



UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2022

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Intérêt des séquences d'ARM dynamique avec *compressed sensing*
pour l'étude des fistules artérioveineuses pulmonaires dans le
cadre de la télangiectasie hémorragique héréditaire.**

Présentée et soutenue publiquement le 17 octobre 2022 à 18h
au Pôle Formation
par **Julien RAMON**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur François PONTANA

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Xavier LECLERC

Madame la Professeure Cécile CHENIVESSE

Madame le Docteur Hélène MAILLARD

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Benjamin LONGERE

AVERTISSEMENT

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

Table des matières

Abréviations	12
Résumé de l'étude	13
La télangiectasie hémorragique héréditaire	15
I. Epidémiologie et génétique :.....	15
II. Diagnostic :	18
III. Les fistules artérioveineuses pulmonaires :	19
IV. La place de l'IRM dans la prise en charge des FAVP :.....	28
L'IRM	31
I. Principes généraux :	31
II. Les différentes séquences d'ARM	36
III. La séquence TWIST	37
IV. Le <i>compressed sensing</i>	40
Objectifs du travail de thèse	44
Matériel et méthodes	45
I. Population étudiée	45
II. Protocole d'imagerie	45
III. Critères d'évaluation	46
IV. Analyse statistique.....	51

Résultats :	53
I. Population.....	53
II. Qualité image.....	54
III. Etude des fistules artérioveineuses pulmonaires.....	59
Discussion	69
Limites de l'étude	72
Conclusion	76
Bibliographie	77

Abréviations

ACVRL-1 : gène de l'activine A type II-like 1

ARM : angiographie par résonance magnétique

BMP : *bone morphogenetic protein* (protéine morphogénétique osseuse)

CS : *compressed sensing*

ENG : gène de l'endogline

FAV : fistule artérioveineuse

FAVP : fistule artérioveineuse pulmonaire

MIP : projection d'intensité maximale

THH : télangiectasie hémorragique héréditaire

TDM : tomodensitométrie

TWIST : *time-resolved angiography with interleaved stochastic trajectories*

TWIST-CS : *time-resolved angiography with interleaved stochastic trajectories avec reconstructions itératives compressed sensing*

S/B : rapport signal sur bruit

VEGF : *vascular endothelial growth factor* (facteur de croissance de l'endothélium vasculaire)

Résumé de l'étude

Objectifs

La prise en charge des fistules artério-veineuses pulmonaires (FAVP) dans la télangiectasie hémorragique héréditaire (THH) repose sur leur diagnostic par angioscanner et leur traitement par embolisation en angiographie, exposant les patients au risque d'irradiation cumulée. L'IRM possède les qualités nécessaires d'un examen de dépistage et de suivi : non irradiante, donnant des informations à la fois morphologiques et fonctionnelles. L'objectif est d'évaluer l'apport des séquences d'ARM dynamique à haute résolution temporelle avec utilisation du *compressed sensing* (TWIST-CS) contre les séquences d'ARM dynamique simple (TWIST) et l'angioscanner thoracique en termes de taux de détection des malformations artério-veineuses pulmonaires et d'analyse du réseau artériel pulmonaire.

Matériel et méthode

Les patients suivis pour une THH ayant un angioscanner de suivi et une IRM avec une séquence TWIST et une séquence TWIST-CS (résolution temporelle de 3,1 et 1,8 secondes respectivement) ont été inclus. Les FAVP avec une afférence artérielle supra-millimétrique sur l'angioscanner ont été retenues. L'évaluation de la qualité image globale (échelle de Likert de 1 à 6), de la netteté des bords des artères pulmonaires distales en ARM ainsi que le nombre d'ordre de génération artérielle visible et le taux de détection des FAVP sur les séquences d'ARM et l'angioscanner ont été évalués. L'accord du comité d'éthique a été obtenu (numéro IRB : CRM-2204-254).

Résultats

L'étude a porté sur 23 patients (11 femmes ; 52 ± 16 ans) pour 56 FAVP (29 embolisées, 51,8% ; diamètre moyen de l'artère afférente $2,0 \pm 0,4$ mm). Le TWIST-CS permet d'obtenir une meilleure qualité d'image (5 [1 – 6] vs 4 [1 – 6] ; $p < 0,001$), une meilleure netteté des bords ($0,025 \pm 0,004$ pixel⁻¹ vs $0,016 \pm 0,004$ pixel⁻¹ ; $p < 0,001$), un meilleur taux de détection des FAVP (48,2% vs 28,6% ; $p < 0,001$) ainsi qu'un plus grand nombre d'ordre de génération artérielle visible (7^{ème} ordre [4^{ème} - 9^{ème}] vs 6^{ème} ordre [4^{ème} - 7^{ème}] ; $p < 0,001$) en comparaison avec le TWIST standard. Le TWIST-CS présente un taux de détection et un nombre d'ordre de génération artérielle visible moindre en comparaison avec l'angioscanner ($p < 0,001$).

Conclusion

Le TWIST-CS permet d'augmenter la résolution temporelle sans dégrader voire en améliorant la qualité des images, augmentant le taux de détection des FAVP comparativement à la séquence TWIST standard. Elle reste cependant inférieure à l'angioscanner.

La télangiectasie hémorragique héréditaire

I. Epidémiologie et génétique :

La télangiectasie hémorragique héréditaire (THH) (ou maladie de Rendu-Osler-Weber, d'après les cliniciens l'ayant découvert) est une maladie génétique autosomique dominante de pénétrance variable selon l'âge (1). Dans le monde sa prévalence est estimée entre 1/5000 et 1/8000, elle appartient donc à la catégorie des maladies rares, définies comme atteignant moins de 1/2000 personnes (2–7). En France la fréquence est variable selon les départements, en raison de l'existence de regroupement familiaux, allant de 1/900 (Jura et Ain) à 1/10 000 personnes (8).

Des mutations de plusieurs gènes ont été identifiées et sont impliquées dans la voie de signalisation des protéines morphogénétiques osseuses 9 et 10 (*bone morphogenetic protein* ou BMP en anglais), les plus fréquentes concernent (9) :

- Le gène de l'endogline (ENG), intéressant le chromosome 9, qui code pour un co-récepteur membranaire spécifique des cellules endothéliales de BMP9-BMP10. Elles touchent environ 45 % des patients et correspondent à une THH de type 1.
- Le gène de l'activine A type II-like 1 (ACVRL-1), sur le chromosome 12, codant le récepteur de BMP9-BMP10, appelé ALK-1 dans les cellules endothéliales, touche environ 45% des cas et correspond à une THH de type II.
- La mutation du gène MADH 4, sur le chromosome 18, codant pour le facteur de transcription SMAD 4, plus rare (< 4 % des cas) mais responsable d'un syndrome de chevauchement entre polypose juvénile et THH (3,5,10–12).

Les cellules endothéliales sont en permanence soumises à différents facteurs pro et anti-angiogéniques. Lorsque l'équilibre entre ces facteurs est rompu, cela

entraîne une angiogenèse ou une quiescence. La voie de BMP9-BMP10 est responsable d'une quiescence vasculaire via plusieurs mécanismes impliquant la voie du facteur de croissance de l'endothélium vasculaire (VEGF ou *vascular endothelial growth factor*) (Figure 1) :

- Elle favorise la production du récepteur 1 du VEGF (VEGFR1) qui est un récepteur « leurre », diminuant l'action pro-angiogénique du VEGF.
- Elle diminue l'expression endothéliale de l'angiopoïétine 2 (ANGPT2), facteur de croissance pro-angiogénique.
- Elle accroît l'activité de PTEN (phosphatase et homologue de la tensine), qui elle-même inhibe l'activité de PI3K (phosphatidylinositol-4,5 bisphosphate 3 kinase) et de l'AKT (protéine kinase B ou PKB), protéines clés de la voie de signalisation du VEGF et de l'angiopoïétine 2.

Les mutations de ENG, ACVRL1 et SMAD4, étant le plus souvent des mutations « perte de fonction », il y a une perte d'efficacité de la voie de signalisation BMP9-BMP10 responsable d'une angiogenèse dérégulée (9,13,14).

Malgré l'avancée de la recherche génétique concernant la THH, sa physiopathogénie exacte reste incertaine (15). D'une part, les lésions intéressent préférentiellement certains organes, d'autre part il existe une pénétrance variable de la maladie, même chez des individus apparentés qui possèdent la même mutation. Il semble exister d'autres facteurs génétiques et/ou environnementaux (traumatisme mécanique, exposition à la lumière et inflammation par exemple) influençant l'activation de cette angiogenèse disproportionnée (16,17).

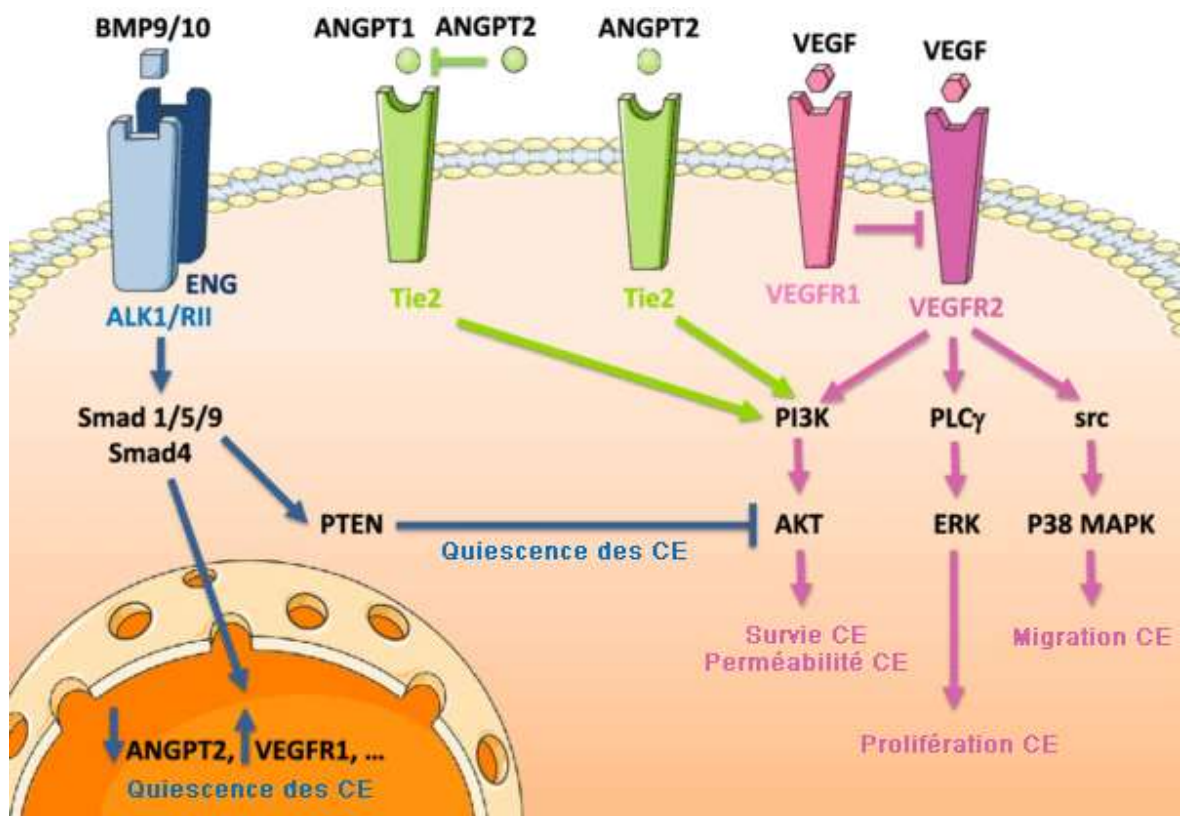


Figure 1. Voie de signalisation de BMP9-BMP10 (d'après (9)).

CE : cellule endothéliale ; BMP : protéines morphogénétiques osseuses ; ENG : endogline ; ALK : *activine receptor-like* ; ANGPT : angiopoïétine ; SMAD : *mothers against decapentaplegic homolog 4* ; VEGFR : récepteur du facteur de croissance endothélial vasculaire ; PTEN : phosphatase et homologue de la tensine ; PI3K : phosphatidylinositol-4,5 bisphosphate 3 kinase ; AKT : protéine kinase B ; PLC γ : phospholipase C gamma ; ERK : *extracellular signal-regulated kinase* ; p38 MAPK : p38 *mitogen-activated protein kinases*.

Sur le plan macroscopique, les lésions de THH sont caractérisées par le développement de structures vasculaires anormales présentant des parois vasculaires extrêmement fines. Leur taille varie du millimètre pour les télangiectasies cutanéomuqueuses à plusieurs centimètres pour les fistules artérioveineuse (FAV) des organes pleins. Ces FAV consistent en une communication directe entre une artère et une veine, sans interposition de lit capillaire, qui grandissent et se dilatent avec le temps en raison d'un débit élevé et de résistances vasculaires basses en leur sein.

II. Diagnostic :

Le diagnostic de THH repose sur les critères de Curaçao, publiés en 2000 par Shovlin et al. (18) :

1. Les télangiectasies : lésions caractéristiques de la maladie, elles peuvent être cutanées (localisées sur les lèvres, visage, doigts, mains, pieds) ou muqueuses (face interne des lèvres, langue, palais, muqueuse nasale et digestive).
2. Les épistaxis : il s'agit de l'expression symptomatique de ces télangiectasies muqueuses, elles entraînent un handicap en termes de qualité de vie et aboutissent à une anémie chronique invalidante.
3. Les FAV viscérales : ce sont des lésions vasculaires avec shunt artérioveineux. Elles peuvent être hépatiques (30 à 80 % des malades), pulmonaires (30 à 50% des malades), cérébrales ou médullaires (8 à 25% des patients) (12).
4. Le caractère héréditaire : chaque enfant d'un patient a 50% de risque d'avoir la maladie.

Le diagnostic clinique est certain si au moins trois critères sont présents ; suspecté ou possible si deux critères sont présents ; peu probable si un seul critère est présent. Chaque complication viscérale typique (FAV) peut constituer un des trois signes cliniques nécessaires au diagnostic, remplaçant alors les épistaxis, les télangiectasies ou le caractère héréditaire.

Le diagnostic génétique quant à lui est recommandé dans trois situations (5) :

- Pour objectiver la mutation causale dans une famille présentant une THH confirmée cliniquement par les critères de Curaçao.
- Pour établir le diagnostic chez les apparentés d'une personne présentant une mutation connue, notamment s'ils sont pauci ou asymptomatiques.

- Pour aider à établir le diagnostic chez les patients ne présentant pas tous les critères de Curaçao.

III. Les fistules artérioveineuses pulmonaires :

a. Anatomie et prévalence :

Les fistules artério-veineuses pulmonaires (FAVP) sont des vaisseaux anormaux faisant communiquer les circulations pulmonaires et systémiques, sans réseau de capillaire. Elles résultent donc en un shunt droit-gauche anatomique. On distingue les FAVP avec une angio-architecture simple, la ou les afférences artérielles sont issues d'une même branche artérielle pulmonaire segmentaire, des FAVP dites complexes, présentant des afférences artérielles issues de plusieurs branches segmentaires ou, dans de rares cas, issue d'une artère systémique plutôt que pulmonaire (19,20). Elles intéressent en particulier les lobes inférieurs (60-95%) et sont multiples chez la moitié des patients (20). La zone de shunt peut prendre la forme soit d'un sac anévrysmal soit d'un réseau d'artères et veines anormales, plus ou moins serpentineuses, réalisant alors un nidus (Figure 2).

Les FAVP peuvent être acquises et survenir de manière sporadique, après une infection ou un traumatisme pulmonaire par exemple, mais elles sont le plus souvent associées à la THH. Ainsi près de 90% des FAVP sont découvertes chez des patients présentant la maladie et l'incidence des FAVP est estimée à 30-50 % chez ces patients (1,21). Leur prévalence diffère selon le type de la maladie : elles sont plus importantes en cas de mutation de ENG (THH de type 1) avec jusque 60-85% des patients atteints, en fonction des études, que lors de la mutation de MADH4 (THH de type 2) avec 10% seulement (11,12,22).

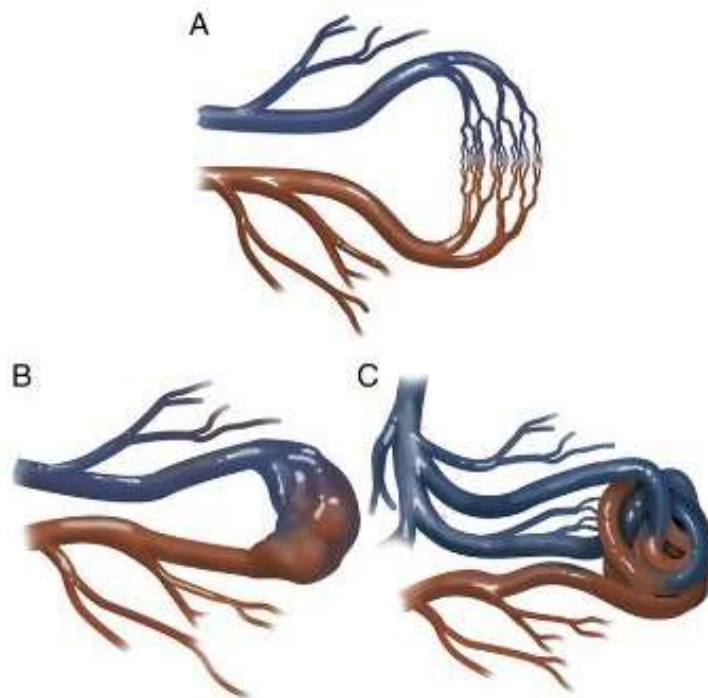


Figure 2. Anatomie des fistules artério-veineuses pulmonaires (d'après (1)).

A : Anatomie vasculaire pulmonaire normale avec réseau de capillaire.

B : Fistule artérioveineuse pulmonaire simple avec un sac anévrismal.

C : Fistule artérioveineuse pulmonaire complexe avec un nidus.

