaluées la qualité d'image globale, la suppression des artefacts, la suppression du signal de fond et la visualisation des canaux bilio-pancréatiques (voie biliaire principale (VBP), canal hépatique droit (CHD), canal hépatique gauche (CHG), canal pancréatique principal (CPP) dans sa portion proximale (crochet et tête), moyenne (isthme et corps), distale (queue)). Chaque élément était évalué au moyen d'échelles de 1 à 5, décrites dans le tableau 2 :

Qualité d'image globale
1=non-diagnostique
2=pauvre (inférieure à la moyenne)
3=moyenne
4=bonne (supérieure à la moyenne)
5=excellente
Artefacts
1=artefacts sévères rendant l'image non-diagnostique
2=artefacts majeurs responsables de problème diagnostique significatif
3=artefacts modérés responsables de quelques incertitudes diagnostiques
4=artefacts mineurs sans problème diagnostique associé
5=absence d'artefacts
Suppression du signal de fond
1=signal de fond majeur rendant l'interprétation impossible
2=signal de fond significatif responsable d'une dégradation de l'image significative
3=signal de fond notable avec diminution modérée de la qualité d'image
4=suppression satisfaisante du signal de fond sans diminution de la qualité d'image
5=excellente suppression du signal de fond
Visualisation des canaux bilio-pancréatiques
1=non visualisé
2=faiblement visualisé avec valeur diagnostique limitée
3=partiellement visualisé (<50%) ou flou
4=partiellement visualisé (>50%) et net
5=visualisation nette et complète

Tableau 2 Critères de qualité d'image

La seconde analyse portait sur les performances diagnostiques de la CP-IRM. Etaient évaluées la présence de variante anatomique, la présence de dilatation du CPP, la présence de sténose du CPP, la présence de lésions kystiques et la communication des lésions kystiques avec le CPP. Chaque élément était évalué au moyen d'échelles de 1 à 5, décrites dans le tableau 3 :

Variante anatomique
1=définitivement absente
2=probablement absente
3=indéterminé
4=probablement présente
5=définitivement présente
Dilatation du CPP
1=définitivement absente
2=probablement absente
3=indéterminé
4=probablement présente
5=définitivement présente
Sténose du CPP
1=définitivement absente
2=probablement absente
3=indéterminé
4=probablement présente
5=définitivement présente
Lésion kystique
1=définitivement absente
2=probablement absente
3=indéterminé
4=probablement présente
5=définitivement présente
Communication avec le CPP
1=définitivement absente
2=probablement absente
3=indéterminé
4=probablement présente
5=définitivement présente

Tableau 3 Critères d'évaluation des performances diagnostiques

Etaient déterminées, pour chaque variante ou anomalie :

- la proportion d'examens indéterminés (lecteur incapable d'évaluer la présence ou l'absence de la variante ou de l'anomalie, ce qui correspond à un score égal à 3).
- la sensibilité et la spécificité de chaque séquence (en considérant comme positif un score supérieur ou égal à 4).

Le standard de référence pour le diagnostic des variantes anatomiques était basé sur la relecture par un radiologue senior référent indépendant.

Le standard de référence pour le diagnostic des anomalies canalaires (dilatations et sténoses) et des lésions kystiques pancréatiques était basé sur un critère composite : relecture de la CP-IRM par un radiologue senior référent indépendant et comparaison aux imageries antérieures, au compte-rendu de l'écho endoscopie, au compte-rendu opératoire et/ou à l'histologie, selon la disponibilité de ces examens.

1.5 Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée au moyen des logiciels Excel, Python et R. Les paramètres de qualité d'image ont été comparés entre les séquences grâce aux tests de Wilcoxon. Les performances diagnostiques ont été comparées au moyen de tests du Khi-2. Une valeur de $p<0,05$ était considérée comme statistiquement significative. La concordance inter-observateurs a été calculée en utilisant le coefficient Kappa de Cohen, selon les critères suivants : concordance pauvre si le coefficient est inférieur à 0,2, faible si le coefficient est compris entre 0,21 et 0,4, moyenne si le coefficient est compris entre 0,41 et 0,6, bonne si le coefficient est compris entre 0,61 et 0,80, excellente si le coefficient est supérieur à 0,81.

2. Résultats

Dans notre étude, 57 IRM ont été réalisées pour 56 patients, dont 27 femmes et 29 hommes, avec une moyenne d'âge égale à 59 ans (24 à 87 ans). Les diagnostics retenus au sein de la cohorte finale étaient : 21 TIPMP, 12 examens normaux, 8 pancréatites chroniques, 4 adénocarcinomes pancréatiques, 1 carcinome ampullaire (même patient ayant réalisé deux IRM), 2 pancréatites auto immunes, 1 rate intra-pancréatique, 1 transformation kystique des acini, 1 dilatation des voies biliaires sans obstacle, 1 dystrophie kystique sur pancréas aberrant, 1 cystadénome séreux, 1 cystadénome mucineux, 1 papillite, 1 cholangite. Le diagramme de flux est résumé dans la figure 6.

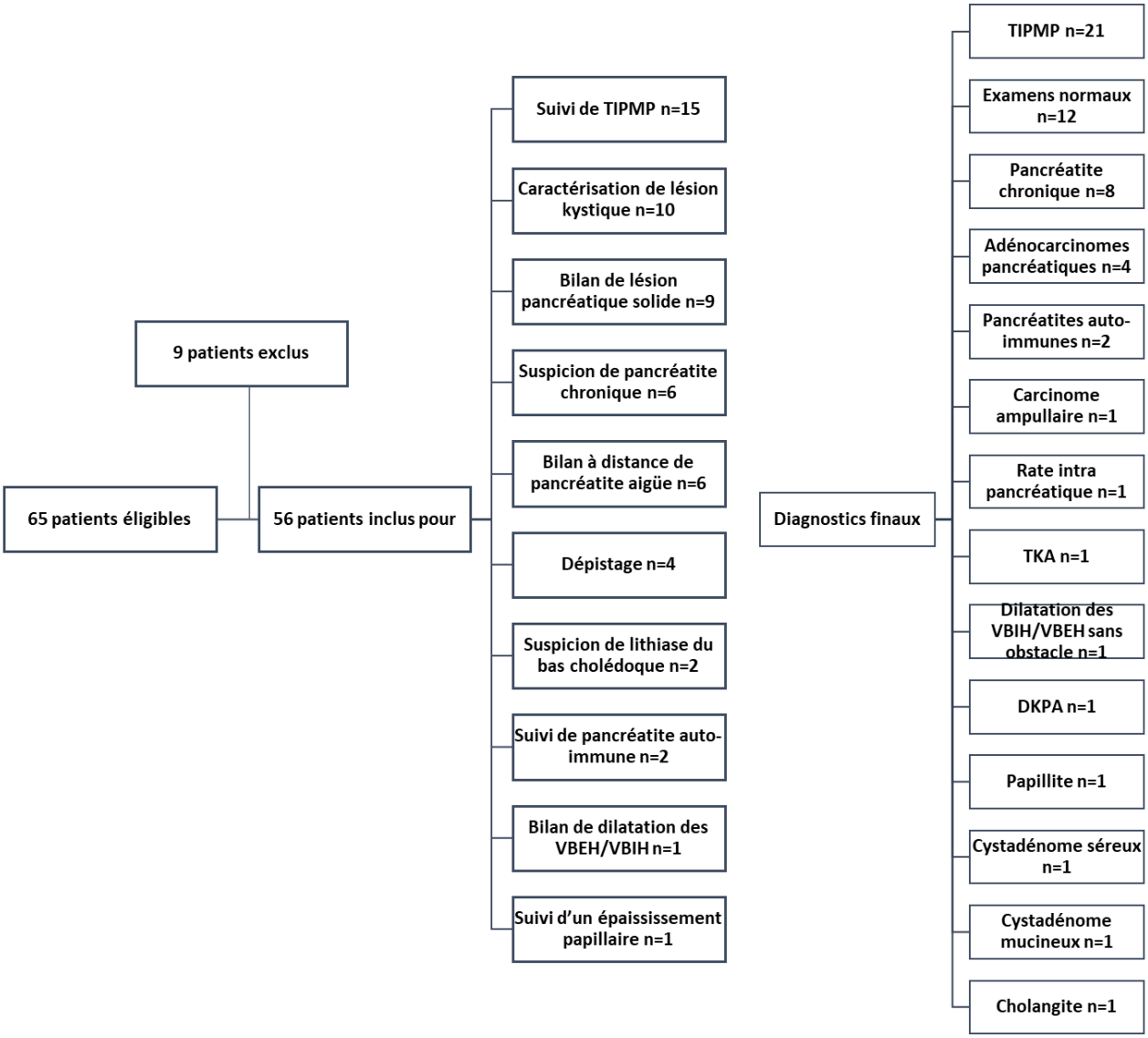


Figure 6 Diagramme de flux

2.1 Temps d'acquisition

Les moyennes des temps d'acquisition étaient de 22 s (±1 s) pour la séquence CS-apnée, 279 s (± 73 s), soit 4 min 39 s, pour la séquence Standard et 176 s (± 43 s), soit 2 min 56 s, pour la séquence CS (cf. tableau 4).

2.2 Qualité d'image

Qualité d'image globale

Les scores de qualité d'image globale étaient en moyenne de 3,11 , 2,99 et 2,80 respectivement pour la séquence CS-apnée, la séquence Standard et la séquence CS. Ces différences n'étaient pas statistiquement significatives (cf. tableau 4).

Il existait 3% d'examens de qualité d'image non diagnostique (score=1) pour la séquence CS-apnée, contre 19% et 21% respectivement pour la séquence Standard et la séquence CS ; il existait 78% d'examens de qualité satisfaisante pour l'interprétation (score ≥ 3) pour la séquence CS-apnée, contre 66% et 58% respectivement pour la séquence Standard et la séquence CS. Ces différences étaient statistiquement significatives (p<0,05) (cf. tableau 5).

Artefacts

Les scores d'artefacts étaient en moyenne de 3,19 , 2,97 et 2,91 respectivement pour la séquence CS-apnée, la séquence Standard et la séquence CS. Ces différences n'étaient pas statistiquement significatives (cf. tableau 4).

Il existait 2% d'examens avec des artefacts sévères (score=1) pour la séquence CS-apnée, contre 18% et 16% respectivement pour la séquence Standard et la séquence CS ; il existait 82% d'examens avec des artefacts modérés, mineurs ou absents (score ≥ 3) pour la séquence CS-apnée, contre 65% et 58% respectivement pour la séquence Standard et la séquence CS. Ces différences étaient statistiquement significatives (p<0,05) (cf. tableau 5).

Suppression du signal de fond

Les scores de suppression du signal de fond étaient en moyenne de 3,05 , 3,10 et 3,15 respectivement pour la séquence CS-apnée, la séquence Standard et la séquence CS. Ces différences n'étaient pas statistiquement significatives (cf. tableau 4).