En bleu : artère pulmonaire. En rouge : veine pulmonaire.

Les deux plus fréquents modes de découverte des FAVP sont la découverte fortuite ou le dépistage des apparentés d'un cas index ; beaucoup de patients ne sont d'ailleurs pas au courant qu'ils sont atteints de THH au moment du diagnostic de FAVP (23).

b. Symptômes cliniques et complications :

Les FAVP sont le plus souvent pauci voire asymptomatiques et leurs symptômes sont peu spécifiques (24). Dans une étude regroupant 126 patients atteints de THH avec au minimum une FAVP de 5 mm ou plus, 40% étaient asymptomatiques et 60% présentaient des symptômes respiratoires. Le symptôme le plus fréquent était alors une dyspnée à l'effort, retrouvée chez près de 56% des

patients, avec seulement 9% présentant une dyspnée de grade III ou IV, selon la classification de NYHA (25). On retrouvait également un hippocratisme digital (22%), une cyanose (18%), des hémoptysies (12%), des douleurs thoraciques (6%) ou un souffle thoracique (3%).

La véritable gravité des FAVP tient de ses complications, notamment neurologiques. En effet, le réseau capillaire pulmonaire agit comme un filtre pour la circulation sanguine, permettant d'éviter que de petits thrombus, bactéries ou bulles d'air passent dans la circulation systémique. En contournant ce filtre, les FAVP exposent au risque d'embolie paradoxale et en particulier au risque d'accident vasculaire et abcès cérébraux. Ces complications sont fréquentes : dans une série rétrospective regroupant 170 patients présentant des FAVP en lien avec une maladie de Rendu Osler, 9% des patients ont présenté des abcès cérébraux et 16,5% un accident ischémique cérébral (26). Elles sont même, dans environ un tiers des cas, l'évènement révélateur de FAVP (19,23).

Enfin, en raison de la fragilité importante des parois de ces néovaisseaux, des complications hémorragiques peuvent survenir lorsqu'elles se rompent au sein des bronches ou de la cavité pleurale, résultant alors en une hémoptysie ou un hémothorax (25). Bien que plus rares en raison de la faible pression artérielle dans les vaisseaux pulmonaires, leur fréquence augmente cependant en cas de grossesse ou d'artérialisation systémique de la FAVP après embolisation (6,19,27).

c. Dépistage et diagnostic des FAVP :

Le dépistage des FAVP chez les patients suspects ou ayant une THH repose en première intention sur l'échographie cardiaque transthoracique avec test aux

microbulles en raison de son faible risque, de sa grande sensibilité et de sa forte valeur prédictive négative (5,19,21). On injecte par voie veineuse, un sérum contenant des microbulles, ce qui le rend visible à l'échographie. A l'état normal, ces microbulles sont arrêtées par les capillaires pulmonaires, on ne les voit donc pas arriver dans les cavités cardiaques gauches. En revanche, s'il existe un shunt droit-gauche (foramen ovale perméable ou FAVP par exemple), celle-ci apparaîtront dans l'oreillette gauche après un certain délai, en fonction de la pathologie responsable du shunt (28). Cet examen ne donnant aucune information anatomique, en cas de positivité il est complété par un scanner thoracique multi-détecteurs sans ou avec injection de produit de contraste, selon les équipes, pour mettre en évidence la cause du shunt (Figure 3) (4,19,21,29).

D'autres examens peuvent également mettre en évidence un shunt droit-gauche et même le quantifier, il s'agit de la scintigraphie aux macro-agrégats d'albumine marqués au technétium 99 ainsi que la mesure du gradient alvéolo-artériel en hyperoxie. Ces examens ne sont plus conseillés dans le cadre du dépistage de FAVP en raison de leur sensibilité et spécificité inférieures et de leur mise œuvre plus complexe que l'échocardiographie (1,20).

Le scanner est actuellement considéré comme le *gold standard* pour le diagnostic des FAVP (19). Grâce à sa résolution spatiale inframillimétrique, il permet de détecter des FAVP de très petite taille, inférieure à la limite technique de traitement (taille de l'artère afférente > 2 - 3 mm) (4,12,21). Il permet d'obtenir une cartographie artérielle et veineuse précise permettant de poser l'indication potentielle d'embolisation, donc de planifier techniquement la prise en charge thérapeutique. Cependant il s'agit d'un examen irradiant, nécessitant parfois l'utilisation de produit de contraste iodé, néphrotoxique. Son utilisation doit donc être limitée, notamment dans les populations pédiatriques et chez les femmes enceintes. Hanneman et al. ont étudié

la dose cumulée d'irradiation chez 256 patients porteur de FAVP au cours de leur suivi (30) : en moyenne, les patients avaient reçu 51,7 mSv de dose efficace cumulée d'irradiation, pour une moyenne par an et par patient de 7,3 mSv. Le scanner et l'angiographie étaient responsables de 46% et 51% de la dose cumulée effective respectivement. Cette dose est à comparer à l'irradiation naturelle pour un Français, calculée à 4,5 mSv par an. De plus 11% des patients avaient reçu plus de 100 mSv de dose efficace cumulée, dose à laquelle il est considéré qu'il existe un sur risque de

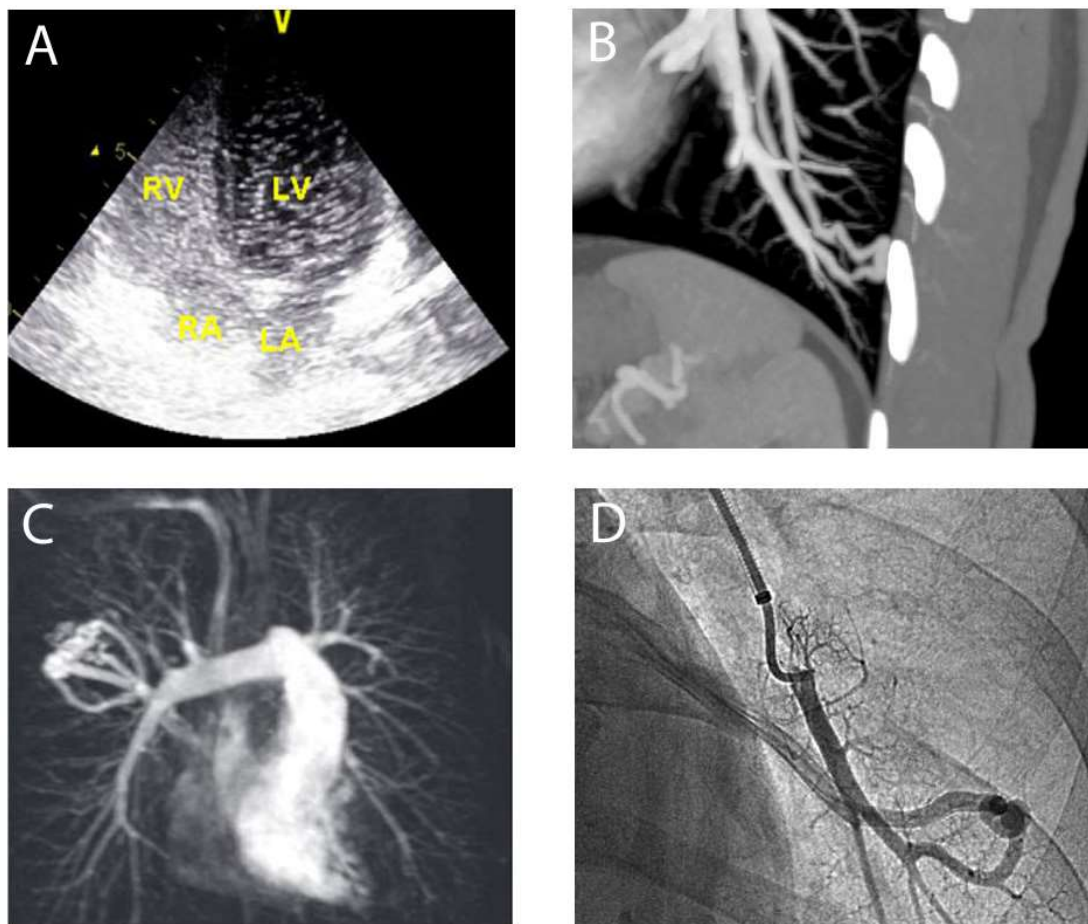


Figure 3. Dépistage et diagnostic des fistules artério-veineuses pulmonaires

A : Echographie cardiaque trans-thoracique avec injection de micro-bulles montrant l'opacification du ventricule gauche (LV), d'après (28).

LA : oreillette gauche. RA : right atrium. RV : ventricule droit.

B : FAVP simple du lobe inférieur gauche vu en scanner thoracique avec injection en projection d'intensité maximale (MIP).

C : FAVP complexe du poumon droit vu en ARM en projection d'intensité maximale (MIP), d'après (44).

D : FAVP simple du lobe inférieur gauche vu en angiographie.

RV : ventricule droit ; RA : oreillette droite ; LA : oreillette gauche

cancer de 1% (31). Une étude rétrospective américaine a également décrit une augmentation de la prévalence du cancer du sein dans une population de femme présentant une THH par rapport à un groupe contrôle (32).

Enfin, l'angiographie pulmonaire ne doit plus être considéré comme un examen diagnostique de dépistage : elle permet également de déterminer l'anatomie et la position des FAVP mais c'est un examen invasif, plus irradiant que le scanner, chronophage et coûteux. De plus, elle expose à des complications plus sévères que le scanner (hématome, hémorragie, arythmie cardiaque voire arrêt cardiaque, perforation cardiaque, dissection d'un vaisseau, embolie paradoxale) même si elles restent rares (33,34). Elle est cependant toujours réalisée dans la phase diagnostique de la procédure d'embolisation pour le traitement des FAVP (21).

d. Traitement et suivi :

Le traitement des FAVP a pour objectif de prévenir les complications sévères telles que les abcès et accidents vasculaires cérébraux ainsi que les accidents hémorragiques pulmonaires. Il est recommandé même si les patients sont asymptomatiques.

Initialement, le traitement était chirurgical (résection pulmonaire atypique, lobectomie voire pneumectomie) mais avec le développement de la radiologie interventionnelle, la chirurgie est maintenant réservée au cas ne pouvant pas bénéficier d'une embolisation (35). Cette dernière consiste en l'occlusion, à l'aide de coils ou de plugs vasculaires, des artères nourricières de la fistule par voie endovasculaire, sous contrôle radiographique (Figure 4) (5). Le matériel

d'embolisation doit être déployé le plus proche possible du sac anévrismal afin de préserver le plus de parenchyme pulmonaire possible et de limiter le risque de reperfusion par des artères collatérales (35). En raison de considérations techniques, la limite communément admise de taille de l'artère afférente est de 2 à 3 mm de diamètre (difficulté de cathétérisme, risque de mauvais déploiement et de migration du matériel d'embolisation ou de lésion vasculaire) ; il n'existe pas de limite supérieure (1,4,12,21). Lors d'une même intervention, plusieurs FAVP peuvent être traitées avec pour limite la quantité totale de produit de contraste utilisé et l'irradiation au cours de l'examen : plusieurs procédures peuvent être nécessaires pour obtenir un traitement complet.

Les complications graves de ces gestes sont peu fréquentes s'ils sont effectués par des radiologues interventionnels expérimentés. On estime la survenue des complications majeures de l'ordre de 1%, incluant notamment la migration du matériel d'embolisation, les embolies paradoxales de bulles d'air ou de thrombi menant aux complications neurologiques précédemment décrites (19,24). Les complications

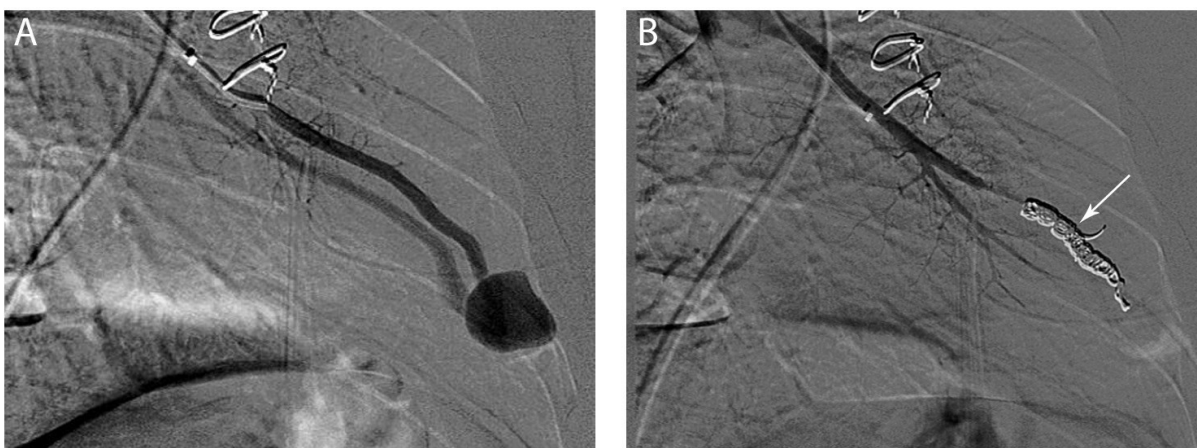


Figure 4. Traitement d'une fistule artério-veineuse pulmonaire simple lobaire inférieure gauche.

A : Artériographie retrouvant une fistules artérioveineuse simple avec une branche afférente aux dépens de A5G

B : Artériographie de contrôle montrant l'absence d'opacification du sac anévrismal et les coils (flèche)

mineures sont plus fréquentes et comprennent les douleurs thoraciques, les pleurésies transitoires (10%) et/ou l'infarctus pulmonaire symptomatique (24).

Le suivi à long terme de ces patients est impératif afin de détecter l'apparition de nouvelles FAVP (ou non visibles antérieurement car microscopiques), l'augmentation en taille des FAVP auparavant non traitables et de suivre l'évolution de celles ayant été traitées. En effet entre 15 et 50 % des FAVP traitées se reperméabilisent en fonction des séries, soit par recanalisation des coils, soit par le recrutement de nouvelles artères (pulmonaires ou parfois systémiques), ce qui impose une nouvelle procédure thérapeutique (1,36,37). Il est recommandé d'effectuer un scanner thoracique 6 à 12 mois après embolisation puis à 3 ans. Lors de ces examens, on s'attachera à détecter la reperméabilisation des FAVP soit de manière directe par l'opacification du sac anévrismal, soit de manière indirecte par la non-involution de ce dernier ou de la veine de drainage à un an post-embolisation (38). Concernant les patients sans ou avec uniquement des FAVP de petite taille le suivi doit être effectué tous les 1 à 5 ans par scanner, à discuter au cas par cas (4).

L'échocardiographie cardiaque trans-thoracique avec injection de micro-bulles n'est pas indiqué dans le suivi des FAVP traitées : elle reste positive chez près de 90% des patients (39).

e. Grossesse :

Il faut considérer la population des femmes enceintes présentant une THH comme une population à risque en raison des potentielles complications pouvant engager le pronostic vital, relatives notamment à la rupture des FAV viscérales. En effet, pendant la grossesse, il existe une tendance à l'augmentation en taille des FAVP

ou de leur artère afférente en lien probable avec la diminution des résistances vasculaires, l'augmentation du flux sanguin et du débit cardiaque, liés aux changements hormonaux de cette période et au développement d'une circulation utéro-placentaire (6,19,40). Par ailleurs, le risque de maladie thrombo-embolique veineuse pendant la grossesse et le post-partum étant environ six fois supérieur à celui de la population générale, ces patientes sont plus à risque d'embolie paradoxale en cas de FAVP perméable (41,42).

Les complications les plus graves décrites dans la littérature sont l'hypoxémie sévère, l'hémothorax, l'hémoptysie et les accidents vasculaires cérébraux, ischémiques ou hémorragiques (6). Elles surviennent préférentiellement au deuxième ou au troisième trimestre. Le taux de complications sévères est estimé entre 2,7 et 6,8% des grossesses avec un taux de mortalité maternelle globale aux alentours de 1% (43). De toutes ces données découlent des recommandations pour le suivi des FAVP et la prise en charge de ces patientes pendant la grossesse (5):

- Les patientes enceintes présentant une THH qui ont des FAVP non traitées ou qui n'ont pas été dépistées doivent être suivies dans un centre de niveau 3 par une équipe multidisciplinaire.
- Un dépistage par échographie ou scanner thoracique basse dose doit être réalisé chez les patientes asymptomatiques s'il n'a pas été réalisé auparavant.
- Les patientes présentant des symptômes évocateurs de FAVP doivent bénéficier d'un scanner thoracique basse dose, idéalement réalisé au début du second trimestre.
- Les FAVP doivent être idéalement traitées au début du second trimestre si possible et nécessaire.

Il n'existe pas de contre-indication absolue à l'accouchement par voie basse. Il est cependant recommandé, en cas de FAV cérébrale non traitée et à haut risque de saignement et après avis multidisciplinaire neuro-vasculaire, de surveiller de façon rapprochée la tension artérielle et, au cas par cas, d'envisager une césarienne (5).

IV. La place de l'IRM dans la prise en charge des FAVP :

L'imagerie par résonance magnétique est potentiellement un bon examen diagnostique et/ou de dépistage des FAVP (1,44–46). C'est un examen non irradiant et qui utilise des chélates de gadolinium en tant que produit de contraste, non néphrotoxiques. Ces caractéristiques sont d'autant plus appréciables chez les patients souffrant de THH, qui nécessiteront un suivi par scanner au long cours et qui endureront potentiellement des procédures d'embolisations multiples. Son utilisation n'est cependant pas recommandée dans le dépistage ou le suivi des FAVP actuellement (4,5). D'une part, car c'est un examen moins disponible, du fait du moindre nombre d'IRM par rapport au scanner et de sa durée d'examen, plus longue, ne permettant pas d'effectuer autant d'examens. D'autre part, c'est un examen techniquement plus contraignant à réaliser que ce soit pour le patient ou pour le radiologue, ce qui est source de variabilité de la qualité des images et donc de la performance diagnostique de l'examen :

- Son temps d'acquisition long nécessite que le patient reste parfaitement immobile pendant plusieurs dizaines de minutes et qu'il effectue des séries d'apnée de plusieurs dizaines de secondes afin d'éviter des artéfacts de mouvements, alors que le scanner thoracique ne nécessite généralement qu'une seule apnée, courte, et est réalisé en moins de cinq minutes.