Il n'existait pas non plus de différence significative des taux d'examens pour lesquels le signal de fond rendait l'interprétation impossible (score = 1) (0%, 3% et 2% respectivement pour les

séquences CS-apnée, Standard et CS) ou des taux d'examens avec une suppression du signal de fond acceptable (score ≥ 3) (75%, 75% et 74% respectivement pour les séquences CS-apnée, Standard et CS). (cf. tableau 5).

Visualisation des canaux bilio-pancréatiques

La visualisation des canaux biliaires (VBP, CHD, CHG) était comparable entre les séquences Standard et CS-apnée ; en revanche, la VBP était mieux visualisée sur la CS-apnée que sur la CS (p=0,047) (cf. tableau 4).

La visualisation du CPP dans sa portion moyenne était meilleure sur la séquence CS-apnée que sur les séquences Standard et CS (p=0,027 et p<0,001 respectivement) ; la visualisation du CPP dans sa portion proximale était également meilleure sur la CS-apnée que sur la CS (p=0,004). La visualisation du CPP dans sa portion distale était équivalente entre les séquences (cf. tableau 4).

	Standard	CS	CS-apnée		*Valeurs de p*	
				Standard vs CS	*Standard vs CS-apnée*	*CS vs CS-apnée*
Temps d'acquisition (s)	279 ±73	176 ±43	22 ±1			
Qualité d'image globale	2,99 ±1,30	2,80 ±1,27	3,11 ±0,86	*0,255*	*0,745*	*0,065*
Artefacts	2,97 ±1,27	2,91 ±1,27	3,19 ±0,82	*0,680*	*0,377*	*0,086*
Suppression du signal de fond	3,10 ±0,88	3,15 ±0,85	3,05 ±0,77	*0,647*	*0,501*	*0,253*
VBP	3,85 ±1,21	3,73 ±1,20	4,05 ±0,97	*0,386*	*0,306*	***0,047***
CHD	3,88 ±1,25	3,77 ±1,26	4,07 ±1,01	*0,489*	*0,386*	*0,090*
CHG	3,79 ±1,28	3,73 ±1,25	3,97 ±1,03	*0,703*	*0,387*	*0,176*
CPP proximal	3,22 ±1,42	3,04 ±1,33	3,39 ±1,03	*0,347*	*0,393*	***0,004***
CPP moyen	3,12 ±1,42	2,91 ±1,35	3,53 ±1,12	*0,246*	***0,027***	***<0,001***
CPP distal	3,25 ±1,21	3,16 ±1,46	3,16 ±1,24	*0,647*	*0,477*	*0,872*

Tableau 4 Résultats des paramètres de qualité d'image : moyennes des scores

	Standard	CS	CS-apnée		*Valeurs de p*	
				Standard vs CS	*Standard vs CS-apnée*	*CS vs CS-apnée*
QUALITÉ D'IMAGE GLOBALE						
Examens non diagnostiques	19%	21%	3%	*0,723*	***<0,001***	***<0,001***
Examens de qualité satisfaisante	66%	58%	78%	*0,219*	***0,039***	***0,001***
Examens de bonne à excellente qualité	41%	35%	31%	*0,382*	*0,140*	*0,547*
ARTEFACTS						
Artefacts sévères	18%	16%	2%	*0,597*	***<0,001***	***<0,001***
Artefacts modérés, mineurs ou absents	65%	58%	82%	*0,276*	***0,002***	***<0,001***
SUPPRESSION DU SIGNAL DE FOND						
Signal de fond majeur	3%	2%	0%	*0,650*	*0,081*	*0,155*
Signal de fond notable ou supprimé	75%	74%	75%	*0,871*	*1,000*	*0,871*

Tableau 5 Résultats des paramètres de qualité d'image : pourcentage d'examens non diagnostiques et d'examens satisfaisants

Concordance inter-observateurs

La concordance inter-observateurs était globalement modérée à excellente (kappa entre 0,40 et 1,00) pour l'ensemble des paramètres évalués (cf. tableau 6), sauf pour la visualisation du CHD dans la séquence CS-apnée (concordance faible, kappa à 0,38) et l'évaluation de la suppression du signal de fond dans la séquence standard (concordance faible, kappa à 0,29).

	Standard	CS	CS-apnée
Qualité d'image globale	0,60	0,55	0,53
Artefacts	0,55	0,55	0,52
Suppression du signal de fond	0,29	0,45	0,43
VBP	0,60	0,60	0,50
CHD	0,60	0,65	0,38
CHG	0,62	0,60	0,45
CPP proximal	0,60	0,64	0,50
CPP moyen	0,65	0,59	0,48
CPP distal	0,56	0,41	0,59

Tableau 6 Coefficients de kappa (reproductibilité inter-observateurs)

2.3 Performances diagnostiques

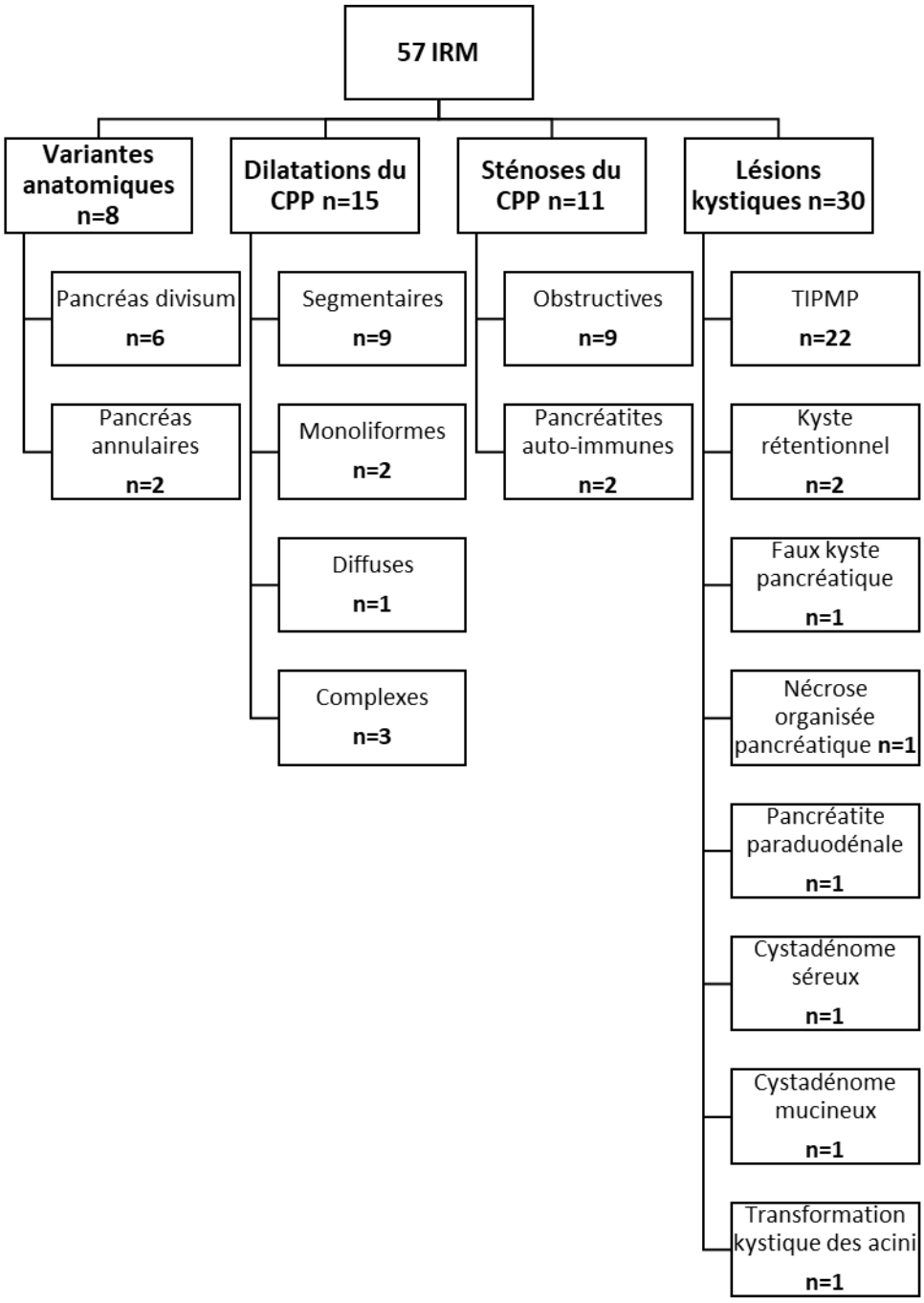


Figure 7 Pathologies pancréatiques canalaires et kystiques au sein de la cohorte

Variante anatomique

Dans notre série, 8 examens étaient associés à une variante anatomique dont 6 pancréas divisum et 2 pancréas annulaires (cf. figure 7).

La proportion d'examens indéterminés pour la détection de variante anatomique était inférieure avec la séquence CS-apnée pour chaque lecteur. Cette différence n'était significative que pour le lecteur 2, entre les séquences CS-apnée et Standard d'une part (14,0% versus 29,8%, p=0,042), et entre les séquences CS-apnée et CS d'autre part (14,0% versus 29,8%, p=0,042) (cf. tableau 7).

Concernant la sensibilité et la spécificité, elles n'étaient pas significativement différentes entre les trois séquences, quel que soit le lecteur. Elles étaient bonnes (sensibilité comprise entre 87,5 et 100%, spécificité comprise entre 97,9 et 100%) (cf. tableau 7).

Dilatation du CPP

Dans notre série, 15 examens étaient associés à une dilatation du CPP, d'aspect segmentaire, monoliforme ou diffuse et régulière (cf. figure 7). Il existait :

- 9 dilatations segmentaires sur obstacle (4 adénocarcinomes, 2 carcinomes ampullaires, 1 noyau de pancréatite auto-immune, 1 papillite, 1 dysfonction du sphincter d'Oddi).
- 2 dilatations monoliformes de pancréatite chronique.
- 1 dilatation diffuse de TIPMP mixte.
- 3 dilatations plus complexes, associant une pancréatite chronique et un obstacle (calcification, lithiase et faux kyste).

La proportion d'examens indéterminés pour la détection de dilatation du CPP était inférieure avec la séquence CS-apnée. Il existait une différence significative entre les séquences CS-apnée et CS pour le lecteur 1 (12,2% versus 28,0%, p=0,036) et pour le lecteur 2 (3,5% versus 22,8%, p=0,002), et une différence significative entre les séquences CS-apnée et Standard pour le lecteur 2 (3,5% versus 21,0%, p=0,004) (cf. tableau 7).

Les performances diagnostiques pour la détection des dilatations du CPP étaient bonnes pour les trois séquences. Il existait une excellente spécificité pour les deux lecteurs et les trois séquences. La sensibilité était plus élevée pour la séquence CS apnée quel que soit le lecteur,

avec une différence significative entre les séquences CS-apnée et CS pour le lecteur 2 pour le lecteur 2 (100% versus 73,3% respectivement, p=0,031) (cf. tableau 7).

Sténose du CPP

Dans notre série, 11 examens étaient associés à une sténose du CPP, dont 9 sténoses sur obstacle et 2 sténoses liées à une pancréatite auto-immune (cf. figure 7).