- De plus en IRM, il existe un compromis constant entre résolution spatiale, résolution temporelle et rapport signal sur bruit (S/B) ; l'optimisation de l'un de ces paramètres se fait généralement au détriment des deux autres et il appartient au radiologue d'optimiser ses séquences pour répondre au mieux à la question posée.

Concernant le suivi des patients et notamment en post-embolisation, Shimohira et al. ont montré que l'ARM dynamique possédait une meilleure sensibilité et une meilleure spécificité que le scanner thoracique pour le diagnostic de reperméabilisation (47). Sa moindre sensibilité aux artefacts de durcissement liés au matériel d'embolisation et sa capacité à obtenir des informations fonctionnelles (c'est-à-dire sa capacité à pouvoir décomposer une phase angiographique artérielle pulmonaire, veineuse pulmonaire et artérielle systémique afin de suivre le bolus de produit de contraste dans les vaisseaux) permet une meilleure visualisation de la FAVP embolisée et par exemple d'exclure une opacification à rétro du sac anévrysmal par la veine de drainage. Le diagnostic de reperméabilisation est porté lorsque l'artère nourricière et la veine de drainage s'opacifient au temps artériel pulmonaire ou lorsque le sac anévrysmal s'opacifie avant sa veine de drainage (37,48). Cela implique cependant une résolution temporelle (le temps entre l'acquisition de deux images) basse, de l'ordre de la seconde. Actuellement, celle-ci reste plus élevée, de l'ordre de plusieurs secondes, ce qui ne garantit pas d'obtenir des phases « pures » (rehaussement artériel pulmonaire sans rehaussement parenchymateux pulmonaire ou veineux) et donc de pouvoir évaluer l'arrivée du produit de contraste dans la fistule (38,47,49).

Par ailleurs, les patients présentant une THH étant exposés à une irradiation non négligeable, l'utilisation plus large de l'IRM permettrait de diminuer la dose cumulée de moitié dans l'éventualité si elle pouvait remplacer totalement le scanner (30). Le recours à l'angiographie diagnostique pour confirmer ou infirmer une reperméabilisation, suspectée au scanner, pourrait également être remplacé par l'ARM dynamique et ainsi diminuer encore la dose cumulée reçue.

Enfin, chez les patientes enceintes nécessitant une embolisation au cours de leur grossesse, l'ARM dynamique semble permettre d'obtenir une cartographie précise des vaisseaux pulmonaires, utile pour planifier l'embolisation (diminuant ainsi sa durée et l'irradiation associée), sans avoir recours à un examen irradiant. Cependant, le risque de l'utilisation de chélates de gadolinium au cours de la grossesse reste problématique et peu décrit : taux de mort néo-natale discrètement augmenté selon la seule étude de cohorte avec groupe contrôle mais présentant des biais significatifs, effet de l'exposition aux dépôts tissulaire de gadolinium non connu au long cours, risque de fibrose néphrogénique systémique non décrit dans l'enfance (50,51). Le centre de référence sur les agents tératogènes (CRAT) ne retient néanmoins aucune contre-indication à leur utilisation, qui doit suivre le principe de précaution : ils peuvent être employés s'il existe un impact sur la prise en charge de la patiente (52).

L'IRM

I. Principes généraux :

a. Physique

L'imagerie par résonance magnétique correspond à l'imagerie des noyaux d'hydrogène, abondants dans le corps humain notamment au sein des molécules d'eau. L'hydrogène est composé d'un seul proton, il possède une charge positive et tourne sur lui-même ce qui lui confère des propriétés magnétiques (53). Le moment magnétique du proton est représenté par un vecteur en rotation sur lui-même, le spin. Lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique intense (que l'on appelle B_0), les spins s'alignent dans l'axe de celui-ci, un peu à la manière d'une boussole qui s'aligne avec le champ magnétique terrestre. Il en résulte une aimantation tissulaire, longitudinale, dans l'axe de B_0 . En utilisant des ondes de radiofréquence, on leur transfère de l'énergie et on les fait entrer en résonance, résultant en une aimantation transversale : c'est la phase d'excitation par résonance magnétique nucléaire. A l'arrêt de ces ondes de radiofréquence, les spins libèrent cette énergie sous la forme d'autres ondes de radiofréquence, captées par l'antenne de la machine : c'est cette énergie qui est enregistrée par l'IRM et qui sert à reconstruire les images ; c'est la phase de relaxation (54).

b. Plan de Fourier

Le signal brut enregistré en IRM correspond donc à des fréquences, qui sont stockées et triées dans un espace intermédiaire, le plan de Fourier, aussi appelé espace k . En remplissant un espace k entier et en lui appliquant l'opération mathématique qu'est la transformée de Fourier inverse, on reconstruit alors l'image.

Le plan de Fourier possède des caractéristiques propres, qui sont importantes à connaître pour comprendre l'optimisation des séquences en IRM (55). La plus importante étant que différentes parties de l'espace k représentent différentes caractéristiques de l'image : le centre définit le contraste de l'image et correspond aux basses fréquences ; la périphérie contient la résolution spatiale de l'image et le bruit, elle correspond aux hautes fréquences enregistrées par l'IRM (Figure 5).

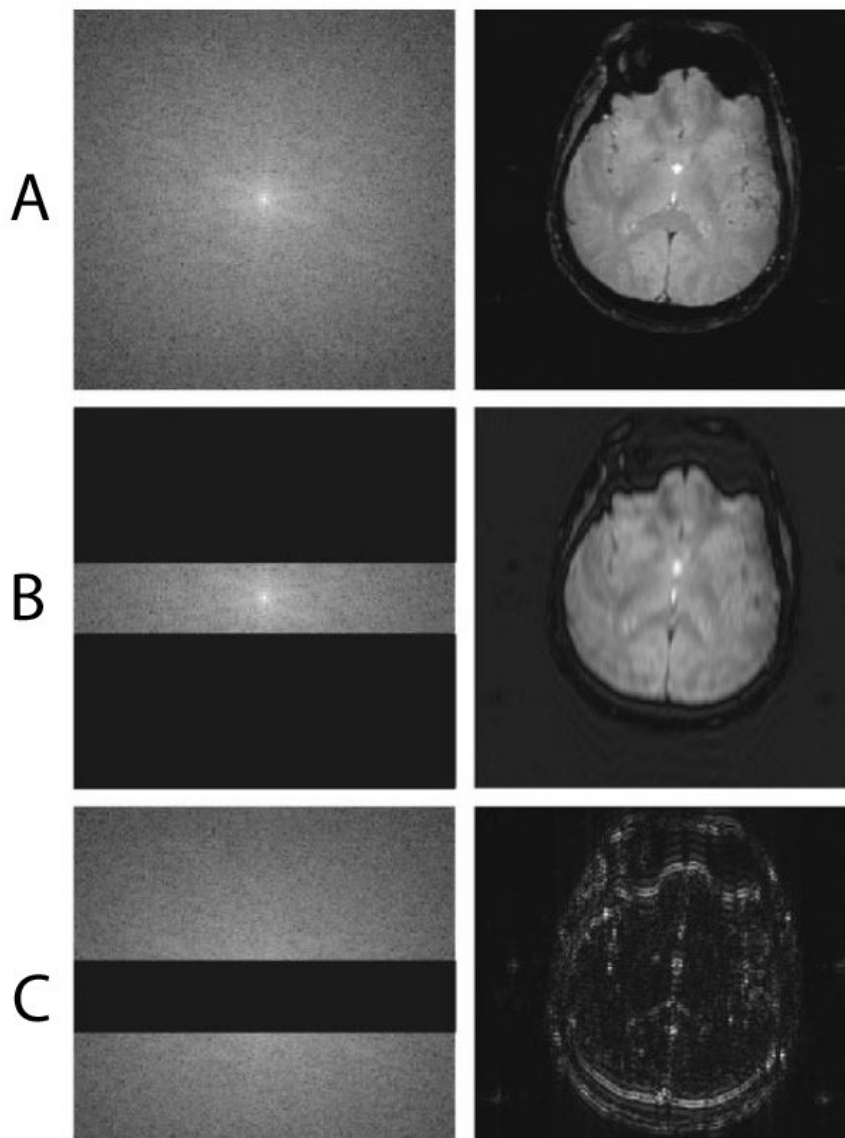


Figure 5. Effets d'un remplissage partiel de l'espace k sur l'image IRM (d'après (55)).

Colonne de gauche : représentation des espaces k ; colonne de droite : images reconstruites depuis les données de l'espace k associé.

- A. Espace k complet.
- B. Utilisation du centre de l'espace k résultant en une image de basse résolution spatiale.
- C. Utilisation de la périphérie de l'espace k ne montrant que les bords de l'image.

Théoriquement, quelle que soit la façon dont on remplit cet espace k, l'image finale sera la même. En pratique, en raison de différents phénomènes physiques (flux, mouvement, inhomogénéité du champ magnétique par exemple), indépendants du réglage de l'IRM, la qualité de l'image finale peut varier énormément en fonction du mode d'acquisition (55). Le remplissage cartésien est le plus simple : on acquiert ligne par ligne, de haut en bas, avec une répétition de l'impulsion de radiofréquence à chaque ligne. On peut aussi décider de le remplir de manière non linéaire, en spirale par exemple, en partant du centre, ce qui diminue les artéfacts liés aux mouvements.

c. Résolution temporelle, résolution spatiale et rapport signal sur bruit

Le S/B est le rapport entre l'intensité du signal mesuré par l'IRM et le bruit de fond de l'examen. Un examen de bonne qualité vise à obtenir le meilleur S/B possible mais il est influencé par plusieurs facteurs (56). Certains sont non modifiables et sont liés à la machine (force du champ magnétique, hétérogénéité de ce dernier, bruit électronique des composants) ou au patient et à la région anatomique étudiée (poids et taille du patient, propriétés magnétiques intrinsèques des tissus étudiés, corps étrangers). Les autres sont modifiables et liés au protocole d'acquisition utilisé, ils correspondent à la résolution spatiale, la résolution temporelle et le temps d'acquisition de l'examen.

La résolution spatiale est définie comme la capacité d'un examen d'imagerie à différencier deux structures adjacentes comme étant distinctes l'une de l'autre. Elle dépend en IRM de la taille du voxel. Un voxel correspond à un pixel auquel on ajoute une troisième dimension, l'épaisseur de coupe. La taille du voxel dépend du champ de

vue, de la matrice, de l'épaisseur de coupe et de la pente des gradients de champ magnétique utilisés pour coder l'image (Figure 6). Le champ de vue correspond à la portion de région anatomique que l'on souhaite imager, la matrice à la grille digitale sur laquelle va être répartie l'information mesurée dans le champ de vue, la structure élémentaire en étant le voxel.

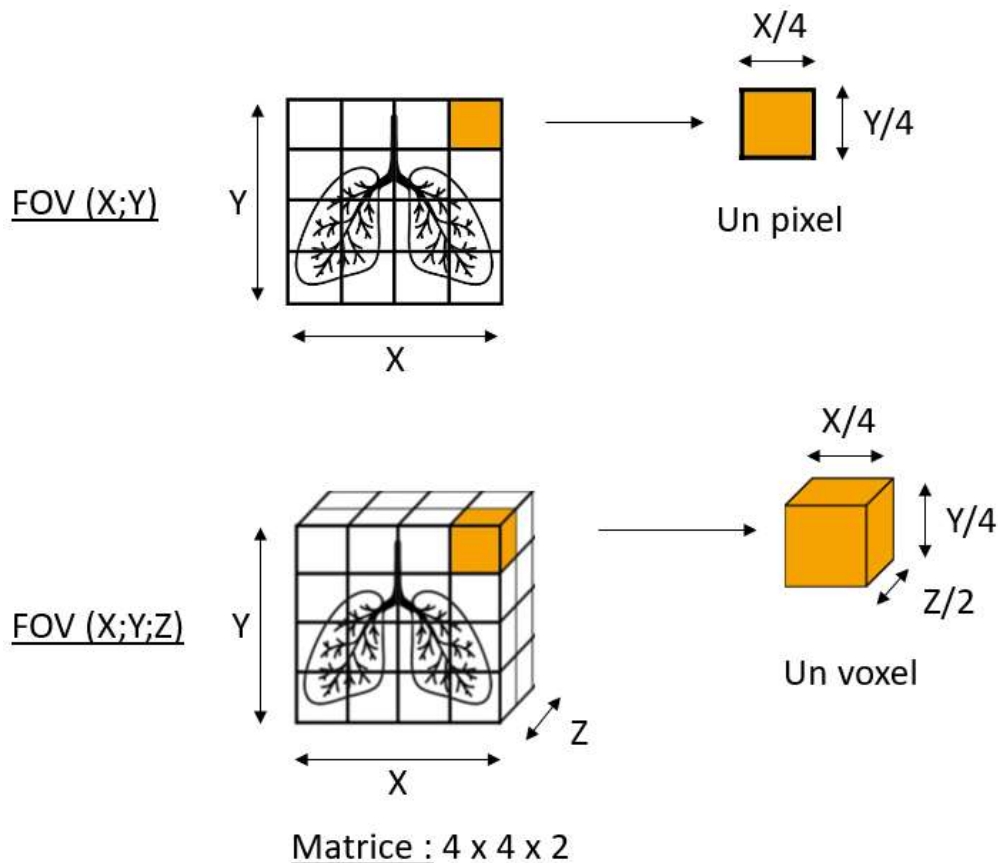


Figure 6. Relation entre le champ de vue, la matrice et le voxel.

Le rapport signal sur bruit augmente de manière linéaire avec la taille du voxel. Celui-ci dépend de la taille du champ de vue (FOV) et de l'épaisseur de coupe (Z).

La résolution temporelle correspond au temps nécessaire entre l'acquisition de deux images. Elle dépend du TR (temps de répétition : temps nécessaire pour appliquer une fois l'onde de radiofréquence et enregistrer le signal) et du nombre de répétitions nécessaire pour remplir suffisamment l'espace k.

Le radiologue, en fonction de la question posée, peut décider d'améliorer l'un ou l'autre de ces paramètres, par exemple (Figure 7) :

- En augmentant le nombre de répétitions pour obtenir plus de mesures dans l'espace k, le S/B sera meilleur mais cela allongera proportionnellement le temps d'acquisition total et la résolution temporelle.
- En augmentant la taille de la matrice, la résolution spatiale s'améliorera mais le S/B diminuera, le temps d'acquisition augmentera.

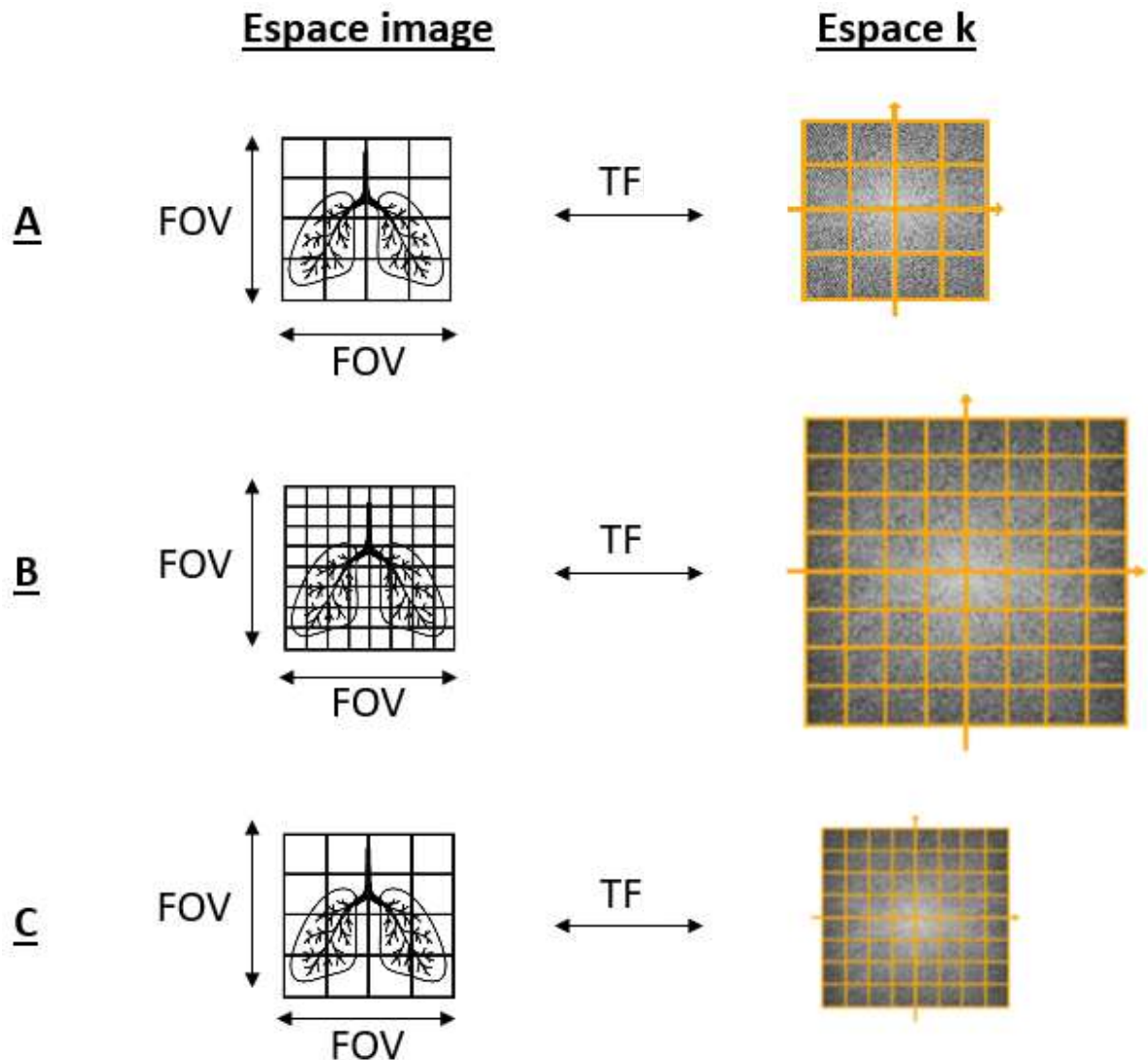


Figure 7. Modification du S/B, de la résolution spatiale et temporelle (modifié d'après (56)).