La proportion d'examens indéterminés pour la détection de sténose était inférieure avec la séquence CS-apnée, sans différence significative pour le lecteur 1 et avec une différence significative pour le lecteur 2 (10,5% versus 24,6% et 24,6% respectivement pour les séquences CS-apnée, Standard et CS, p=0,049) (cf. tableau 7).

Il n'existait pas de différence statistiquement significative sur les performances diagnostiques des trois séquences concernant la détection des sténoses. Il existait néanmoins des sensibilités et spécificités plus élevées pour les deux lecteurs avec la séquence CS-apnée (cf. tableau 7).

Lésions kystiques

Dans notre série, 30 examens étaient associés à des lésions kystiques. Il s'agissait de 22 TIPMP des canaux secondaires (lésions kystiques uniques ou multiples), de 3 kystes rétentionnels de pancréatite chronique, d'1 pancréatite para-duodénale, d'1 faux kyste pancréatique, d'1 transformation kystique des acini, d'1 cystadénome mucineux et d'1 cystadénome séreux (cf. figure 7).

La proportion d'examens indéterminés pour la détection de lésion kystique était inférieure avec la séquence CS-apnée, avec des différences significatives entre les séquences CS-apnée et CS pour les deux lecteurs (3,5% versus 17,5% respectivement, p=0,015, pour le lecteur 1 et 1,8% versus 14,0% respectivement, p=0,026, pour le lecteur 2) (cf. tableau 7).

Il n'existait pas de différence significative des performances diagnostiques des trois séquences concernant la détection des lésions kystiques, toutes excellentes (sensibilités entre 90 et 100%, spécificités à 100%) (cf. tableau 7).

Communication des lésions kystiques avec le CPP

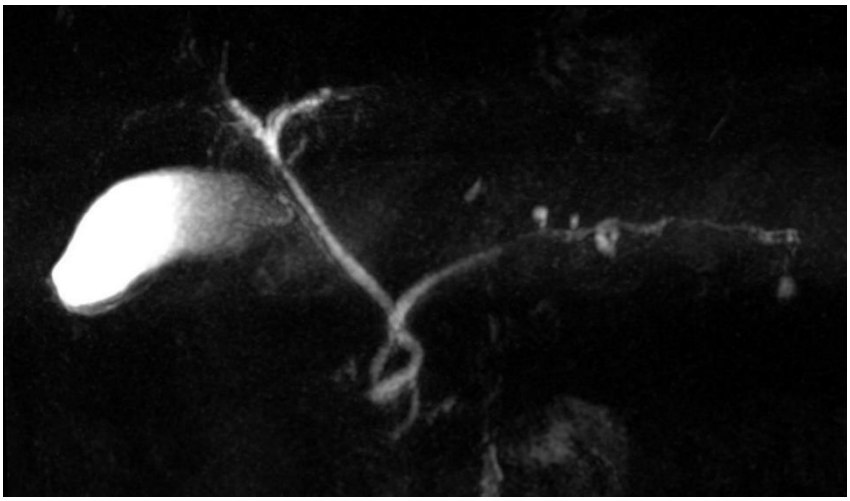
Sur les 30 examens de lésions kystiques pancréatiques, il en existait 23 montrant une communication des lésions kystiques avec le CPP (22 TIPMP des canaux secondaires, 1 faux kyste pancréatique alimenté par une fistule pancréatico-gastrique).

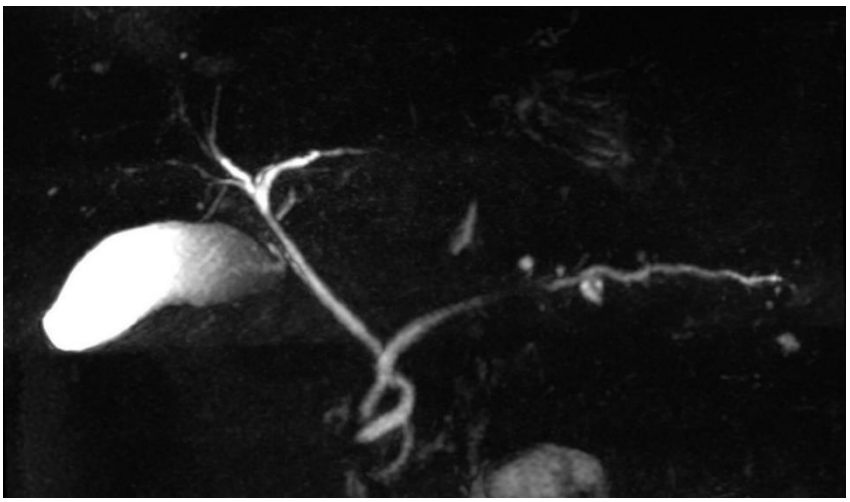
Concernant la démonstration d'une communication des lésions avec le CPP, il n'existait pas de différence significative entre les trois séquences (cf. tableau 7).

	Standard	CS	CS-apnée		Valeurs de p	
				Standard vs CS	Standard vs CS-a	CS vs CS-apnée
VARIANTE ANATOMIQUE						
Lecteur 1						
Examens indéterminés, %	31,6 (18/57)	31,6 (18/57)	21,0 (12/57)	*1,000*	*0,201*	*0,201*
Sensibilité, %	100 (8/8)	100 (8/8)	100 (8/8)	*1,000*	*1,000*	*1,000*
Spécificité, %	97,9 (48/49)	97,9 (48/49)	100 (49/49)	*1,000*	*0,314*	*0,314*
Lecteur 2						
Examens indéterminés, %	29,8 (17/57)	29,8 (17/57)	14,0 (8/57)	*1,000*	***0,042***	***0,042***
Sensibilité, %	100 (8/8)	100 (8/8)	87,5 (7/8)	*1,000*	*0,301*	*0,301*
Spécificité, %	100 (49/49)	100 (49/49)	100 (49/49)	*1,000*	*1,000*	*1,000*
DILATATION DU CPP						
Lecteur 1						
Examens indéterminés, %	24,6 (14/57)	28,0 (16/57)	12,2 (7/57)	*0,670*	*0,091*	***0,036***
Sensibilité, %	73,3 (11/15)	66,7 (10/15)	80,0 (12/15)	*0,690*	*0,665*	*0,408*
Spécificité, %	100 (42/42)	100 (42/42)	100 (42/42)	*1,000*	*1,000*	*1,000*
Lecteur 2						
Examens indéterminés, %	21,0 (12/57)	22,8 (13/57)	3,5 (2/57)	*0,820*	***0,004***	***0,002***
Sensibilité, %	80,0 (12/15)	73,3 (11/15)	100 (15/15)	*0,665*	*0,067*	***0,031***
Spécificité, %	100 (42/42)	100 (42/42)	100 (42/42)	*1,000*	*1,000*	*1,000*
STENOSE DU CPP						
Lecteur 1						
Examens indéterminés, %	42,1 (24/57)	45,6 (26/57)	29,8 (17/57)	*0,706*	*0,171*	*0,082*
Sensibilité, %	63,6 (7/11)	54,5 (6/11)	90,1 (10/11)	*0,664*	*0,121*	*0,056*
Spécificité, %	95,6 (44/46)	93,4 (43/46)	95,6 (44/46)	*0,646*	*1,000*	*0,646*
Lecteur 2						
Examens indéterminés, %	24,6 (14/57)	24,6 (14/57)	10,5 (6/57)	*1,000*	***0,049***	***0,049***
Sensibilité, %	81,8 (9/11)	81,8 (9/11)	100 (11/11)	*1,000*	*0,138*	*0,138*
Spécificité, %	100 (46/46)	100 (46/46)	95,6 (44/46)	*1,000*	*0,152*	*0,152*
LESION KYSTIQUE						
Lecteur 1						
Examens indéterminés, %	12,3 (7/57)	17,5 (10/57)	3,5 (2/57)	*0,430*	*0,082*	***0,015***
Sensibilité, %	93,3 (28/30)	90,0 (27/30)	100 (30/30)	*0,640*	*0,150*	*0,075*
Spécificité, %	100 (27/27)	100 (27/27)	100 (27/27)	*1,000*	*1,000*	*1,000*
Lecteur 2						
Examens indéterminés, %	10,5 (6/57)	14,0 (8/57)	1,8 (1/57)	*0,758*	*0,051*	***0,026***
Sensibilité, %	96,7 (29/30)	93,3 (28/30)	96,7 (29/30)	*0,553*	*1,000*	*0,553*
Spécificité, %	100 (27/27)	100 (27/27)	100 (27/27)	*1,000*	*1,000*	*1,000*
COMMUNICATION DES LESIONS KYSTIQUES AVEC LE CPP						
Lecteur 1						
Examens indéterminés, %	26,7 (8/30)	40,0 (12/30)	23,3 (7/30)	*0,273*	*0,765*	*0,165*
Sensibilité, %	63,6 (14/22)	63,6 (14/22)	72,7 (16/22)	*1,000*	*0,517*	*0,517*
Spécificité, %	62,5 (5/8)	87,5 (7/8)	75,0 (6/8)	*0,248*	*0,589*	*0,521*
Lecteur 2						
Examens indéterminés, %	36,7 (11/30)	56,7 (17/30)	40,0 (12/30)	*0,120*	*0,790*	*0,196*
Sensibilité, %	68,1 (15/22)	50,0 (11/22)	59,1 (13/22)	*0,220*	*0,530*	*0,544*
Spécificité, %	87,5 (7/8)	87,5 (7/8)	87,5 (7/8)	*1,000*	*1,000*	*1,000*

Tableau 7 Résultats des performances diagnostiques

2.4 Exemples

A. 

B. 