1. L'image A et C ont la même résolution spatiale. L'échantillonnage dans l'espace k est doublé pour l'image C, le S/B augmente ainsi que le temps d'acquisition, la résolution temporelle diminue.
 2. L'image A et B ont le même champ de vue mais la matrice de l'image B est doublée, les voxels de l'image B sont deux fois plus petits : sa résolution spatiale est doublée mais le S/B diminue et la résolution temporelle diminue.
- FOV : champ de vue ; TF : transformée de Fourier

A titre indicatif, le Tableau 1 résume les principaux paramètres modifiables en IRM et illustre cette notion de compromis entre S/B, résolution spatiale et résolution temporelle.

Tableau 1. Compromis entre rapport signal sur bruit, résolution spatiale, temps d'acquisition et couverture spatiale (d'après (56)).

Increase parameters	SNR	Spatial resolution	Acquisition time	Spatial coverage
FOV	+	-	o	+
FOV and matrix size	+	o	+	+
Slice thickness	+	-	o	+
TR	+	o	+	o
TE	-	o	o	o
NEX	+	o	+	o
Matrix size	-	+	+	o
Readout BW	-	o	-	o
Partial Fourier	-	o	-	o
Asymmetric echo	-	o	-	o
Field strength	+	o	o	o
Phased-array coil	+	o	o	o

Les icônes dans le tableau représentent la réponse de ces facteurs à l'augmentation des paramètres dans la première colonne du tableau (+ augmentation ; - diminution ; o pas de différence).

SNR : rapport signal sur bruit ; FOV : champ de vue ; TR : temps de répétition ; TE : temps d'écho ; NEX : nombre d'excitation ; BW : bande passante.

II. Les différentes séquences d'ARM

Plusieurs méthodes existent pour effectuer une ARM. Au départ, on utilisait des séquences dites *time of flight*, sans injection : on sature, sur une coupe, le signal des tissus stationnaires, le sang qui rentre alors dans ce plan de coupe n'est pas saturé et présente un hypersignal comparativement aux tissus environnants (57). Cependant, en cas d'anatomie vasculaire complexe, de flux turbulents, lents ou de flux orienté de manière parallèle au plan de coupe, il existe une perte de signal importante.

Afin de pallier à ces limitations, a été développée l'ARM avec injection de produit de contraste. En injectant un bolus de chélate de gadolinium par voie veineuse, on

s'affranchit des contraintes liées aux flux. Il faut en revanche impérativement que le centre de l'espace k (où se trouve le contraste) soit rempli au moment où le bolus opacifie les vaisseaux que l'on étudie. Cela implique de paramétrer le délai d'acquisition après injection ou d'utiliser des méthodes de détection de bolus, qui sont tous deux, potentiellement, sources d'erreur.

L'ARM dynamique ajoute une dimension temporelle à l'ARM classique. Le principe est d'acquérir suffisamment rapidement de multiples espace k, afin de pouvoir suivre la progression du bolus de produit de contraste dans les vaisseaux, permettant ainsi d'évaluer l'hémodynamique des tissus étudiés. Contrairement à l'ARM statique, elle ne nécessite pas de méthode de détection de bolus. Elle implique cependant un temps d'acquisition par espace k court, c'est à dire une très bonne résolution temporelle.

III. La séquence TWIST

La séquence TWIST (ou *time-resolved angiography with interleaved stochastic trajectories*) est une séquence d'ARM dynamique 3D développée par Siemens Healthineers (Erlangen, Allemagne). Le même type de séquence existe chez les autres constructeurs, suivant sensiblement le même principe (notamment : TRICKS pour *time-resolved imaging of contrast kinetics* – General Electric Healthcare, Milwaukee, USA ; 4D-TRACK pour *4D time-resolved angiography using keyhole* – Philips Healthcare, Best, Pays-Bas). Afin d'obtenir un temps d'acquisition court, ce type de séquence associe deux techniques d'acquisition des données : le *view-sharing* (« partage de vues ») et le *keyhole* (« trou de serrure »).

Lors d'une acquisition ARM, l'essentiel de l'information que l'on recueille est le passage du produit de contraste. Cette information est majoritairement contenue au centre du plan de Fourier. En utilisant la méthode *keyhole*, on acquiert au départ un espace k entier qui servira de référence. Puis pour chaque image de l'ARM, on ne remplira que le centre de l'espace k. Le reste des informations sera rempli grâce à l'espace k de référence (Figure 8) (56–58).

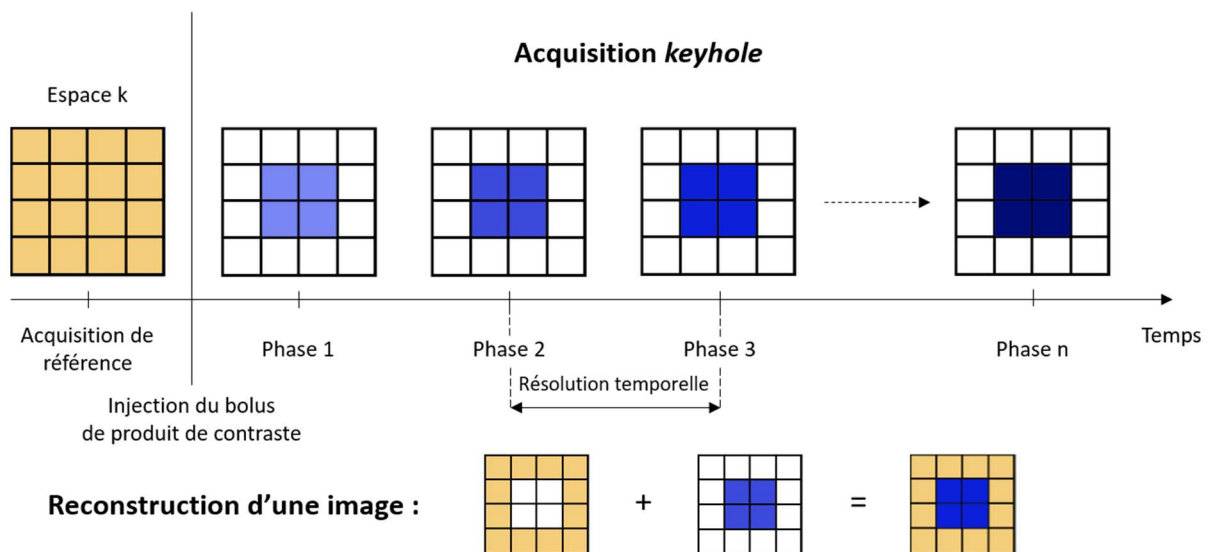


Figure 8. Méthode d'acquisition *keyhole*.

Le remplissage de la périphérie de l'espace k se fait avec les informations de l'acquisition de référence (en jaune). Le centre est acquis à chaque phase (en bleu).

Cette technique permet de réduire le nombre de mesures nécessaire pour remplir l'espace k pour ainsi diminuer le temps d'acquisition de chaque image et donc augmenter la résolution temporelle. Cependant cette méthode suppose que les structures ne se déplacent pas durant l'acquisition : les informations concernant la netteté des bords et la résolution spatiale ne sont acquises qu'une seule fois au début de l'examen, elles peuvent ne pas correspondre parfaitement aux données de la zone centrale des différentes phases temporelles donnant alors des artéfacts de flou.

La séquence TWIST divise alors le plan de Fourier en deux zones, une zone A centrale et une zone B périphérique (59). Cette zone B est elle-même subdivisée en n zones réparties de manière pseudo-aléatoire. A chaque acquisition de l'espace k , on remplit le centre et $1/n^{\text{ième}}$ de la zone B. Un espace k composite sera reconstruit en utilisant les informations de la zone A contenant le contraste mesuré à chaque phase ainsi que les données des n zones B les plus proches dans le temps pour reconstituer la périphérie complète, c'est le partage de vues ou *view-sharing* (Figure 9).

Cette méthode permet également d'augmenter significativement la résolution temporelle puisqu'on n'acquiert qu'une portion de l'espace k à chaque phase temporelle. De plus, contrairement à la méthode *keyhole* seule, la zone périphérique contenant les informations relatives à la résolution spatiale est actualisée plusieurs fois au cours de l'examen, ce qui diminue les artéfacts de flou. Le nombre de phases nécessaire au renouvellement complet de la zone périphérique est appelé le *footprint* (« pas ») ; il est généralement compris entre deux et cinq (59).

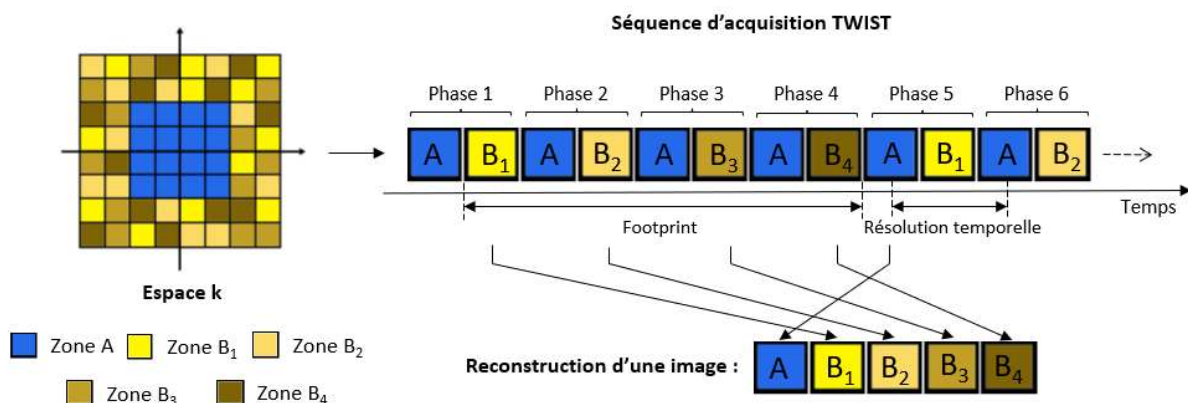


Figure 9. Concept du *view-sharing*

Le centre de l'espace k est acquis quatre fois plus souvent que la périphérie. Le remplissage de l'espace k périphérique se fait avec les données des phases adjacentes les plus proches. Ici il faut quatre phases pour remplir entièrement la zone B : le *footprint* est de quatre.

IV. Le *compressed sensing*

Le *compressed sensing* (CS) est une méthode d'acquisition et de traitement du signal qui permet de restituer une image via des méthodes de reconstructions itératives, à partir d'un espace k hautement sous-échantillonné.

Le volume croissant des données et images utilisé en pratique courante impose que ces dernières soient compressées, cela permet de diminuer significativement leur taille au prix d'une perte d'information irréversible. Cependant, grâce à l'utilisation de différents algorithmes, on arrive à compresser une image sans qu'elle perde l'information pertinente (exemples : JPEG, TIF, DICOM) (60). La question s'est alors posée : « *Puisque l'image acquise va être compressée, ce qui implique de supprimer de l'information jugée inutile, est-il nécessaire de faire l'acquisition de toute l'image ?* ». En d'autres termes : « *Est-il possible de ne mesurer que l'information qui restera après compression et reconstruire l'image sans perte d'information pertinente ?* ». Ceci permettrait de diminuer le temps d'acquisition de l'image, ainsi que l'espace nécessaire au stockage de celle-ci. Le CS permet de répondre par l'affirmative si trois conditions sont respectées (61) :

- L'image IRM doit être *sparse* (qu'on pourrait traduire par « compressible »), c'est-à-dire que la majorité de l'information doit être contenue dans un petit nombre de pixels ou voxels.
- Le sous-échantillonnage de l'espace k doit être (pseudo-)aléatoire de sorte que les artefacts de repliement (ou *aliasing*) lors de la rétro-transformation vers le domaine image soient également aléatoires et ressemblent à du bruit.
- L'utilisation d'algorithmes de reconstructions itératives qui extraient progressivement, par cycle, l'information contenue dans le « pseudo-bruit » (Figure 10) (62).

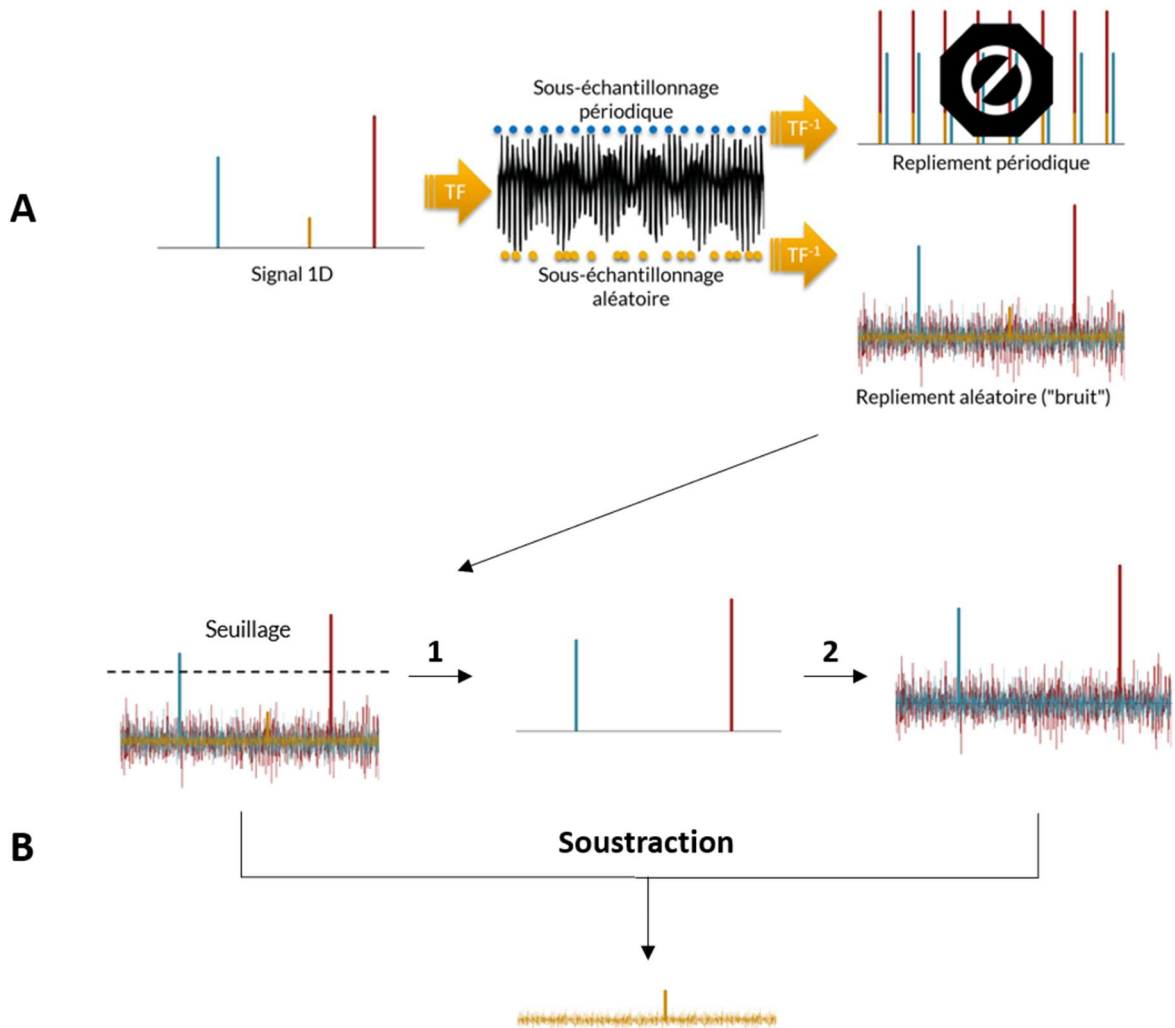


Figure 10. Illustration du sous-échantillonnage et de l'algorithme de reconstruction itérative (d'après (62)).

A : Le signal simple 1D subit une transformation de Fourier (TF) pour obtenir sa représentation fréquentielle. Un sous-échantillonnage périodique (points bleus), après transformation de Fourier inverse (TF^{-1}) sera responsable d'artéfacts de repliement périodique (*aliasing*) dans le domaine image. Un sous-échantillonnage aléatoire (points jaunes) sera responsable d'artéfacts de repliement aléatoire.

B : exemple d'un cycle de reconstruction itérative.

Depuis l'acquisition avec sous-échantillonnage aléatoire, on applique un seuillage permettant d'extraire les composantes avec les plus hautes amplitudes (①). On estime le signal fréquentiel qu'on aurait obtenu si on avait imagé seulement ce qu'on vient d'extraire par seuillage et quelles « interférences » cela aurait produit (②). On soustrait ce signal estimé au signal réellement mesuré permettant alors de démasquer des composantes de plus faible amplitude.

De par sa conception initiale, la séquence TWIST se prête bien aux reconstructions itératives du CS. En effet, ses images sont intrinsèquement *sparse* puisqu'un petit nombre de pixels sont hyperintenses (correspondant au produit de contraste) quand la majorité des autres sont hypointenses (condition n°1). Deuxièmement, l'échantillonnage de l'espace k se fait selon des trajectoires stochastiques, c'est-à-dire aléatoire (condition n°2). Il ne reste qu'à appliquer l'algorithme de reconstruction itérative (condition n°3).