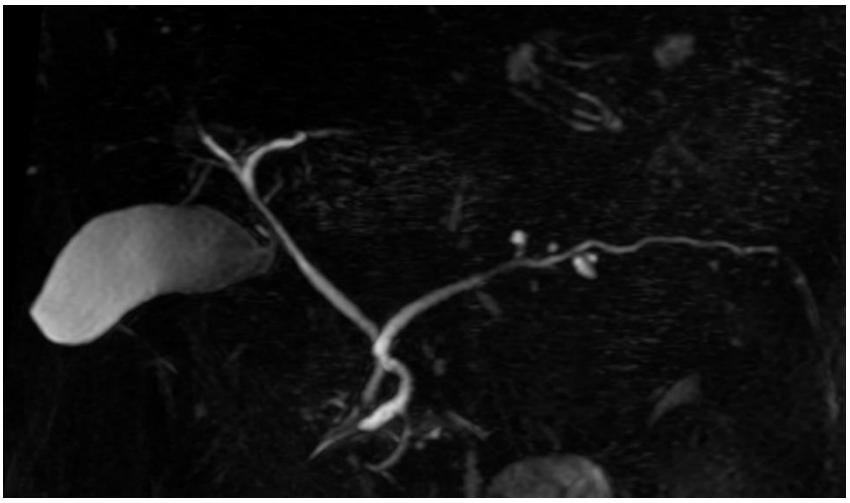
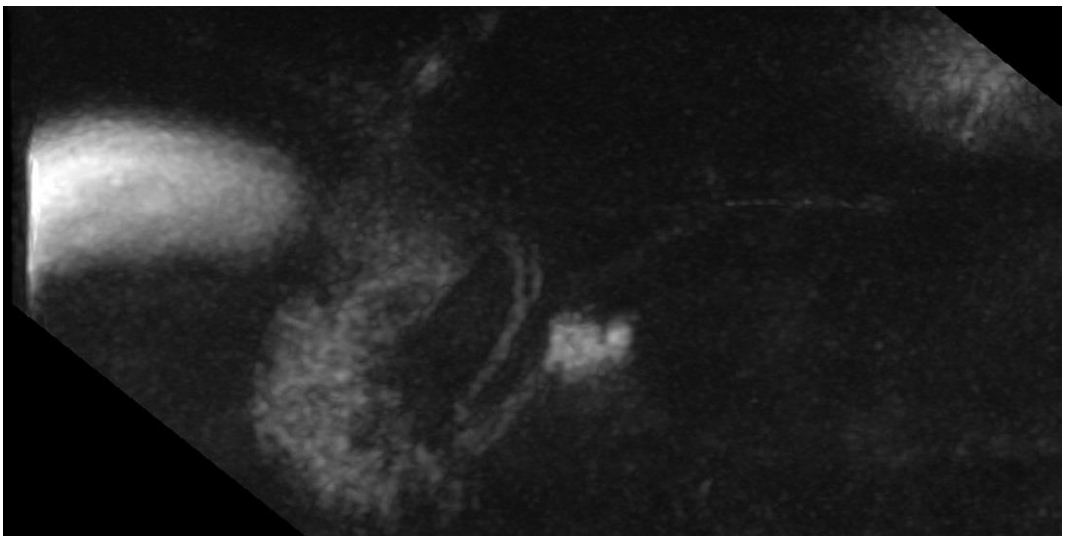
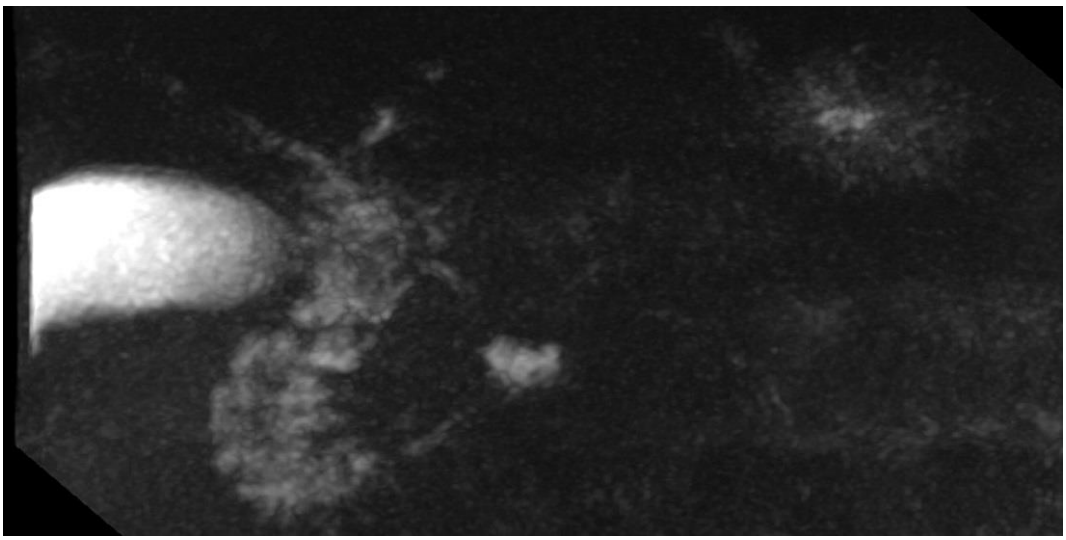
C. 

Figure 8 Exemple 1

Homme de 68 ans suivi pour une TIPMP des canaux secondaires. Images MIP.

Qualité d'image globale supérieure de la CS apnée (C) sur la CS (B) et la Standard (A). Degré d'artefacts plus élevé sur la Standard (A). Meilleure visualisation du CPP moyen sur la CS apnée (C).

A. 

B. 

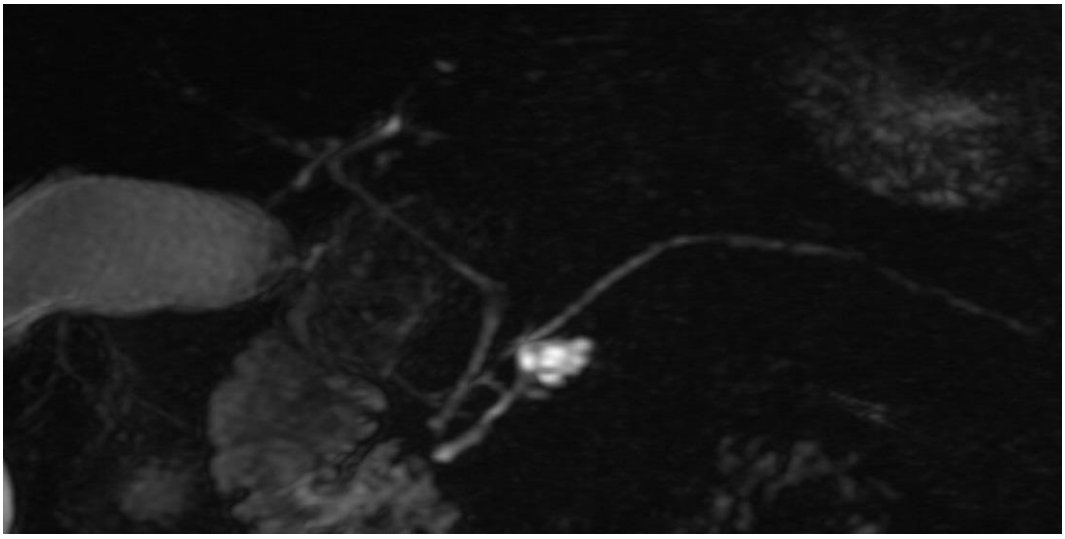
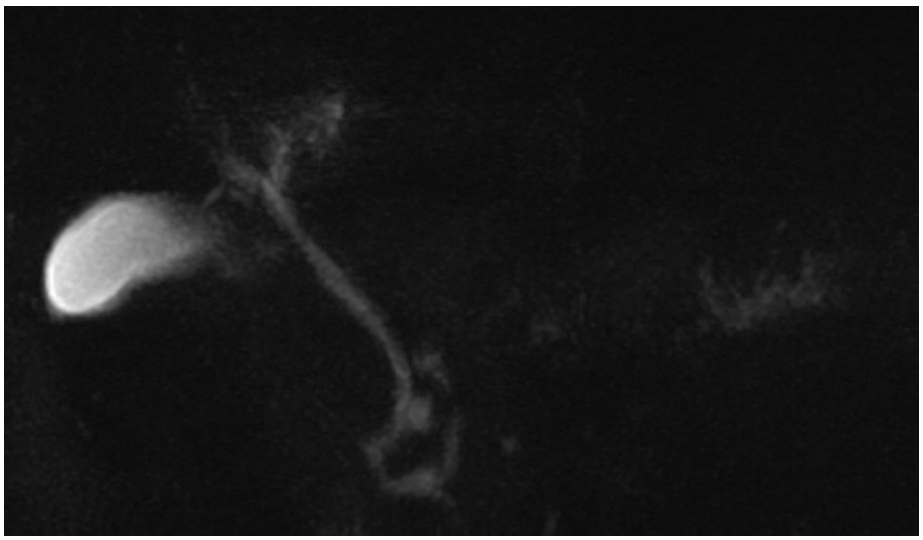
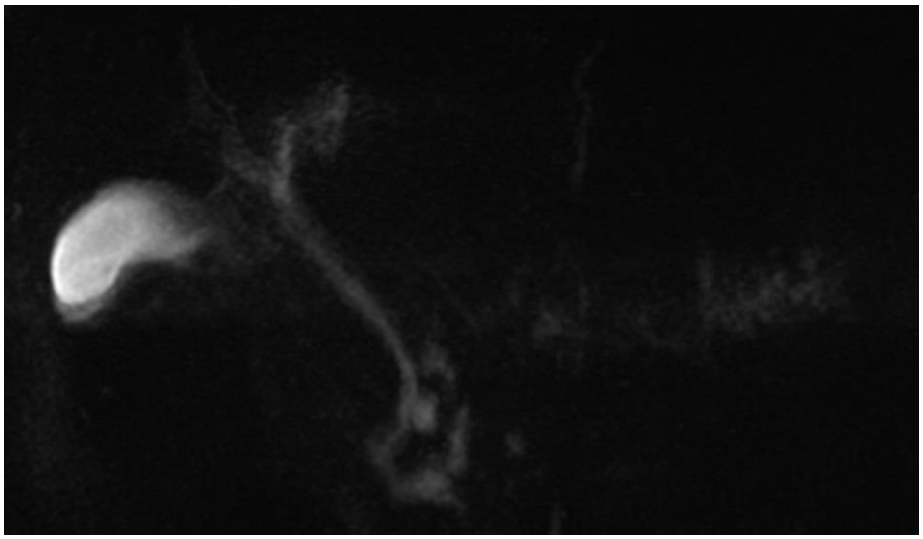
C. 

Figure 9 Exemple 2

Homme de 74 ans présentant une TIPMP des canaux secondaires. Images MIP.

Qualité d'image globale supérieure de la CS apnée (C) sur la CS (B) et la Standard (A). Degré d'artefacts moins élevé et visualisation du CPP dans sa totalité sur la CS apnée (C).

A. 

B. 

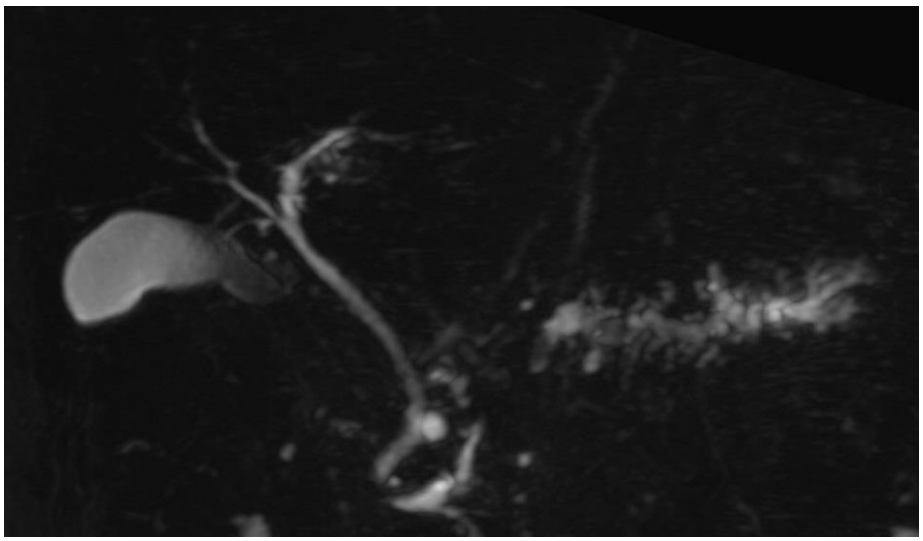
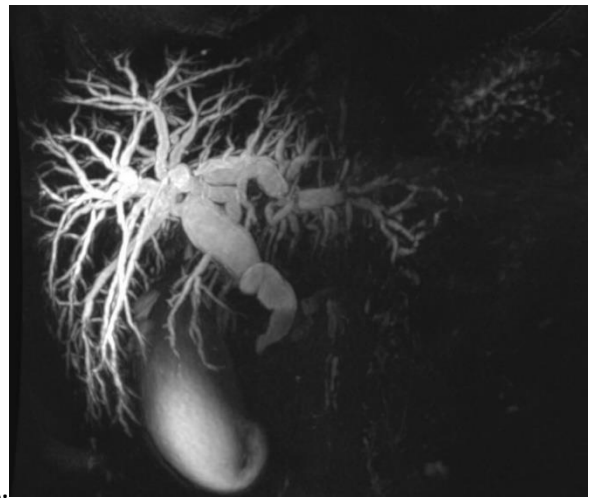
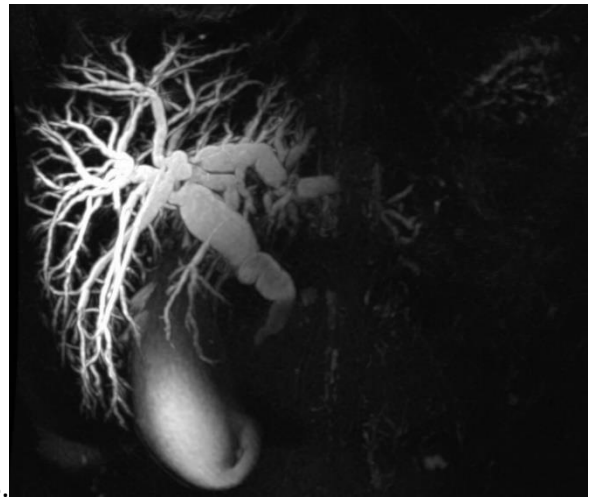
C. 

Figure 10 Exemple 3

Homme de 58 ans présentant un adénocarcinome pancréatique. Images MIP.

Qualité d'image globale supérieure de la CS apnée (C) sur la Standard (A) et la CS (B). Degré d'artefacts moins élevé et meilleure visualisation du CPP sur la CS apnée (C).

A. 

B. 

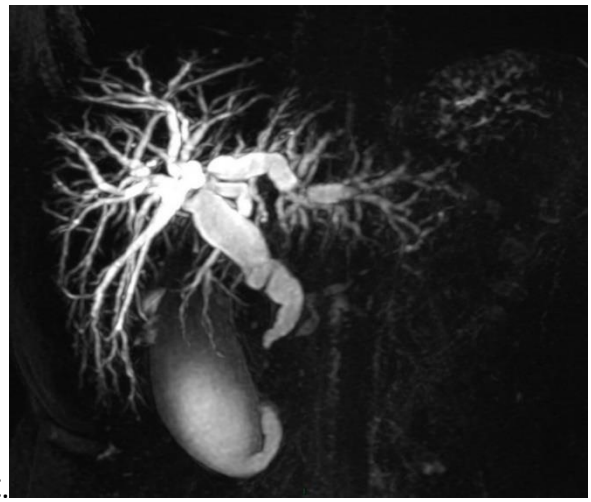
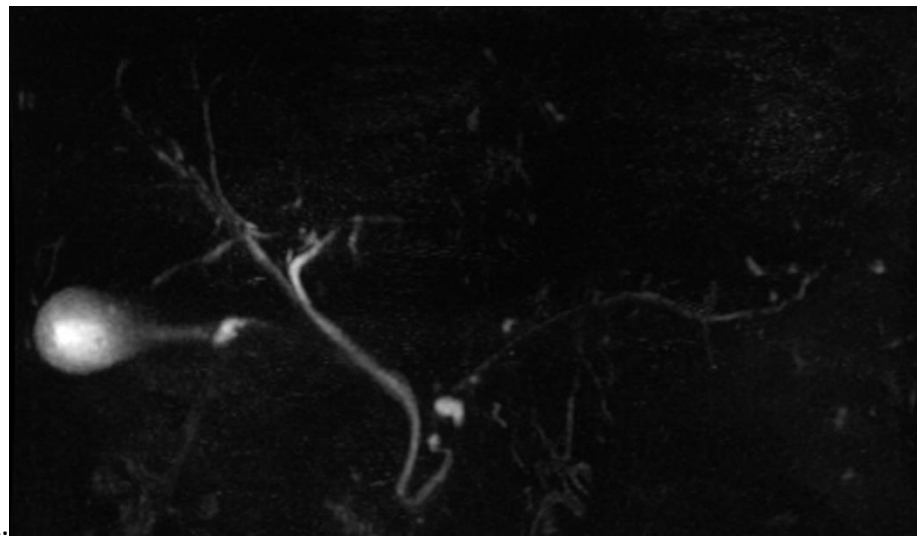
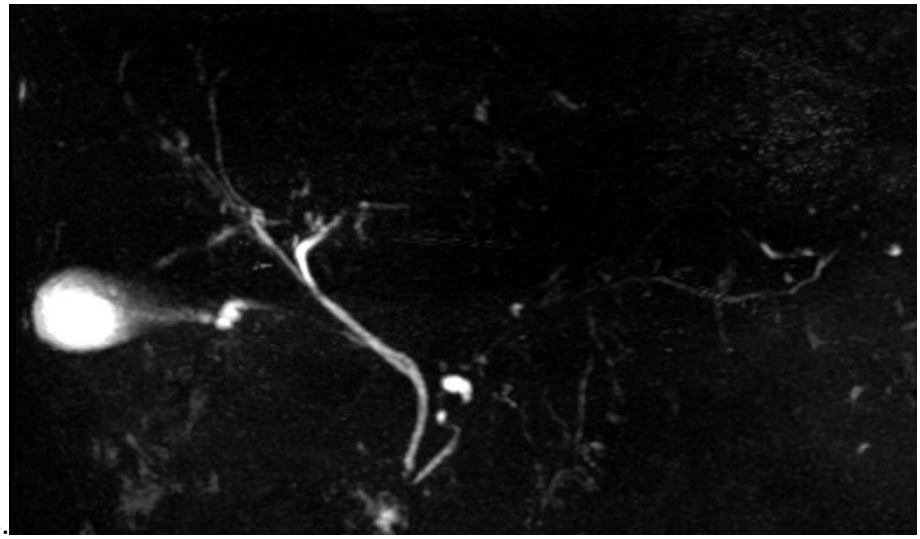
C. 

Figure 11 Exemple 4

Homme de 44 ans présentant un carcinome ampullaire avec dilatation bi canalaire d'amont. Images MIP.

Qualité d'image globale équivalente des séquences Standard (A), CS (B) et CS apnée (C). Meilleure visualisation du CPP moyen sur la CS-apnée (C).

A. 

B. 

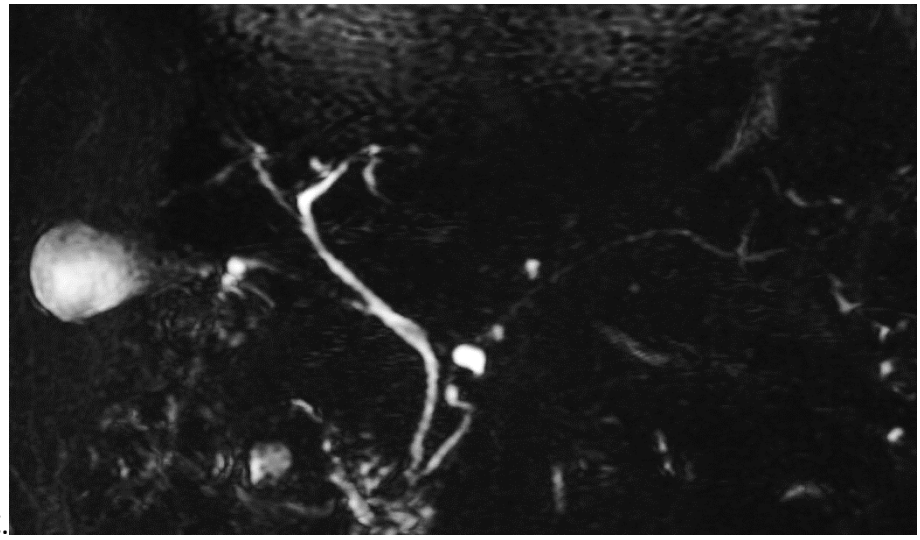
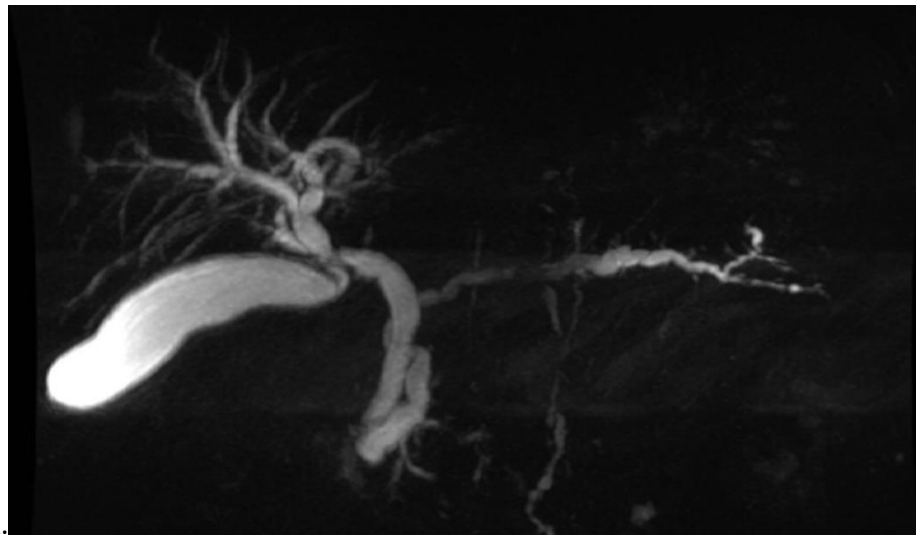
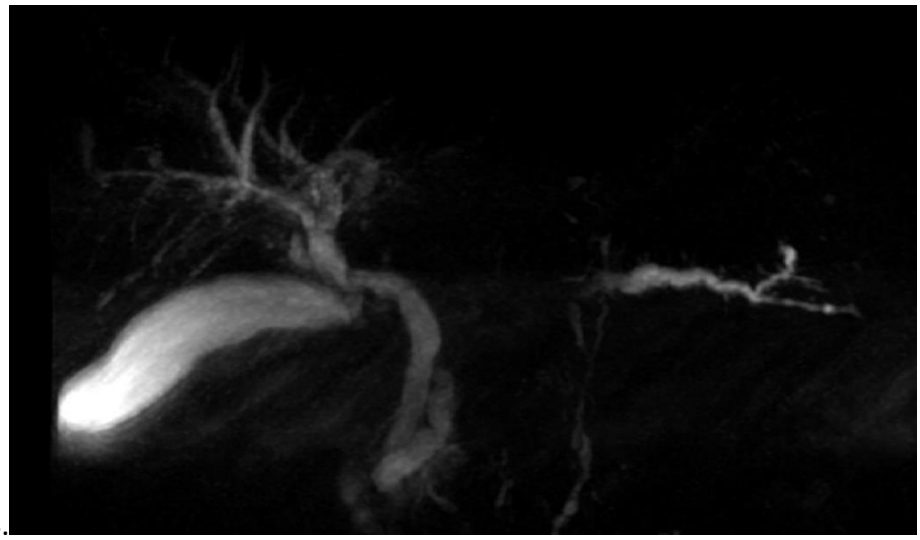
C. 