En pratique, le CS permet de reconstruire une image en utilisant moins de données (sous-échantillonnage de l'espace k). Son application à la séquence TWIST (TWIST-CS) autorise de reconstruire les images uniquement à l'aide des données acquises pendant la même phase temporelle puisque les cycles de reconstructions itératives permettront, à priori, de rétablir une qualité image adéquate (Figure 11).

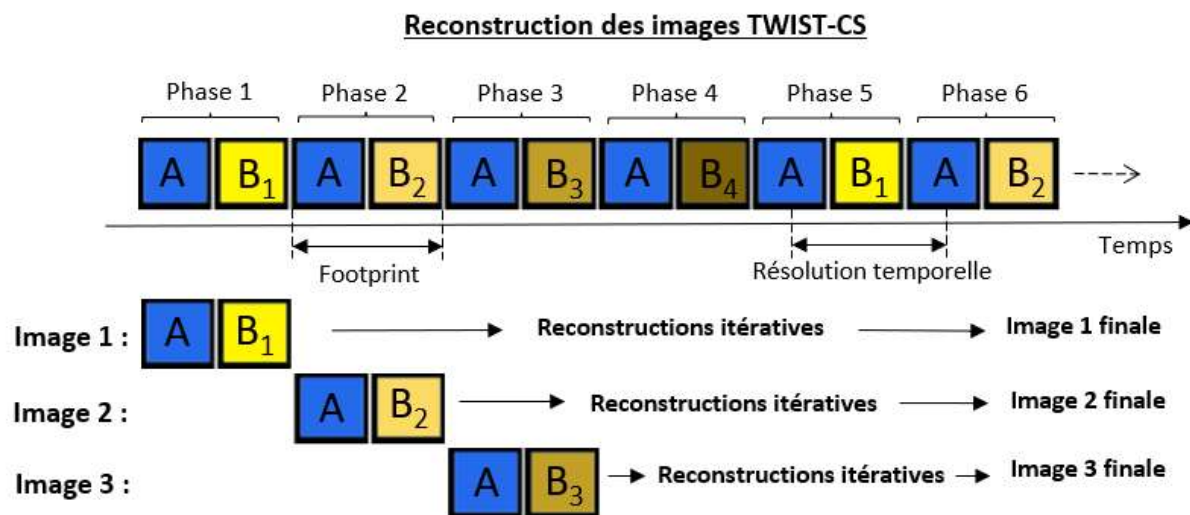


Figure 11. Reconstruction des images en TWIST-CS.

Chaque image est reconstruite avec les données de la phase temporelle correspondante. Le *footprint* est égal à 1 et correspond à la résolution temporelle dans cet exemple.

Ainsi la séquence TWIST-CS permet potentiellement (59,63) :

- De diminuer les artéfacts liés au *view-sharing* : la reconstruction d'une image à une phase temporelle donnée est effectuée uniquement grâce aux informations acquises pendant cette phase. Le *footprint* est égal à la résolution temporelle.
- D'augmenter la résolution temporelle pour un même temps d'acquisition total : puisque les images seront reconstruites à partir d'un espace k sous-échantillonné, on peut augmenter le nombre d'images mesuré. En d'autres termes, on privilégie la résolution temporelle au détriment de la résolution spatiale puis on restaure cette dernière par les reconstructions de type CS.

Objectifs du travail de thèse

L'objectif principal de ce travail est d'évaluer la faisabilité technique et l'apport d'une séquence d'ARM dynamique avec une haute résolution temporelle (séquence TWIST avec reconstructions itératives par *compressed sensing*) dans l'étude des FAVP. Cette séquence sera comparée à la séquence TWIST classique ainsi qu'au *gold-standard* actuel, l'angioscanner.

Les critères d'évaluation principaux comporteront :

- Une évaluation subjective de la qualité image de l'examen.
- Une évaluation de la résolution spatiale via le l'ordre de génération visible des artères pulmonaires et la netteté des bords de ces artères.
- L'existence d'une phase artérielle pulmonaire pure.
- La visibilité des FAVP ainsi que la mesure de leur artère, veine et sac anévrismal.

Le critère d'évaluation secondaire évaluera la capacité des séquences TWIST et TWIST-CS à mettre en évidence une reperméabilisation.

Matériel et méthodes

I. Population étudiée

Les patients suivis pour une THH dans le service de Radiologie Cardiovasculaire à l'Institut Cœur-Poumon du CHU de Lille et ayant bénéficié d'une consultation en radiologie interventionnelle entre novembre 2020 et octobre 2021 ont été inclus de manière rétrospective. Les critères d'exclusion étaient : l'absence d'angioscanner de suivi disponible, l'absence d'ARM thoracique dynamique avec reconstruction CS disponible, le refus du patient, patient mineur.

Tous les patients ont donné leur consentement éclairé. L'étude a été approuvée par le Comité d'Ethique de la Recherche en Imagerie Médicale (CERIM) sous le numéro IRB : CRM-2204-254.

II. Protocole d'imagerie

Tous les examens IRM ont été réalisés sur une machine 1,5 Tesla (MAGNETOM Aera, Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne). Chaque patient a bénéficié d'une acquisition TWIST et d'une acquisition TWIST-CS, espacées d'au minimum 3 minutes. Une injection de 0,05 mmol/kg de gadoteridol (ProHance[®], Bracco Diagnostics Inc., Monroe Township, NJ, Etats-Unis) était injectée pour chaque acquisition, soit une dose totale de 0,1 mmol/kg (64). Une allocation aléatoire de l'ordre de réalisation des deux séquences d'ARM dynamiques a été réalisée afin d'éviter un biais systématique lié à la première injection. Les deux injections devaient être réalisées au même débit, à 4mL/s. Les caractéristiques techniques des séquences TWIST et TWIST-CS sont résumées dans le **Tableau 2**. Les angioscanners ont été réalisés sur un scanner

double source (SOMATOM Force, Siemens Healthineers, Forchheim, Allemagne) au cours du suivi des patients selon les pratiques habituelles.

Tableau 2. Paramètres d'acquisition du TWIST et du CS-TWIST

	TWIST	TWIST-CS
Temps de répétition (TR), ms	1,82	1,82
Temps d'écho (TE), ms	0,76	0,76
Angle de bascule, degré	21	21
Type de séquence	Echo de gradient	Echo de gradient
Type d'acquisition	3D	3D
Technique d'accélération	GRAPPA	GRAPPA
Facteur d'accélération encodage de phase	2	4
Facteur d'accélération 3D	2	2
Champ de vue, mm²	380 x 380	380 x 380
Matrice, pixel²	448 x 448	448 x 448
Résolution spatiale, mm²	0,85 x 0,85	0,85 x 0,85
Epaisseur de coupe, mm	1,1	1,1
Résolution temporelle, sec	3,1	1,8
Footprint, sec	13,2	1,8
Nombre de phases	8	17
Bande passante, Hz/pixel	1490	1490
Région centrale A, %	15	15
Densité d'échantillonnage B, %	10	10
Cycles de reconstructions itératives, n	NA	20

III. Critères d'évaluation


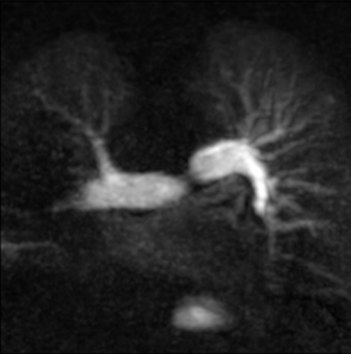
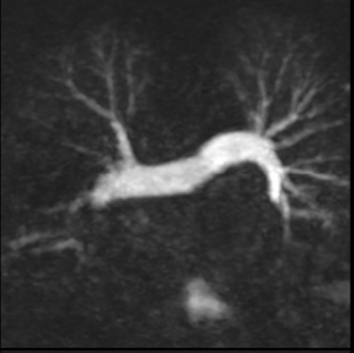
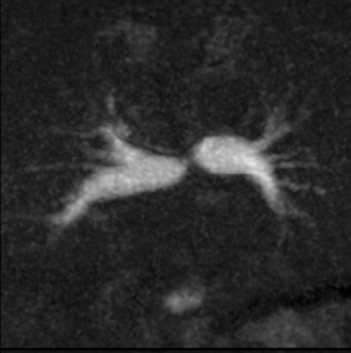
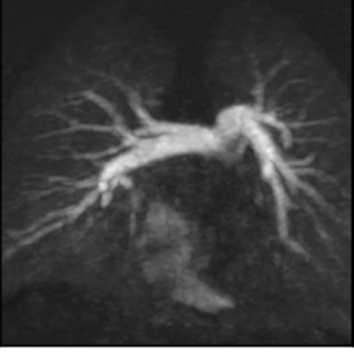
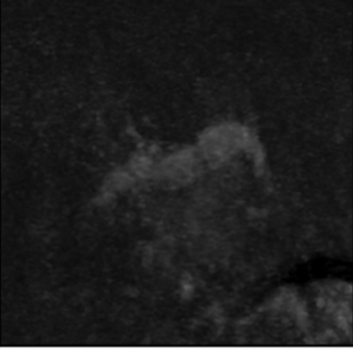
L'analyse a été réalisée par un unique lecteur (l'auteur), avec quatre ans d'expérience en imagerie cardio-vasculaire, ayant déjà participé à la préparation et à la réalisation de plusieurs gestes d'embolisation artérielle pulmonaire.

a. Evaluation globale de l'examen

1. Qualité subjective de l'examen

La qualité des images des séquences TWIST et TWIST-CS a été évaluée de manière subjective, en prenant en compte principalement la visibilité en distalité des artères pulmonaires et l'existence d'artéfacts (de mouvements, en bandes, dits de *off-resonance*) empêchant l'interprétation de manière partielle. Les examens ont été notés selon une échelle de Likert de 1 à 6 (Tableau 3).

Tableau 3. Echelle de cotation de la qualité d'image

6 Bonne visibilité des artères distales sans artéfacts limitant l'interprétation		3 Artères distales moyennement visibles avec artéfacts limitant l'interprétation	
5 Bonne visibilité des artères distales avec artéfacts limitant l'interprétation		2 Artères distales non visibles	
4 Artères distales moyennement visibles sans artéfacts limitant l'interprétation		1 Examen ininterprétable	

Images reconstruites en coronal strict, sur la phase artérielle pulmonaire ; MIP de 40 mm. Séquence TWIST-CS en 6, 5 et 4. Séquence TWIST standard en 3, 2 et 1. Les examens concernent des patients différents sauf pour le 5 et 3.

2. Nombre de générations artérielles pulmonaires et netteté des bords

Pour évaluer la visibilité en distalité des vaisseaux pulmonaires, un décompte du nombre d'ordre de division artérielle a été effectué en A1G, sur une image reconstruite dans le plan coronal et en projection d'intensité maximale (MIP) de 10 mm permettant de voir la portion proximale de A1G ainsi que le plus grand nombre de divisions distales. La mesure a été effectuée sur A1G (Figure 12). La première division comptabilisée correspondait au tronc de l'artère pulmonaire selon le modèle de Weibel (65). La phase artérielle pulmonaire était choisie pour les séquences TWIST et CS-TWIST ; lorsqu'elle n'existait pas, la phase temporelle avec le moins de retour veineux possible a été utilisée.

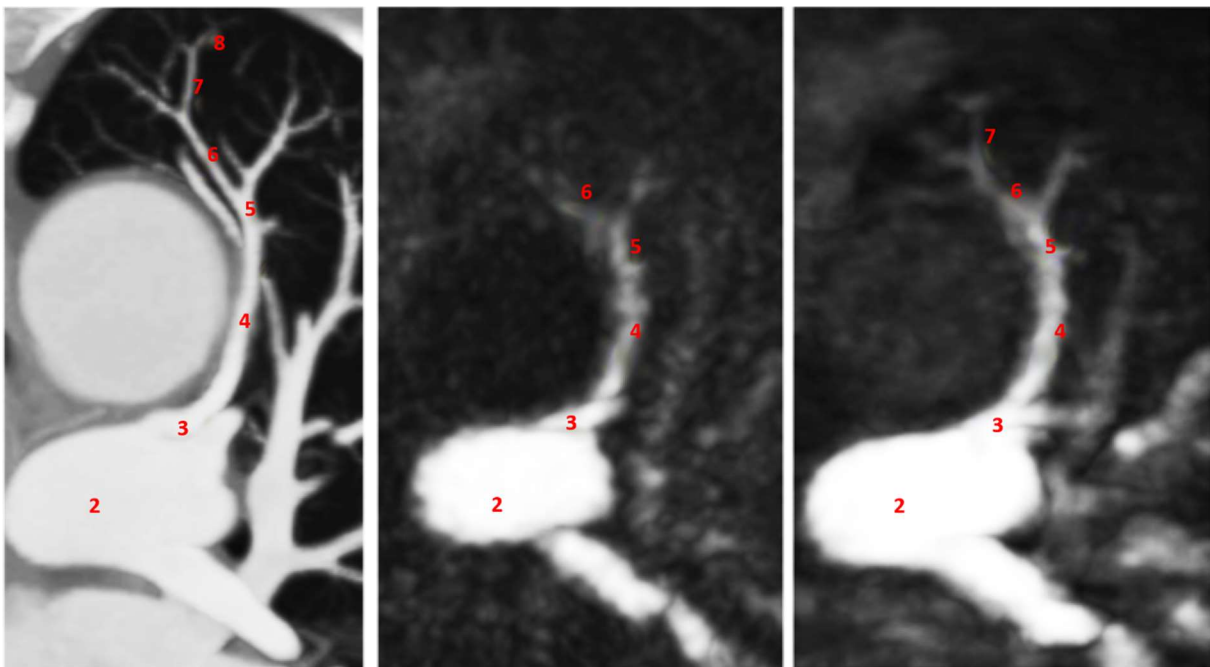
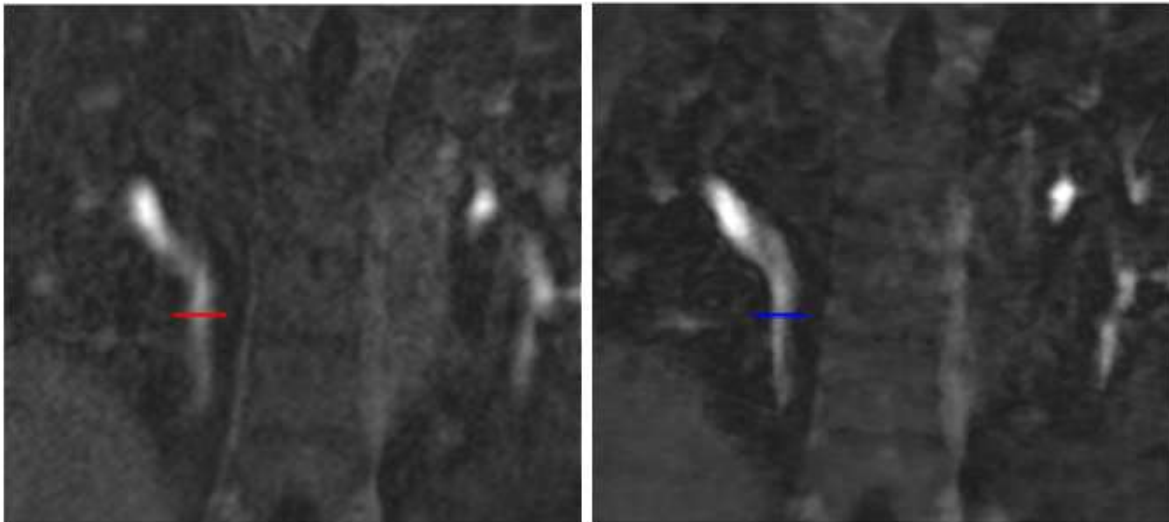


Figure 12. Mesure de l'ordre de génération des artères pulmonaires.

De gauche à droite : scanner ; séquence TWIST ; séquence TWIST-CS correspondant au même patient. La première génération artérielle correspond au tronc de l'artère pulmonaire. MIP 10 mm dans le plan coronal.

La netteté des bords en distalité des artères pulmonaires a été évaluée selon une méthode déjà décrite (66). Sur la séquence TWIST, une ligne a été tracée passant par la portion distale de l'artère, perpendiculaire à son axe, et par le parenchyme pulmonaire adjacent, sur une coupe coronale stricte et à la phase temporelle où l'artère

était la mieux opacifiée. Un script MATLAB (version R2019a, The MathWorks, Natick, MA, USA) a été conçu pour générer un profil d'intensité des pixels le long de cette ligne (en unité arbitraire). La netteté des bords est définie comme l'inverse de la distance, entre les pixels correspondant à 20% et 80% de l'intensité maximale le long



Intensité des pixels

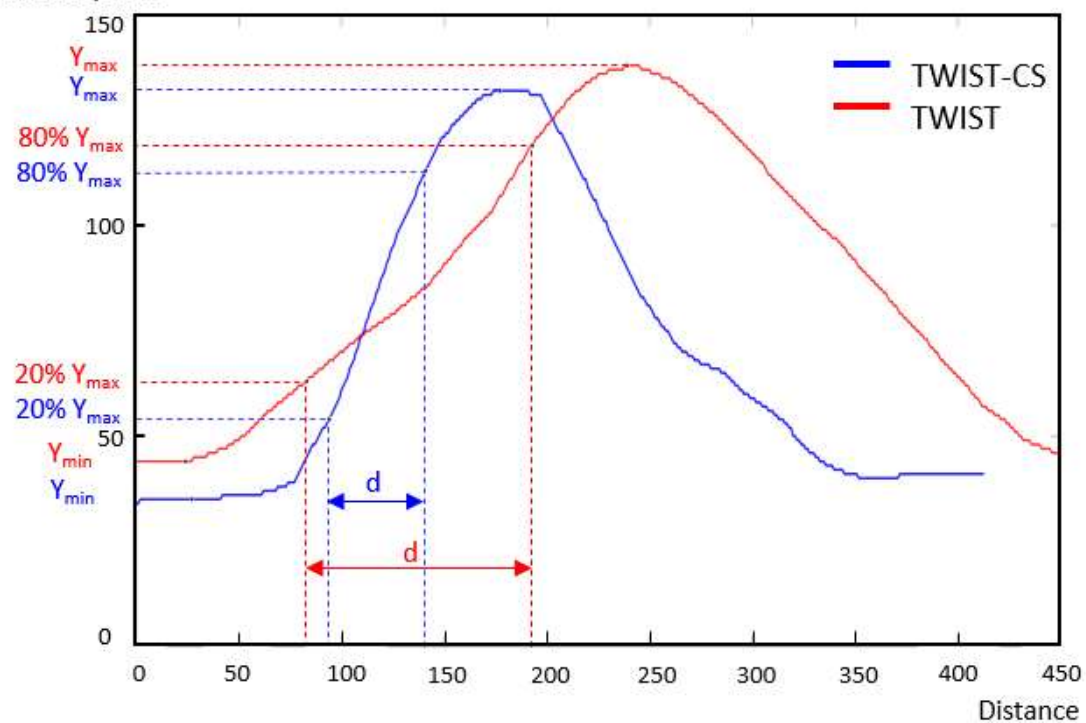


Figure 13. Exemple de mesure de la netteté des bords au niveau lobaire inférieur droit

En haut à gauche : séquence TWIST (rouge) ; en haut à droite : séquence CS-TWIST (bleu). Intensité des pixels en unité arbitraire, distance en pixel.