Figure 12 Exemple 5

Homme de 64 ans présentant une TIPMP des canaux secondaires. Images MIP.

Qualité d'image globale équivalente des séquences Standard (A), CS (B) et CS apnée (C).

A. 

B. 

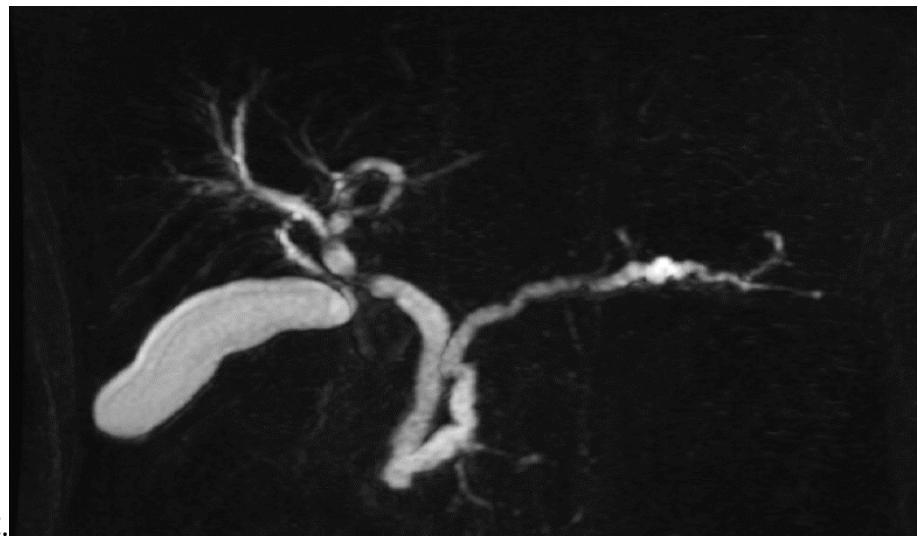
C. 

Figure 13 Exemple 6

Homme de 50 ans présentant une papillite avec dilatation bicanalaire d'amont. Images MIP.

Qualité d'image globale équivalente de la CS apnée (C) et de la Standard (A), infériorité de la CS (B).

3. Discussion

Nos résultats montrent que le CS peut être appliqué à la CP-IRM à 3T en pratique clinique, responsable d'un gain de temps significatif. Il permet notamment une acquisition 3D au cours d'une unique apnée. Il n'existait pas de différence statistiquement significative sur les scores de qualité d'image globale, d'artefacts, de suppression de signal de fond ou de visualisation des canaux bilio-pancréatiques.

Le temps d'acquisition peut être réduit de façon significative grâce à l'application du CS : ce temps est ainsi diminué de 37% avec le CS en respiration libre et de 93% avec le CS en apnée. Nos durées d'examen pour les séquences Standard et CS étaient similaires à celles retrouvées dans les autres séries. En effet, dans notre étude, la durée de la séquence de CP-IRM 3D standard était de 279s, contre 253s à 446s dans la littérature, et la durée de la séquence de CP-IRM 3D avec CS en respiration libre était de 176s, contre 131s à 241s dans la littérature[50,51]. En revanche, notre temps d'apnée était un peu plus long que ce qui est habituellement retrouvé : il était égal à 22s, contre un temps d'apnée compris entre 13s[51] à 20s[52] dans la littérature. Cela s'explique par une volonté de notre part de conserver des paramètres techniques de séquence assurant la meilleure résolution spatiale possible, tout en maintenant une apnée de durée réaliste.

Les patients tenaient bien cette apnée de 22s : cela peut s'expliquer par le fait que les manipulateurs en radiologie de notre institution sont particulièrement attentifs à la bonne réalisation des apnées par les patients, leur faisant réaliser un entraînement préalable à l'IRM, avec des consignes et des encouragements oraux tout au long de l'acquisition. Il existe en effet de nombreuses séquences en apnée dans les protocoles IRM de notre centre et les manipulateurs sont eux-mêmes habitués à la réalisation de ce type de séquence. Cet allongement du temps d'apnée, associé à une bonne formation des manipulateurs et un bon entraînement des patients, peut avoir contribué à la meilleure qualité d'image de la séquence CS-apnée.

Les moyennes des scores de qualité d'image étaient comparables entre les trois séquences. En comparant les taux d'examens de très mauvaise qualité et ceux de qualité satisfaisante, la séquence CS-apnée apparaissait plus robuste, avec 78% de qualité satisfaisante et seulement 3% d'examens de très mauvaise qualité. Dans la littérature récente sur le sujet, les résultats

étaient discordants. Pour Chandarana et al.[52], les séquences Standard et CS-apnée étaient de qualité équivalente ; cependant, il n'y avait pas de comparaison avec la séquence CS et les performances diagnostiques n'étaient pas évaluées. Seo et al.[50] montrait une équivalence des séquences CS et Standard, sans comparaison avec la CS-apnée. Enfin, Zhu et al.[53] montrait une supériorité de la séquence CS sur les deux autres séquences, tandis que Yoon et al.[54] montrait une supériorité de la CS-apnée, mais sur un faible effectif de patients (seulement 28 patients). Notre travail concorde donc avec cette dernière étude. Dans notre série, il n'existait pas de supériorité de la séquence CS en respiration libre sur la séquence Standard. Ces résultats peuvent s'expliquer par le fait que la séquence CS était dotée des mêmes paramètres techniques que la séquence Standard, hormis l'application du CS. Concernant la séquence CS-apnée, malgré la baisse prévisible de la résolution spatiale en raison des paramètres techniques « ajustés » à l'apnée (notamment diminution de la matrice et augmentation du FOV), la qualité d'image globale n'était pas diminuée. Cela peut s'expliquer par un temps d'acquisition très court, qui minimise la survenue d'artefacts de mouvements, notamment respiratoires : plus le temps d'acquisition est long, plus le nombre de cycles respiratoires est élevé, avec de nombreux mouvements diaphragmatiques, et plus le risque d'artefacts augmente. Chez un patient qui ne respire pas de façon totalement régulière, comme c'est fréquemment le cas dans une population hospitalière, les séquences en respiration libre sont souvent le siège d'artefacts, rendant parfois l'image non-diagnostique. En effet, le score d'artefacts était meilleur pour la CS-apnée, avec seulement 2% d'examens ininterprétables en raison d'artefacts sévères, contre 18 et 16% pour les séquences Standard et CS. Cela semble montrer que l'un des principaux éléments déterminants de la qualité d'image est bien la réduction des artefacts de mouvement. De plus, nous n'avons pas retrouvé les artefacts habituellement décrits dans les reconstructions de type CS, tels que les artefacts de « global ringing », au contact de zone de transition du signal. Ces derniers avaient été décrits dans une étude récente portant sur des fantômes[51], mais n'avaient pas été reproduits in vivo ; nos résultats vont aussi dans ce sens, puisqu'il n'existait pas de différence en terme de score d'artefacts entre les séquences Standard et CS, dotées des mêmes paramètres techniques en dehors de l'application du CS.

En ce qui concerne la visualisation des canaux bilio-pancréatiques, la CS-apnée était significativement meilleure pour la visualisation du CPP dans sa portion moyenne. Le CPP moyen est une structure anatomique sujette aux artefacts à type de « blurring » ou artefacts

de mouvements liés au codage de phase. En effet, dans un séquence 3D, il existe un codage de fréquence et un codage de phase dans le plan axial ainsi qu'un codage de phase dans la 3ème dimension (cranio-caudale). Les variations diaphragmatiques sont susceptibles de générer des artefacts de mouvement dans le sens cranio-caudal, donc dans le sens du codage de phase. Comme les artefacts de mouvement sont limités en apnée, la visualisation du CPP dans sa portion moyenne pourrait ainsi être améliorée, et expliquer nos meilleurs résultats en apnée.

Pour chaque critère diagnostique étudié, la proportion d'examens indéterminés était moins élevée avec la séquence CS-apnée qu'avec les deux autres séquences. Cela signifie que le lecteur réussissait plus fréquemment à conclure à un diagnostic avec la séquence CS-apnée, confirmant que cette séquence était plus robuste que les deux autres. Ainsi, nos résultats suggèrent de remplacer des séquences longues de CP-IRM 3D en respiration libre, susceptibles d'être ininterprétables ou peu conclusives, par une séquence courte en apnée, permettant de répondre à la question posée dans la majorité des cas.

Concernant les performances diagnostiques, aucune différence statistiquement significative n'était mise en évidence dans notre étude. Tandis que les spécificités étaient globalement les mêmes pour les trois séquences, il existait des sensibilités plus élevées avec la séquence CS-apnée pour les deux lecteurs dans la détection des dilatations du CPP, des sténoses du CPP et des lésions kystiques pancréatiques, mais sans différence statistiquement significative. Cela peut s'expliquer par la petite taille des sous-groupes de patients concernés, et nécessiterait des études plus poussées pour chaque pathologie étudiée. L'équipe de Yoon et al.[54] avait montré de meilleures performances diagnostiques de la CS sur la Standard, avec 66,7 à 83,3% de pathologies détectées en CS-apnée contre 50,0 à 72,2% sur la séquence Standard. Cependant, ils n'étudiaient que les séquences MIP et un faible nombre d'examens en apnée. Dans l'étude de Zhu et al.[53], la détection de variante anatomique (sensibilité de 78,9% en CS versus 31,6% en CS-apnée et 63,2% en Standard) et de sténoses (sensibilité de 88,0% en CS versus 76,0% en CS-apnée et 72% en Standard) était meilleure avec la séquence CS, ce qui contraste avec nos résultats : à nouveau, cela peut s'expliquer par la meilleure qualité technique de notre séquence CS-apnée, un peu plus longue que la leur, avec un entraînement préalable du patient et des consignes données au patient lors de l'acquisition.

L'équipe de Furlan et al.[55] s'est intéressé à l'évaluation des kystes pancréatiques lors des CP-IRM 3D avec CS en respiration libre, sans montrer de différence significative avec la séquence

Standard. Les 30 patients analysés étaient tous suivis pour une TIPMP des canaux secondaires et les critères étudiés étaient la détection de nodules muraux et de septas, l'évaluation de la taille du kyste et du calibre du CPP, mais la communication des lésions avec le CPP n'était pas étudiée. Par rapport à cette étude, notre originalité a été d'évaluer la performance de la CP-IRM dans la détection de la communication avec le CPP, en s'aidant en particulier de l'acquisition 3D et des coupes fines natives. Aucune des séquences testées ne mettait en évidence de façon meilleure la communication des lésions kystiques avec le CPP.

Notre étude comporte plusieurs limites. Premièrement, notre cohorte était constituée d'un faible nombre de patients. Cela avait un impact direct sur l'évaluation des performances diagnostiques des séquences, puisque les effectifs concernés étaient faibles (seulement 8 variantes anatomiques, par exemple). Deuxièmement, il existait un biais institutionnel, puisqu'il s'agissait d'une étude monocentrique au sein d'un centre spécialisé. Cependant, les examens pratiqués étaient réalisés pour des raisons diverses, permettant de varier les situations rencontrées en pratique clinique courante. Troisièmement, nos paramètres techniques étaient variables d'un patient à l'autre, avec des valeurs de TR et de TE automatiquement calculées pour chaque patient. Par choix lors du design de l'étude, ces paramètres techniques étaient toujours identiques entre séquences Standard et CS (hormis le facteur d'accélération CS appliqué) : cela permettait de se placer dans les conditions réelles de réalisation d'un examen, quelles que soient les contraintes associées à un patient donné (taille et poids, irrégularités respiratoires, difficultés à tenir l'apnée, …) et d'évaluer la séquence la plus robuste pour un patient donné et une situation clinique donnée. Quatrièmement, le standard de référence pour les performances diagnostiques de l'examen était un critère composite, sans preuve histologique systématique. Cela s'explique par le fait que la majorité des pathologies étudiées (notamment un grand nombre de TIPMP) ne nécessitent pas de preuve histologique systématique ni de prise en charge invasive. Cinquièmement, les critères d'évaluation de qualité d'image sont des critères subjectifs, à l'appréciation du radiologue. On note cependant que la concordance inter-observateurs était satisfaisante, suggérant une bonne reproductibilité de ces scores de qualité d'image. Sixièmement et enfin, les informations fournies par les séquences 3D et 2D n'ont pas été comparées dans notre travail. A ce jour, les séquences de CP-IRM 2D sont toujours réalisées dans les protocoles d'IRM pancréatique de notre centre, car elles permettent d'obtenir en un temps court une image de l'arborisation bilio-pancréatique de qualité. Elles sont cependant à

risque de faux négatifs, en raison du caractère épais de leurs coupes, et très opérateur-dépendantes, nécessitant une bonne formation des manipulateurs. Il serait donc intéressant d'évaluer dans une étude ultérieure si leur réalisation est toujours utile, conjointement à la réalisation de séquence 3D avec CS en apnée.

A l'avenir, il serait intéressant de confronter la CP-IRM 3D avec CS aux autres nouvelles techniques de CP-IRM, basées sur des techniques hybrides écho de spin et écho de gradient (type GRASE), permettant elles aussi une acquisition en apnée[56]. Des travaux récents[38,39] ont été publiés cette année sur ces séquence, avec des résultats similaires aux nôtres : un temps d'acquisition entre 15 et 20 secondes, une meilleure qualité d'image, moins d'artéfacts de mouvements et moins d'examens non-diagnostiques. Une comparaison directe de ces nouvelles techniques pourrait donc être envisagée lors de travaux ultérieurs.

Conclusion

Au total, appliquer le CS à la 3D CP-IRM à 3T est faisable en pratique clinique et associé à un gain de temps significatif.

Dans notre étude, la séquence CS-apnée apparait comme la séquence la plus robuste sur les critères de qualité d'image. Avec cette séquence, il existe moins d'examens de qualité pauvre ou non diagnostique et moins d'artefacts sévères. Concernant la détection de variante anatomique, de dilatation ou sténose canalaire et de lésion kystique du pancréas, les performances diagnostiques de la séquence CS-apnée sont au moins équivalentes à celles des séquences 3D standards communément utilisées. La séquence CS-apnée peut ainsi être réalisée dès à présent dans nos protocoles d'IRM pancréatique.

En réduisant le temps d'examen, la mise en œuvre du CS améliore le confort du patient, immobilisé pendant une durée plus courte. Lorsque la respiration du patient est irrégulière, comme c'est souvent le cas dans une population hospitalière, le gating respiratoire est peu efficace et la réalisation d'une apnée s'avère alors très utile. Cette apnée est faisable, grâce à un bon entraînement du patient par des manipulateurs eux-mêmes formés et expérimentés.

A l'échelle de la CP-IRM, nos résultats suggèrent des retombées positives de l'application du CS en termes de qualité d'examen, de performances diagnostiques, de coût-efficacité.

Bibliographie

1. Kaltenthaler, E. *et al.* A systematic review and economic evaluation of magnetic resonance cholangiopancreatography compared with diagnostic endoscopic retrograde cholangiopancreatography. *Health Technol. Assess. Winch. Engl.* **8,** iii, 1–89 (2004).
2. Wallner, B. K., Schumacher, K. A., Weidenmaier, W. & Friedrich, J. M. Dilated biliary tract: evaluation with MR cholangiography with a T2-weighted contrast-enhanced fast sequence. *Radiology* **181,** 805–808 (1991).
3. Asbach, P. *et al.* Respiratory-triggered MRCP applying parallel acquisition techniques. *J. Magn. Reson. Imaging* **24,** 1095–1100 (2006).
4. Zhang, J. *et al.* Isotropic 3D T2-Weighted MR Cholangiopancreatography with Parallel Imaging: Feasibility Study. *Am. J. Roentgenol.* **187,** 1564–1570 (2006).
5. Jaspan, O. N., Fleysher, R. & Lipton, M. L. Compressed sensing MRI: a review of the clinical literature. *Br. J. Radiol.* **88,** 20150487 (2015).
6. Yang, A. C., Kretzler, M., Sudarski, S., Gulani, V. & Seiberlich, N. Sparse Reconstruction Techniques in Magnetic Resonance Imaging: Methods, Applications, and Challenges to Clinical Adoption. *Invest. Radiol.* **51,** 349–364 (2016).
7. Feng, L. *et al.* Compressed sensing for body MRI: Compressed Sensing for Body MRI. *J. Magn. Reson. Imaging* **45,** 966–987 (2017).
8. Park, H. S. *et al.* Preoperative evaluation of pancreatic cancer: Comparison of gadolinium-enhanced dynamic MRI with MR cholangiopancreatography versus MDCT. *J. Magn. Reson. Imaging* **30,** 586–595 (2009).
9. Chandarana, H., Babb, J. & Macari, M. Signal characteristic and enhancement patterns of pancreatic adenocarcinoma: evaluation with dynamic gadolinium enhanced MRI. *Clin. Radiol.* **62,** 876–883 (2007).
10. Fukukura, Y. *et al.* Pancreatic Adenocarcinoma: Variability of Diffusion-weighted MR Imaging Findings. *Radiology* **263,** 732–740 (2012).
11. Legrand, L. *et al.* Pancreatic adenocarcinoma: MRI conspicuity and pathologic correlations. *Abdom. Imaging* **40,** 85–94 (2015).
12. Motosugi, U. *et al.* Detection of pancreatic carcinoma and liver metastases with gadoxetic acid-enhanced MR imaging: comparison with contrast-enhanced multi-detector row CT. *Radiology* **260,** 446–453 (2011).
13. Ichikawa, T. *et al.* Duct-penetrating Sign at MRCP: Usefulness for Differentiating Inflammatory Pancreatic Mass from Pancreatic Carcinomas. *Radiology* **221,** 107–116 (2001).
14. Zins, M., Matos, C. & Cassinotto, C. Pancreatic Adenocarcinoma Staging in the Era of Preoperative Chemotherapy and Radiation Therapy. *Radiology* **287,** 374–390 (2018).
15. Lee, K. S., Sekhar, A., Rofsky, N. M. & Pedrosa, I. Prevalence of Incidental Pancreatic Cysts in the Adult Population on MR Imaging. *Am. J. Gastroenterol.* **105,** 2079–2084 (2010).
16. Girometti, R. *et al.* Incidental pancreatic cysts on 3D turbo spin echo magnetic resonance cholangiopancreatography: prevalence and relation with clinical and imaging features. *Abdom. Imaging* **36,** 196–205 (2011).
17. Del Chiaro, M. *et al.* Comparison of Preoperative Conference-Based Diagnosis with Histology of Cystic Tumors of the Pancreas. *Ann. Surg. Oncol.* **21,** 1539–1544 (2014).
18. The European Study Group on Cystic Tumours of the Pancreas. European evidence-based guidelines on pancreatic cystic neoplasms. *Gut* **67,** 789–804 (2018).

19. Banks, P. A. *et al.* Classification of acute pancreatitis—2012: revision of the Atlanta classification and definitions by international consensus. *Gut* **62,** 102–111 (2013).
20. Bülow, R. *et al.* Anatomic variants of the pancreatic duct and their clinical relevance: an MR-guided study in the general population. *Eur. Radiol.* **24,** 3142–3149 (2014).
21. Ito, K., Koike, S. & Matsunaga, N. MR imaging of pancreatic diseases. *Eur. J. Radiol.* **38,** 78–93 (2001).
22. Matos, C. *et al.* MR imaging of the pancreas: a pictorial tour. *Radiogr. Rev. Publ. Radiol. Soc. N. Am. Inc* **22,** e2 (2002).
23. Manfredi, R. & Pozzi Mucelli, R. Secretin-enhanced MR Imaging of the Pancreas. *Radiology* **279,** 29–43 (2016).
24. Bertin, C. *et al.* Pancreas divisum is not a cause of pancreatitis by itself but acts as a partner of genetic mutations. *Am. J. Gastroenterol.* **107,** 311–317 (2012).
25. Adibelli, Z. H. *et al.* Anatomic variations of the pancreatic duct and their relevance with the Cambridge classification system: MRCP findings of 1158 consecutive patients. *Radiol. Oncol.* **50,** (2016).
26. Morimoto, K. *et al.* Biliary obstruction: evaluation with three-dimensional MR cholangiography. *Radiology* **183,** 578–580 (1992).
27. Hall-Craggs, M. A. *et al.* MR cholangiography: clinical evaluation in 40 cases. *Radiology* **189,** 423–427 (1993).
28. Takehara, Y. *et al.* Breath-hold MR cholangiopancreatography with a long-echo-train fast spin-echo sequence and a surface coil in chronic pancreatitis. *Radiology* **192,** 73–78 (1994).
29. Guibaud, L., Bret, P. M., Reinhold, C., Atri, M. & Barkun, A. N. Diagnosis of choledocholithiasis: value of MR cholangiography. *Am. J. Roentgenol.* **163,** 847–850 (1994).
30. Barish, M. A., Yucel, E. K., Soto, J. A., Chuttani, R. & Ferrucci, J. T. MR cholangiopancreatography: efficacy of three-dimensional turbo spin-echo technique. *Am. J. Roentgenol.* **165,** 295–300 (1995).
31. Macaulay, S. E. *et al.* Evaluation of a non-breath-hold MR cholangiography technique. *Radiology* **196,** 227–232 (1995).
32. Soto, J. A. *et al.* Pancreatic duct: MR cholangiopancreatography with a three-dimensional fast spin-echo technique. *Radiology* **196,** 459–464 (1995).
33. Fulcher, A. S., Turner, M. A., Capps, G. W., Zfass, A. M. & Baker, K. M. Half-Fourier RARE MR cholangiopancreatography: experience in 300 subjects. *Radiology* **207,** 21–32 (1998).
34. Irie, H. *et al.* Optimal MR cholangiopancreatographic sequence and its clinical application. *Radiology* **206,** 379–387 (1998).
35. Sodickson, A. *et al.* Three-dimensional Fast-Recovery Fast Spin-Echo MRCP: Comparison with Two-dimensional Single-Shot Fast Spin-Echo Techniques. *Radiology* **238,** 549–559 (2006).
36. Nandalur, K. R. *et al.* Possible Biliary Disease: Diagnostic Performance of High-Spatial-Resolution Isotropic 3D T2-weighted MRCP. *Radiology* **249,** 883–890 (2008).
37. Palmucci, S. *et al.* Evaluation of the biliary and pancreatic system with 2D SSFSE, breathhold 3D FRFSE and respiratory-triggered 3D FRFSE sequences. *Radiol. Med. (Torino)* **115,** 467–482 (2010).
38. Nam, J. G. *et al.* GRASE Revisited: breath-hold three-dimensional (3D) magnetic resonance cholangiopancreatography using a Gradient and Spin Echo (GRASE) technique at 3T. *Eur. Radiol.* (2018).