Netteté des bords = $1/d$; Y_{max} : intensité maximale des pixels ; Y_{min} : intensité minimale des pixels.

de la ligne (Figure 13). Cette même procédure a été répétée sur la coupe appariée de la séquence TWIST-CS. Ces mesures ont été effectuées au niveau des artères du lobe supérieure gauche (LSG) et du lobe inférieur droit (LID).

3. Phase artérielle pulmonaire pure

Une phase artérielle pulmonaire pure, était définie comme la phase temporelle où les artères pulmonaires distales sont correctement opacifiées, sans rehaussement parenchymateux pulmonaire ou retour veineux pulmonaire. Sa présence ou non est évaluée sur les séquences TWIST et TWIST-CS.

b. Evaluation des FAVP

1. Visibilité des FAVP

Le degré de visibilité des FAVP, correspondant à la visibilité ou non du sac anévrysmal et des vaisseaux, a été cotée sur une échelle de Likert de 1 à 4 (4 = sac bien visible, vaisseaux facilement mesurables ; 3 = sac moyennement visible, vaisseaux flous mais mesurable ; 2 = sac à peine visible, vaisseaux non visibles ou difficilement mesurable ; 1 = non visible) pour les séquences TWIST et TWIST-CS.

2. Mesure des FAVP

L'angioscanner, la séquence TWIST et la séquence TWIST-CS ont été analysés en aveugle, après anonymisation et randomisation. Pour chaque fistule visible sur l'angioscanner avec un pédicule artériel afférent supérieur à 1 mm de diamètre, le plus grand diamètre de l'artère afférente et de la veine efférente ainsi que

le plus grand axe du sac anévrismal (ou du nidus de vaisseaux dilatés) ont été mesurés sur des reconstructions multi-planaires avec MIP de 5 mm. La mesure des vaisseaux a été effectuée entre 5 et 10 mm en amont (artère) ou en aval (veine) du sac anévrismal. Pour les séquences TWIST et TWIST-CS, les mesures ont été effectuées sur la ou les phases temporelles où la structure étudiée était la mieux visible.

3. Reperméabilisation des FAVP

La suspicion de reperméabilisation de FAVP en ARM dynamique reposait sur une opacification simultanée du sac anévrismal et de sa veine de drainage ou un rehaussement du sac précoce (avant la visualisation des veines pulmonaires normales) (37,48). Un rehaussement maximum du sac au temps artériel systémique faisait suspecter une reperfusion via le recrutement d'artères systémique. La reperméabilisation d'une FAVP en angioscanner était suspectée selon les critères TDM déjà décrits dans la littérature (67,68).

IV. Analyse statistique

Les données catégorielles sont données en nombres et pourcentages. Les variables quantitatives sont données en moyenne \pm écart-type [valeur minimale - valeur maximale] si elles suivent une loi normale. Elles sont données sous forme de médiane [valeur minimale - valeur maximale] dans les autres cas. L'hypothèse de normalité a été testée à l'aide du test D'Agostino-Pearson.

Les variables catégorielles ou ne suivant pas une distribution normale ont été comparées par un test de Wilcoxon ou de Friedman en cas de dépendance, par un test de Mann-Whitney ou de Kruskal-Wallis en cas de variables indépendantes. Les

diamètres des structures vasculaires ont été comparés par un test de Student apparié. La significativité du résultat est définie comme $p < 0,05$. L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel MedCalc (version 14.8.1.0, MedCalc Software, Ostend, Belgique).

Résultats :

I. Population

Quarante-et-un patients ayant bénéficié d'une consultation en radiologie interventionnelle entre novembre 2020 et octobre 2021 ont été inclus. Dix-huit patients ont été exclus en raison d'un refus ou de l'impossibilité de procéder aux reconstructions CS. L'analyse de la qualité globale des examens a été faite sur 23 patients. L'analyse de la visibilité des FAVP a été effectuée sur 17 patients puisque six patients n'avaient pas de FAVP visible sur l'angioscanner (Figure 14). Le Tableau 4 résume leurs données démographiques.

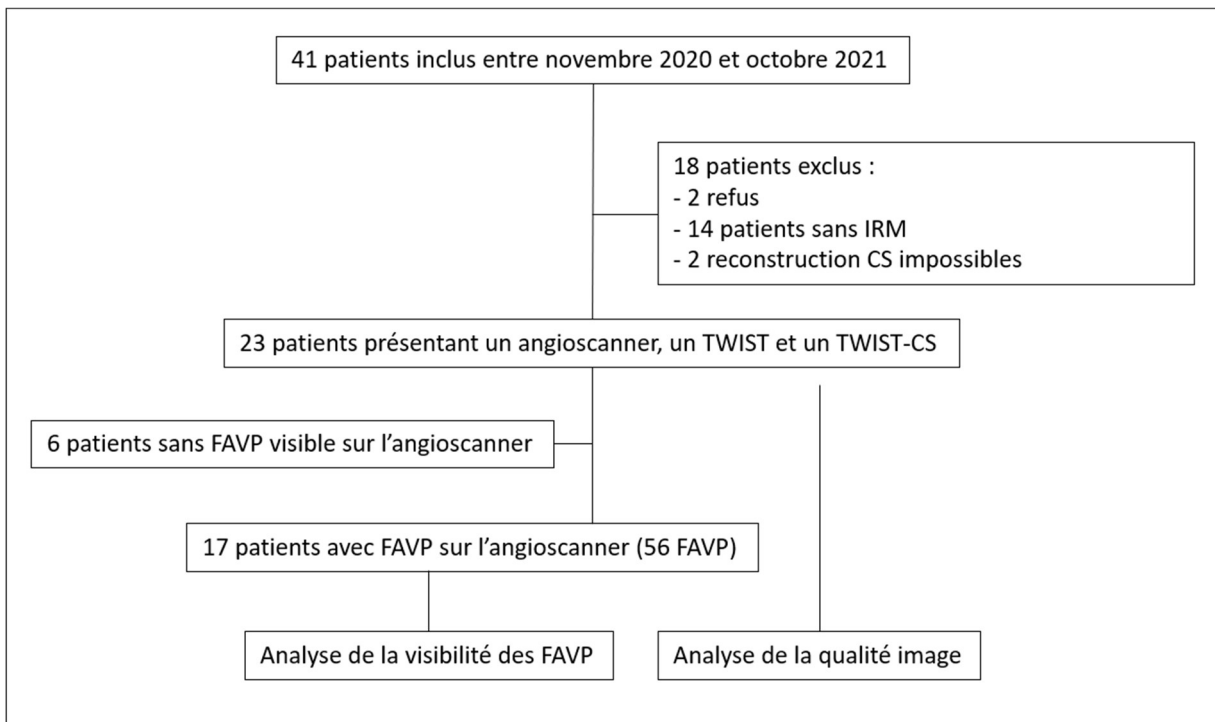


Figure 14. Inclusion des patients

FAVP : fistule artério-veineuse pulmonaire ; CS : *compressed sensing*.

Tableau 4. Données démographiques

Nombre de patients, n	23	
Age, années	52 ± 16 [20-78]	
Nombre de femmes, n (%)	11 (47,8)	
Taille, cm	170,9 ± 10,0 [153-187]	
Poids, kg	73,5 ± 15,4 [48-104]	
IMC, kg/m ²	25,0 ± 4,1 [19,2-33,2]	
Type de mutation THH, n (%)	ENG	11/23 (47,8%)
	ACVRL1	4/23 (17,4%)
	Non connu	8/23 (34,8%)

Sauf indication contraire, données en moyenne ± écart-type [min – max] si distribution normale, sinon médiane [min – max]

II. Qualité image

a. Evaluation globale de l'examen

1. Temps de reconstruction

Le temps de reconstruction médian des images pour la séquence TWIST standard et la séquence TWIST-CS était de 80 s [62 – 203 s] et 2622 s [2141 – 2759 s] respectivement.

2. Qualité subjective de l'examen

La séquence TWIST-CS a permis d'améliorer la qualité image subjective des examens en comparaison avec la séquence TWIST standard (TWIST-CS : 5 [1 – 6] ; TWIST : 4 [1 – 6] ; $p < 0,001$) (Figure 15 et 16). La séquence TWIST-CS a fait toujours au moins aussi bien que la séquence TWIST : 19 examens (82,6%) ont eu un meilleur score de qualité image avec la séquence TWIST-CS. Il n'existait pas de différence

significative de gain de qualité image en fonction de la première séquence réalisée ($p = 0,36$).

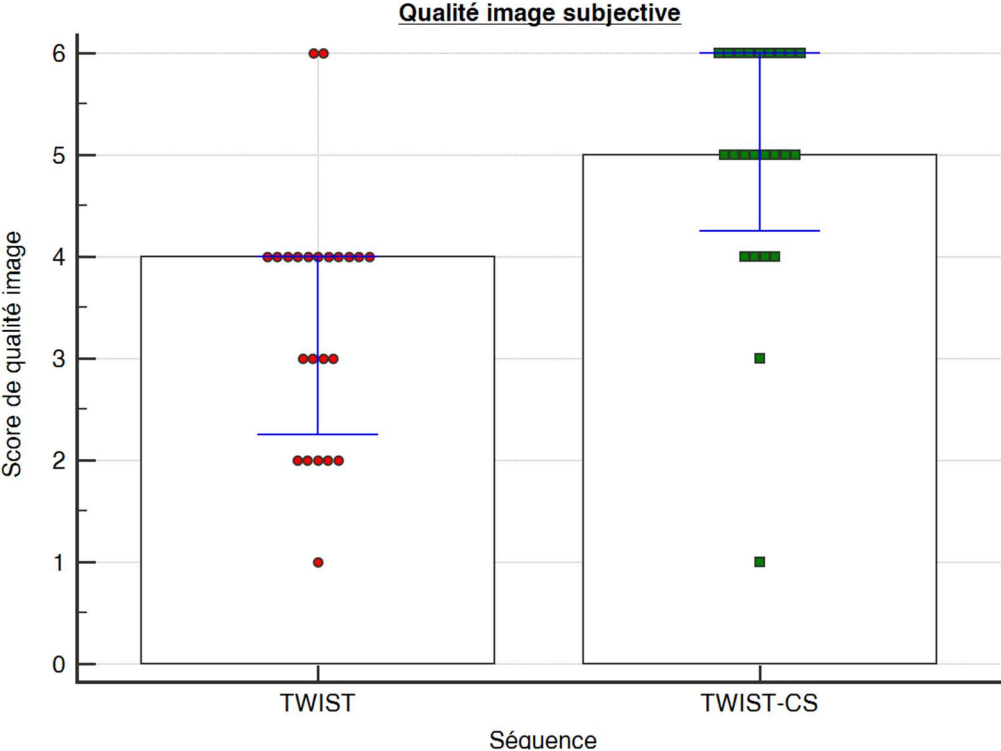
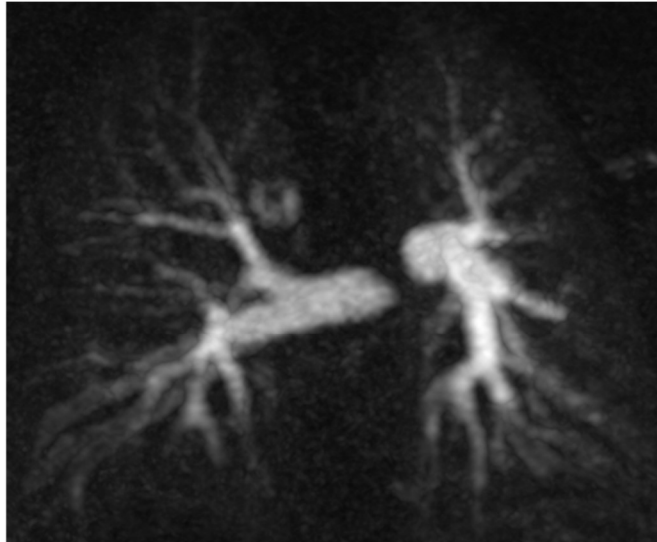


Figure 15. Diagramme de distribution des scores de qualité image des séquences TWIST et CS-TWIST
Intervalles interquartiles en bleu.

Séquence
TWIST



Séquence TWIST-CS
avant reconstructions
itératives



Séquence TWIST-CS
après reconstructions
itératives

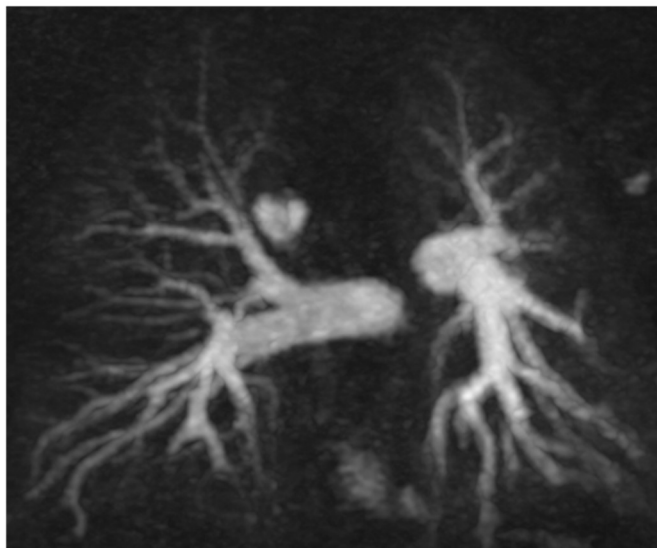


Figure 16. Différence de qualité d'image subjective entre la séquence TWIST et la séquence TWIST-CS pour un même patient.

La séquence TWIST a été notée 3, la séquence TWIST-CS a été notée 1.
Reconstructions MIP 70 mm, coronales strictes.

3. Nombre d'ordres de génération des artères pulmonaires

Il existait une différence significative entre les ordres de génération artérielle pulmonaire visibles en scanner, avec la séquence TWIST et avec la séquence TWIST-CS ($p < 0,001$). L'angioscanner permettait de voir le plus de divisions artérielles avec une médiane au 8^{ème} ordre [6^{ème} - 10^{ème}], la séquence TWIST-CS et la séquence TWIST présentaient une médiane au 7^{ème} ordre [4^{ème} - 9^{ème}] et au 6^{ème} ordre [4^{ème} - 7^{ème}] respectivement. De nouveau, la séquence TWIST-CS a fait toujours au moins aussi bien que la séquence TWIST (Figure 17). Pour un patient (rayon 4), le nombre d'ordre de génération était identique pour les trois examens en raison de l'impossibilité d'exposer suffisamment la distalité de A1G sur la coupe coronale avec MIP de 10 mm.

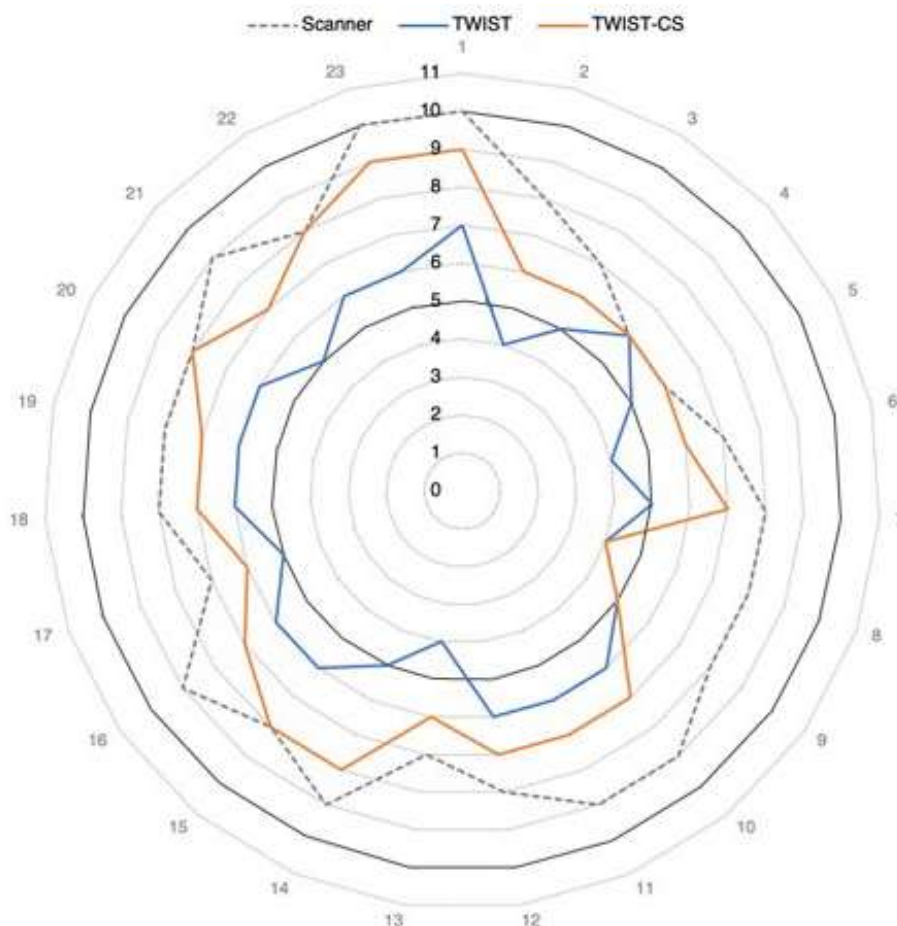


Figure 17. Visibilité des ordres de génération artérielle pulmonaire entre l'angioscanner, la séquence TWIST et la séquence CS-TWIST

Chaque rayon (de 1 à 23) correspond à un patient. Chaque cercle concentrique (de 1 à 11) correspond au nombre d'ordre de génération visible.