39. Yoshida, M. *et al.* Magnetic resonance cholangiopancreatography with GRASE sequence at 3.0T: does it improve image quality and acquisition time as compared with 3D TSE? *Eur. Radiol.* **28,** 2436–2443 (2018).
40. Onishi, H. *et al.* MR Cholangiopancreatography at 3.0 T: Intraindividual Comparative Study With MR Cholangiopancreatography at 1.5 T for Clinical Patients. *Invest. Radiol.* **44,** 559–565 (2009).
41. Merkle, E. M., Haugan, P. A., Thomas, J., Jaffe, T. A. & Gullotto, C. 3.0- Versus 1.5-T MR Cholangiography: A Pilot Study. *Am. J. Roentgenol.* **186,** 516–521 (2006).
42. Edelman, R. R. MR Imaging of the Pancreas: 1.5T versus 3T. *Magn. Reson. Imaging Clin. N. Am.* **15,** 349–353 (2007).
43. de Bazelaire, C. M. J., Duhamel, G. D., Rofsky, N. M. & Alsop, D. C. MR Imaging Relaxation Times of Abdominal and Pelvic Tissues Measured in Vivo at 3.0 T: Preliminary Results. *Radiology* **230,** 652–659 (2004).
44. Arizono, S. *et al.* High spatial resolution 3D MR cholangiography with high sampling efficiency technique (SPACE): Comparison of 3T vs. 1.5T. *Eur. J. Radiol.* **73,** 114–118 (2010).
45. Arizono, S. *et al.* High-spatial-resolution three-dimensional MR cholangiography using a high-sampling-efficiency technique (SPACE) at 3T: Comparison with the conventional constant flip angle sequence in healthy volunteers. *J. Magn. Reson. Imaging* **28,** 685–690 (2008).
46. Candès, E. J., Romberg, J. K. & Tao, T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Commun. Pure Appl. Math.* **59,** 1207–1223 (2006).
47. Donoho, D. L. Compressed sensing. *IEEE Trans. Inf. Theory* **52,** 1289–1306 (2006).
48. Lustig, M., Donoho, D. & Pauly, J. M. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn. Reson. Med.* **58,** 1182–1195 (2007).
49. Duarte, J. A., Furtado, A. P. A. & Marroni, C. A. Use of pineapple juice with gadopentetate dimeglumine as a negative oral contrast for magnetic resonance cholangiopancreatography: a multicentric study. *Abdom. Imaging* **37,** 447–456 (2012).
50. Seo, N. *et al.* Feasibility of 3D navigator-triggered magnetic resonance cholangiopancreatography with combined parallel imaging and compressed sensing reconstruction at 3T: 3D MRCP With Compressed Sensing. *J. Magn. Reson. Imaging* (2017).
51. Taron, J. *et al.* Acceleration of Magnetic Resonance Cholangiopancreatography Using Compressed Sensing at 1.5 and 3 T: A Clinical Feasibility Study. *Invest. Radiol.* 1 (2018).
52. Chandarana, H. *et al.* Three-dimensional MR Cholangiopancreatography in a Breath Hold with Sparsity-based Reconstruction of Highly Undersampled Data. *Radiology* **280,** 585–594 (2016).
53. Zhu, L. *et al.* Compressed-Sensing Accelerated 3-Dimensional Magnetic Resonance Cholangiopancreatography: Application in Suspected Pancreatic Diseases. *Invest. Radiol.* 1 (2017).
54. Yoon, J. H. *et al.* Clinical Feasibility of 3-Dimensional Magnetic Resonance Cholangiopancreatography Using Compressed Sensing: Comparison of Image Quality and Diagnostic Performance. *Invest. Radiol.* **52,** 612–619 (2017).
55. Furlan, A., Bayram, E., Thangasamy, S., Barley, D. & Dasyam, A. Application of compressed sensing to 3D magnetic resonance cholangiopancreatography for the evaluation of pancreatic cystic lesions. *Magn. Reson. Imaging* **52,** 131–136 (2018).
56. Zins, M. Breath-holding 3D MRCP: the time is now? *Eur. Radiol.* **28,** 3719–3720 (2018).

Résumé

IMAGE QUALITY AND DIAGNOSTIC PERFORMANCES OF 3D MAGNETIC RESONANCE CHOLANGIOPANCREATOGRAPHY WITH COMPRESSED SENSING IN PANCREATIC IMAGING

OBJECTIVE : To compare image quality and diagnostic performances in 3D Magnetic Resonance Cholangiopancreatography (3D MRCP) with Compressed Sensing (CS) in free-breathing and in a breath-hold, with standard 3D MRCP in patients with suspected pancreatic diseases at 3T.

MATERIAL ET METHODS : With approval from the Committee for the Protection of Persons and after informed consent, 56 consecutive patients (29 men and 27 women ; median age 59 years ; for 57 MRI realized) were prospectively included. Three protocols were randomly performed : CS in a breath-hold (CS-BH), CS and Standard. The acquisition time was recorded. Quality image parameters (overall image quality, degree of artifacts, background suppression, bilio-pancreatic ducts visualization) and diagnostic performances (anatomical variants, ductal abnormalities, cystic lesions) were evaluated on 5-point scale by two radiologists blinded to the protocols.

RESULTS : Acquisition time was 279s, 176s and 22s for Standard, CS and CS-BH, reducing scan time by 37% and 93% with CS. There was no significant difference in overall quality image, degree of artifacts and background suppression between Standard and CS-BH. In CS-BH group there were less non-diagnostic scans (3% in CS-BH versus 19% in Standard and 21% in CS, $p<0.05$), more satisfying quality scans (78% in CS-BH versus 66% in Standard and 58% in CS, $p<0.05$) and less severe artifacts (2% in CS versus 18% in Standard and 16% in CS, $p<0.05$). Middle pancreatic duct was better visualized with CS-BH compared with Standard ($p=0.015$) or with CS ($p<0.001$). Diagnostic performances were equal between all three protocols. There were less undeterminate MRI in CS-BH group for both readers.

CONCLUSION : 3D MRCP with CS is feasible in clinical routine, time-saving, with no degradation in image quality and no reduction of diagnostic performances. 3D MRCP in a BH is recommended at 3T.

Keywords : Compressed Sensing, 3D MRCP, Pancreatic Imaging

QUALITE D'IMAGE ET PERFORMANCES DIAGNOSTIQUES DE LA CHOLANGIO-PANCREATOGRAPHIE IRM 3D AVEC COMPRESSED SENSING EN IMAGERIE PANCREATIQUE

OBJECTIF : Comparer à 3T la qualité d'image et les performances diagnostiques de la cholangio-pancréatographie IRM 3D (3D CP-IRM) avec Compressed Sensing (CS), en respiration libre et en apnée, avec la 3D CP-IRM standard chez des patients suspects de pathologie pancréatique.

MATERIEL ET METHODE : Avec l'accord du Comité de Protection des Personnes et après consentement éclairé, 56 patients consécutifs (29 hommes, 27 femmes, moyenne d'âge 59 ans, pour 57 IRM réalisées) ont été inclus prospectivement. Les acquisitions de 3D CP-IRM étaient réalisées de façon aléatoire : CS en apnée, CS en respiration libre et Standard. Le temps d'acquisition était enregistré. Les paramètres de qualité d'image (qualité d'image globale, degré d'artefacts, suppression du signal de fond, visualisation des canaux bilio-pancréatiques) et les performances diagnostiques (détection de variante anatomique, dilatations et sténoses du canal pancréatique principal (CPP), lésions kystiques pancréatiques) étaient évalués en aveugle par deux radiologues sur des échelles de 5 points.

RESULTATS : Les temps d'acquisition étaient de 279s, 176s et 22s respectivement pour les séquences Standard, CS et CS-apnée, représentant une réduction de 37% pour la séquence CS et 93% pour la séquence CS apnée. Il n'existait pas de différence significative sur les scores de qualité d'image globale, d'artefacts ou de suppression du signal de fond entre la Standard et la CS-apnée. Cependant, avec la séquence CS-apnée, il existait moins d'examens non diagnostiques (3% en CS-apnée versus 19% en Standard et 21% en CS, $p<0,05$), plus d'examens de qualité satisfaisante (78% en CS-apnée versus 66% en Standard et 58% en CS, $p<0,05$) et moins d'artefacts sévères (2% en CS-apnée versus 18% en Standard et 16% en CS, $p<0,05$). Le canal pancréatique principal dans sa portion moyenne était mieux visualisé sur la CS-apnée que sur la Standard ($p=0,015$) ou sur la CS ($p<0,001$). Les performances diagnostiques étaient équivalentes entres les trois séquences, mais il existait moins d'examens indéterminés avec la CS apnée pour les deux lecteurs.

CONCLUSION : La 3D CP-IRM avec CS est réalisable en pratique clinique, associée à un gain de temps significatif par rapport à la 3D CP-IRM standard, sans détérioration de la qualité d'image ou des performances diagnostiques. La 3D CP-IRM en apnée peut être recommandée à 3T.

Mots clés : Compressed Sensing, 3D CP-IRM, Imagerie pancréatique

Université Paris Descartes
Faculté de Médecine Paris Descartes
15, rue de l'Ecole de Médecine
75270 Paris cedex 06