4. Netteté des bords

La netteté des bords des artères pulmonaires en distalité était meilleure sur la séquence TWIST-CS que sur la séquence TWIST standard que ce soit au niveau des artères du LSG ou du LID ($0,025 \pm 0,004 \text{ pixel}^{-1}$ contre $0,016 \pm 0,004 \text{ pixel}^{-1}$; $p < 0,001$) (Figure 18).

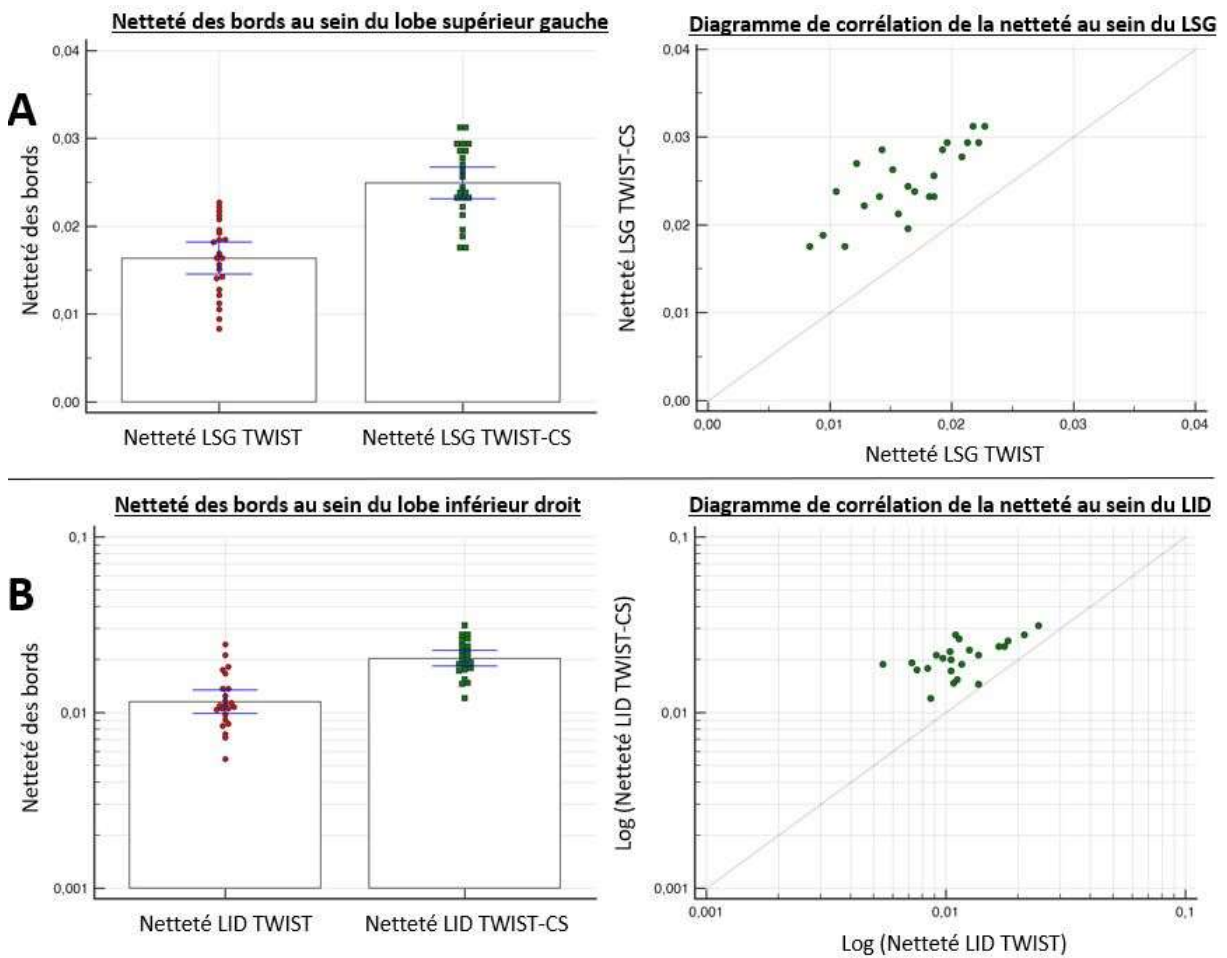


Figure 18. Comparaison de la netteté des bords des artères du LSG et du LID entre la séquence TWIST et TWIST-CS.

La netteté des bords est exprimée en pixel^{-1} .

Pour B, une transformation logarithmique a été appliquée afin d'écraser l'effet d'un patient avec une très bonne netteté et ainsi obtenir une distribution normale.

Intervalles interquartiles en bleu.

5. Phase artérielle pulmonaire pure

L'existence d'une phase artérielle pulmonaire pure était retrouvée pour 13/23 (56,5%) et 21/23 (91,3%) des examens pour la séquence TWIST et CS-TWIST respectivement ($p < 0.01$).

III. Etude des fistules artérioveineuses pulmonaires

Six patients sur 23 (26%) n'avaient pas de FAVP visible sur leur dernier angioscanner de contrôle. Cinquante-six FAVP avec un pédicule artériel supérieur à 1 mm étaient visibles sur les angioscanners des 17 autres patients (Figure 14). Les caractéristiques des FAVP à l'angioscanner et leur répartition sont résumées sur le Tableau 5 et la Figure 19 respectivement.

Tableau 5. Caractéristiques des FAVP

Nombre de patients avec FAVP visible sur le CTA, n(%)	17 (73,9%)
Nombre FAVP, n	56
Nombre de FAVP embolisées, n (%)	29/56 (51,8%)
Nombre de FAVP/patient, n	2 [1–12]
Diamètre TDM de l'artère, mm	2,0 ± 0,4 [1,0 – 3,0]*
Diamètre TDM du sac, mm	4,7 [3,0 – 14,4]
Diamètre TDM de la veine, mm	2,6 [1,4 – 8,6]

Sauf indication contraire, données en moyenne ± écart-type [min – max] si distribution normale, sinon médiane [min – max]

* Sur les 39 artères visibles en scanner (17 non vues car artefacts métalliques).

FAVP : fistules artério-veineuse pulmonaire ; TDM : tomодensitométrie.

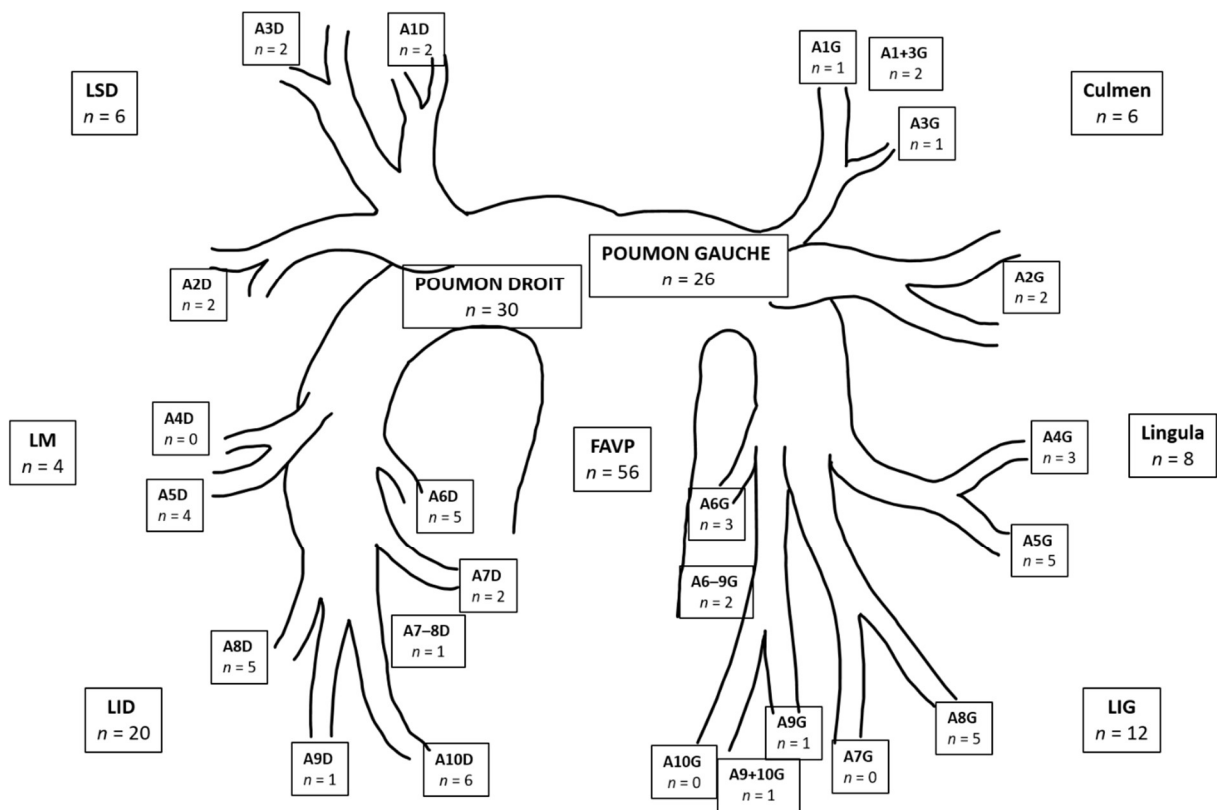


Figure 19. Répartition des fistules artérioveineuses pulmonaires

FAVP : fistule artérioveineuse pulmonaire ; LSD : lobe supérieur droit ; LM : lobe moyen ; LID : lobe inférieur droit ; LIG : lobe inférieur gauche

1. Score de visibilité subjective des FAVP

Le score de visibilité subjective des FAVP selon l'échelle de Likert était supérieur pour la séquence TWIST-CS en comparaison avec la séquence TWIST ($p < 0,001$) : 19/56 FAVP (33,9%) étaient mieux vues avec la séquence TWIST-CS. Cette différence de visibilité était plus importante lorsqu'on ne s'intéressait qu'aux FAVP non embolisées : 14/27 FAVP (51,9%) étaient mieux vues ($p < 0,001$). En revanche, pour les FAVP embolisées seules 5/29 FAVP (17,2%) étaient mieux visibles ($p = 0,06$).

2. Nombre de FAVP visible

Le Tableau 6 résume le nombre de structure anatomique (artères afférentes, sacs anévrismaux et veines efférentes) visible pour chaque séquence d'ARM dynamique, en comparaison avec l'angioscanner. Les deux séquences d'ARM dynamique visualisaient systématiquement moins de structures que l'angioscanner ($p < 0,001$). La séquence TWIST-CS permettait cependant de voir plus de FAVP que la séquence TWIST: 48,2% des sacs étaient visibles contre 28,6% respectivement ($p < 0,001$). La différence de visibilité entre la séquence TWIST-CS et la séquence TWIST était plus importante et restait significative lorsqu'on ne prenait en compte que les FAVP non embolisées : 63% des sacs étaient alors visibles contre 37% respectivement ($p < 0,001$). Aucune différence significative n'était en revanche mise en évidence entre les deux séquences d'ARM dynamique concernant les FAVP précédemment embolisées.

Tableau 6. Visibilité des artères, sac anévrismaux et veines des FAVP

n = 56 FAVP	TDM (référence)	TWIST	TWIST-CS	p
Artère vue	39/56 (69,6%)	8/56 (14,3%)	19/56 (33,9%)	<0,001
Artère non embolisée vue	27/27 (100%)	5/27 (18,5%)	15/27 (55,6%)	<0,001
Artère embolisée vue	12/29 (41,4%)	3/29 (10,3%)	4/29 (13,8%)	0,001*
Sac vu	56/56 (100%)	16/56 (28,6%)	27/56 (48,2%)	<0,001
Sac non embolisé vu	27/27 (100%)	10/27 (37,0%)	17/27 (63%)	<0,001
Sac embolisé vu	29/29 (100%)	6/29 (20,7%)	10/29 (34,5%)	<0,001*
Veine vue	56/56 (100%)	9/56 (16,1%)	21/56 (37,5%)	<0,001
Veine non embolisée vue	27/27 (100%)	3/27 (11,1%)	13/27 (48,1%)	<0,001
Veine embolisée vue	29/29 (100%)	6/29 (20,7%)	8/29 (27,6%)	<0,001*

* : p non significatif lors de la comparaison TWIST et TWIST-CS

Parmi ces résultats toutes les artères non vues à l'angioscanner correspondaient à des artères embolisées non visibles en raison des artéfacts métalliques. Deux artères non visibles au scanner étaient cependant visibles sur les séquences TWIST et TWIST-CS (Figure 20) : elles correspondaient à des FAVP précédemment embolisées, soupçonnées de reperméabilisation à travers le matériel d'embolisation.

Les plus grosses structures non vues sur la séquence TWIST et la séquence TWIST-CS sont résumées dans le Tableau 7.

Tableau 7. Taille des plus grosses structures anatomiques non vues

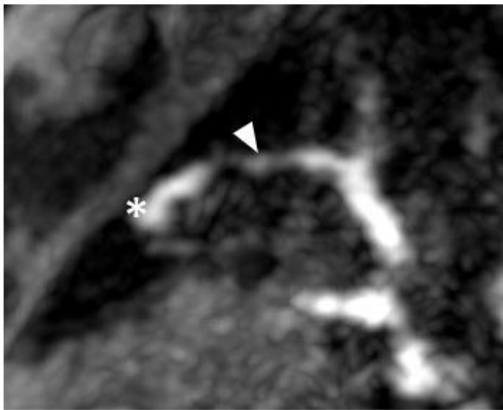
	TWIST	TWIST-CS
Plus grosse artère non vue		
embolisée	2,5 mm (S5G*)	2,5 mm (S5G*)
non embolisée	2,5 mm (S6—9G**)	2,5 mm (S6—9G**)
Plus gros sac non vu		
embolisé	12,8 mm (S6D [♠])	12,8 mm (S6D [♠])
non embolisé	6,1 mm (S6G ^{♠♠})	6,1 mm (S6G ^{♠♠})
Plus grosse veine non vue		
embolisé	3,8 mm (S6D [♣])	3,8 mm (S6D [♣])
non embolisé	8,6 mm (S2G)	3,8 mm (S1+3G)

Les mesures données ici correspondent à la taille de ces structures sur l'angioscanner. *, **, [♠], ^{♠♠}, [♣] : indique qu'il s'agit de la même structure sur les deux séquences.

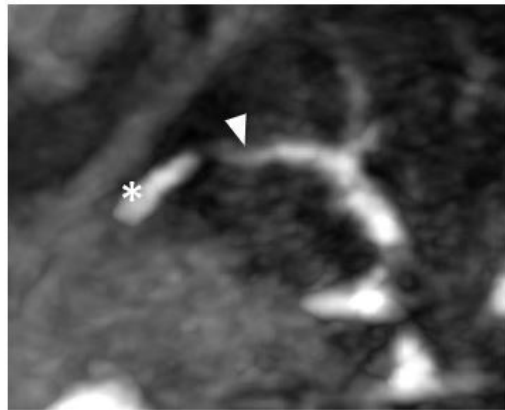
Angioscanner



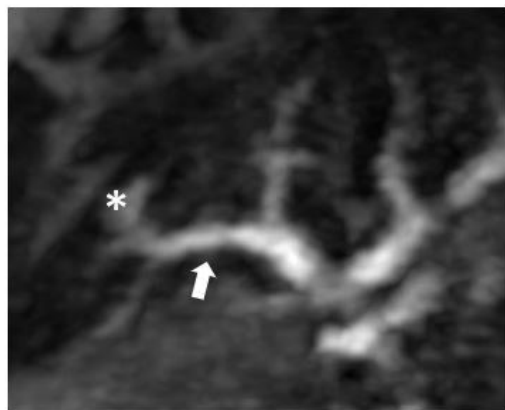
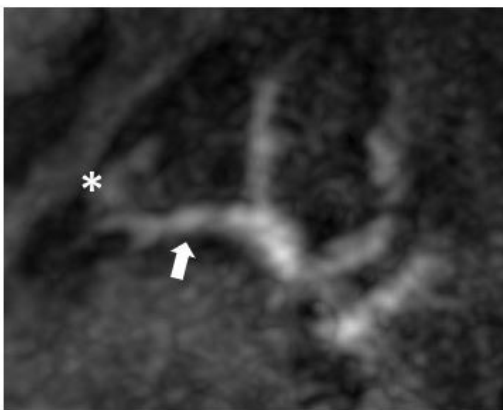
Séquence TWIST



Séquence TWIST-CS



Temps
artériel



Temps
veineux

Figure 20. FAVP de A2G, suspecte de reperméabilisation à l'angioscanner. Reconstructions sagittales obliques avec MIP 10 mm. Tête de flèche : artère afférente. Elle est non visible sur l'angioscanner en raison du matériel d'embolisation ; astérisque : sac anévrysmal ; flèche : veine efférente.

3. Mesure des artères, veines et sac anévrismaux.

Il existait une différence entre les diamètres des sacs, artères et veines pulmonaires des FAVP mesurées sur l'angioscanner et les séquences TWIST et TWIST-CS. Aucune différence significative n'était mise en évidence dans la comparaison de la séquence TWIST avec la séquence TWIST-CS. Les résultats sont donnés dans le Tableau 8.

Tableau 8. Médiane des diamètres des FAVP

	TDM	TWIST	TWIST-CS	<i>p</i>
Diamètre des artères	2,0 mm [1,0 – 3,0]	3,4 mm [1,7 – 6,3]	3,1 mm [1,7 – 4,7]	< 0,001*
Grand axe des sacs	4,8 mm [2,0 – 14,4]	8,1 mm [4,0 – 14,2]	7,0 mm [2,0 – 12,1]	0,003*
Diamètre des veines	2,6 mm [1,4 – 8,6]	4,0 mm [3,0 – 7,1]	4,0 mm [2,4 – 5,9]	< 0,001*

* Différence entre TWIST et TWIST-CS non significative

En se concentrant sur les structures anatomiques visibles à la fois en TWIST-CS et sur l'angioscanner, on mettait en évidence une surestimation d'ordre millimétrique des diamètres des structures vasculaires afférentes et efférentes au sac par le TWIST-CS. Les résultats sont donnés dans le Tableau 9.

Tableau 9. Analyse appariée des mesures des FAVP entre le TDM et le TWIST-CS

	TDM	TWIST-CS	Différence absolue	<i>p</i>
Diamètre des artères (n=16)	2,2 mm ± 0,4	3,1 mm ± 0,8	0,9 mm ± 0,8	< 0,001
Grand axe des sacs (n=27)	6,3 mm ± 3,4	7,0 mm ± 2,8	0,7 mm ± 3,1	0,26
Diamètre des veines (n=21)	3,1 mm *	4,0 mm *	1,3 mm *	0,004

Mesures en moyenne arithmétique ± écart-type.

* : moyenne géométrique (distribution lognormale).

4. Reperméabilisation des FAVP

Sur les 56 FAVP visualisées au scanner, seules 2 étaient, à priori, suspectes de reperméabilisation selon les critères TDM. La séquence TWIST et la séquence TWIST-CS mettaient toutes deux en évidence 6 FAVP (10,7%) dont le sac se rehaussait avant sa veine de drainage et donc suspectes de reperméabilisation (Figure 21). Parmi ces dernières, on retrouvait les deux FAVP suspectes au scanner : la première semblait reperméabilisée à travers l'amas de coils (Figure 20), la seconde semblait reperméabilisée via une néovascularisation d'origine systémique (Figure 22).

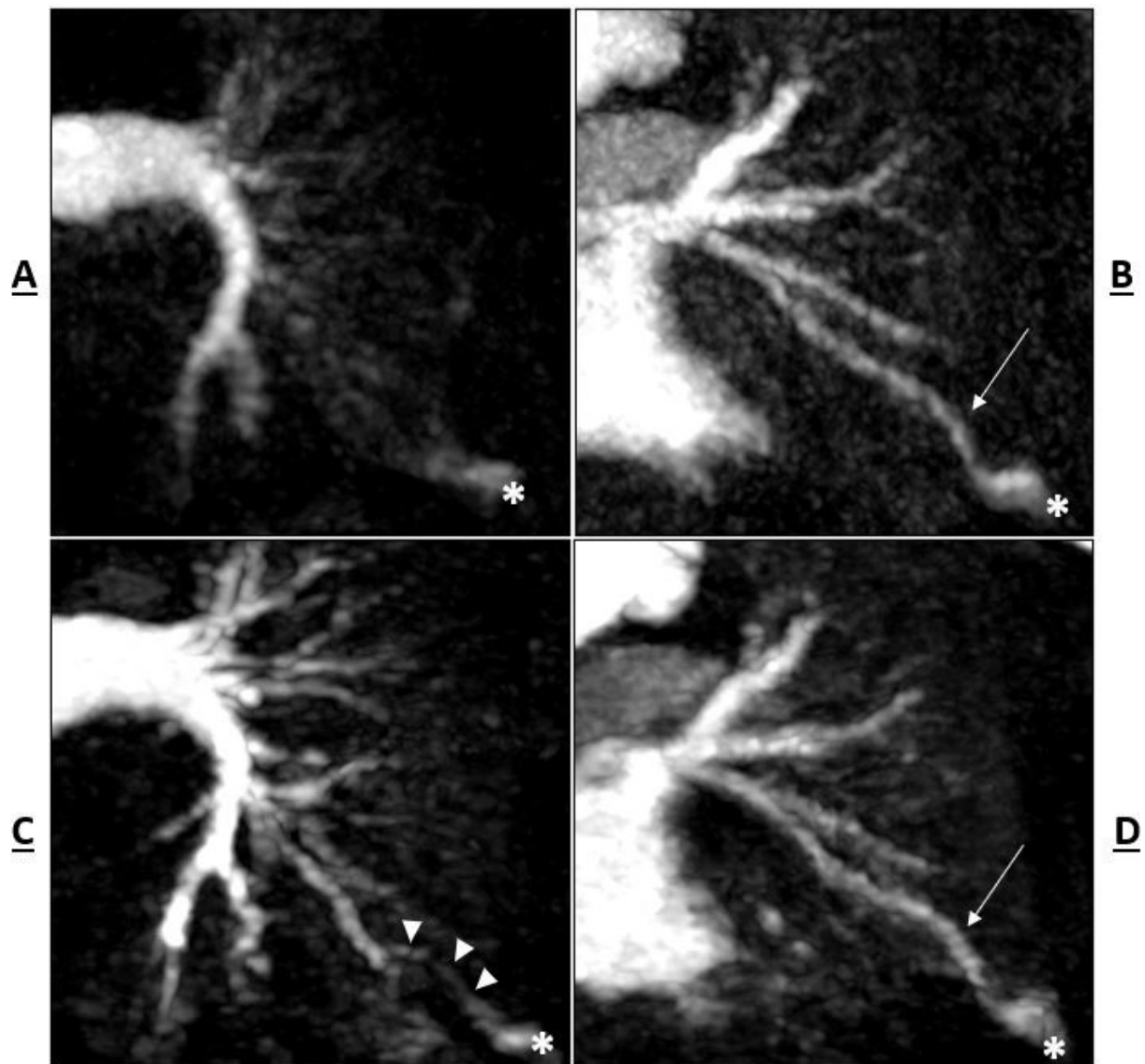


Figure 21. Fistules artérioveineuse pulmonaire de A5G, suspecte de reperméabilisation (même patient que la Figure 4).

Patient ayant bénéficié d'une embolisation d'une fistule en S5G.

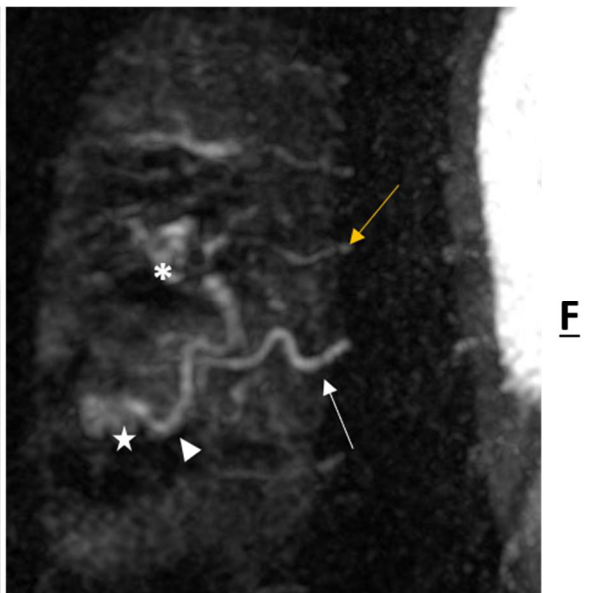
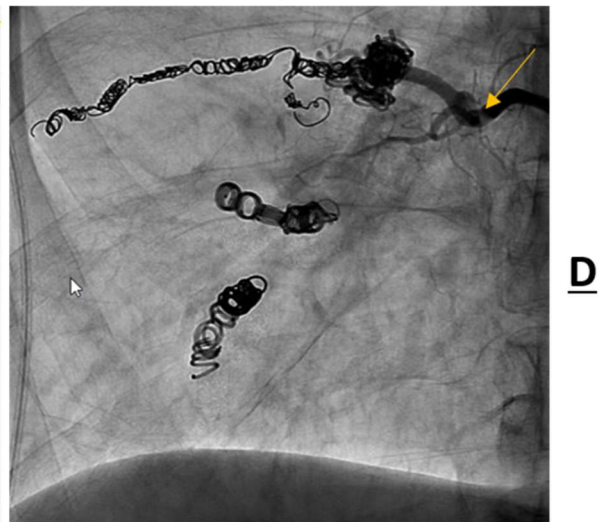
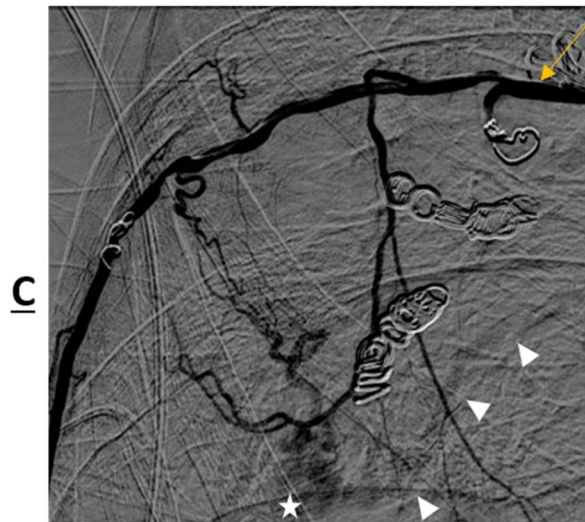
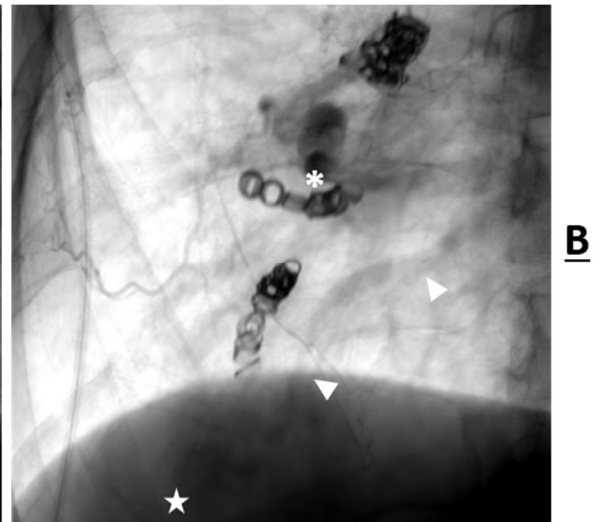
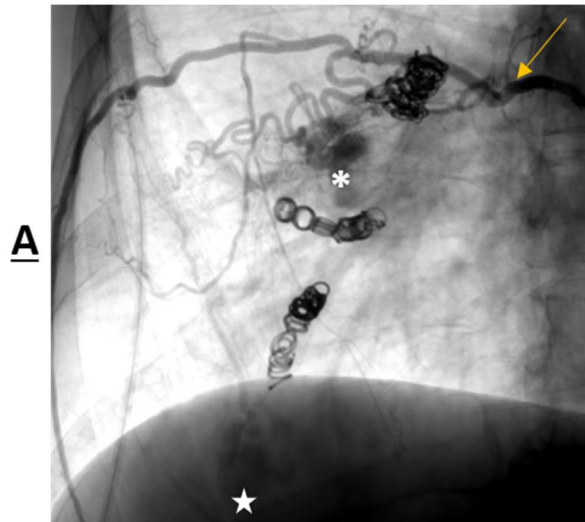
A : Séquence TWIST au temps artériel pulmonaire. Le sac anévrismal est rehaussé (astérisque). L'artère nourricière n'est pas visible.

B : Séquence TWIST au temps veineux pulmonaire. La veine de drainage est correctement visualisée (flèche).

C : Séquence TWIST-CS au temps artériel pulmonaire. Le sac anévrismal est rehaussé. L'artère nourricière est difficilement visualisée en raison du matériel d'embolisation (tête de flèche). (Cf Figure 4).

D : Séquence TWIST-CS au temps veineux pulmonaire. La veine de drainage est correctement visualisée (flèche).

Toutes les images sont reconstruites en MIP de 100 mm et en coronal strict.



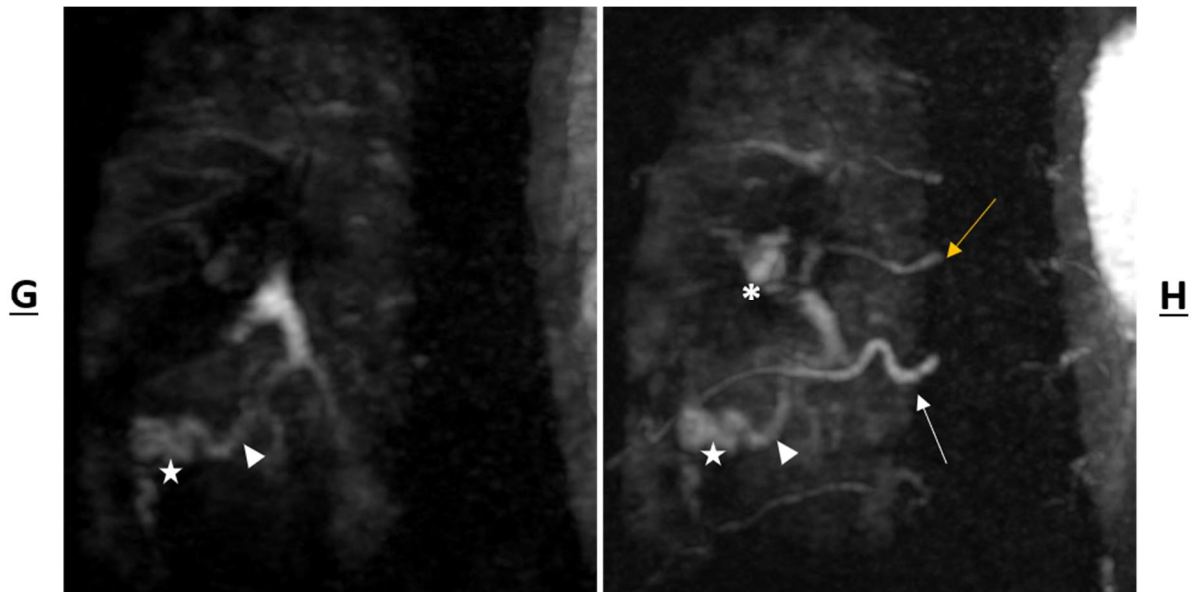


Figure 22. Fistule artérioveineuse pulmonaire de A6D et A9-10D, suspectes de reperméabilisation.

Patient ayant bénéficié d'une embolisation de deux fistules en S6D et S9-10D. Embolisation complémentaire de l'artère intercostale droite T8.

A : Artériographie avec opacification de l'artère intercostale T8 droite (flèche jaune), temps artériel. On distingue le sac anévrisimal en S6D (astérisque) et en S10D (étoile).

B : Artériographie avec opacification de l'artère intercostale T8 droite, temps veineux. On distingue la veine de drainage de la fistule en S10D (tête de flèche).

C : Artériographie avec soustraction en distalité de l'artère intercostale T8 droite. On distingue un paquet vasculaire tortueux opacifiant la fistule en S10D (étoile) ainsi que sa veine de drainage.

D : Artériographie après embolisation complémentaire de T8. Disparition des deux sacs anévrismaux en S6D et S10D.

E : Séquence TWIST au temps veineux pulmonaire. Le sac anévrisimal en S9-10D est discrètement rehaussé (étoile). La veine de drainage est à peine visible (tête de flèche).

F : Séquence TWIST au temps artériel systémique. Le sac anévrisimal et sa veine de drainage, en S9-10D, sont rehaussés de manière intense (étoile), faisant suspecter une néo-vascularisation systémique. A noter l'artère intercostale T9 de gros calibre (tête de flèche).

Apparition d'un sac anévrisimal en S6D (astérisque) sans visibilité au temps veineux, confirmant une reperméabilisation systémique.

G : Séquence TWIST-CS au temps veineux pulmonaire. Le sac anévrisimal en S9-10D est rehaussé (étoile) et la veine de drainage est bien visible (tête de flèche) : probable opacification à rétro sur cette phase temporelle.

H : Séquence TWIST au temps artériel systémique. Le sac anévrisimal et sa veine de drainage, en S9-10D, sont rehaussés de manière intense (étoile), faisant suspecter une néo-vascularisation systémique. A noter l'artère intercostale T9 de gros calibre (tête de flèche). Apparition d'un sac anévrisimal en S6D (astérisque) sans visibilité au temps veineux, confirmant une reperméabilisation systémique.

Reconstructions coronales obliques en MIP de 50 mm.

Discussion

Notre travail a montré que l'utilisation de reconstruction itératives de type *compressed sensing* permet d'améliorer la qualité image d'une séquence TWIST à haute résolution temporelle comparativement à une séquence TWIST classique. Cette amélioration s'est traduite par une détection et une visibilité des FAVP accrues sur la séquence TWIST-CS. A notre connaissance, il s'agit de la première étude s'intéressant à l'apport des reconstructions CS sur l'analyse du réseau vasculaire pulmonaire distal en ARM et plus spécifiquement dans le cadre des FAVP dans le cadre d'une THH.

Sur tous les paramètres étudiés dans notre étude, la séquence TWIST-CS a fait systématiquement au moins aussi bien, mais généralement mieux, que la séquence TWIST classique. Cette amélioration est cohérente avec d'autres études antérieures et s'explique par deux raisons principalement (49,63,69).

D'une part, l'augmentation significative de la résolution temporelle (1,8 secondes et 3,1 secondes pour la séquence TWIST-CS et la séquence TWIST respectivement) autorise de choisir, sur la séquence TWIST-CS, la phase temporelle où les artères sont opacifiées de manière plus intense et le plus distal possible, sans rehaussement « parasite » d'origine parenchymateux pulmonaire ou veineux (ce qui réduirait le contraste relatif entre la structure étudiée et son environnement). Au contraire, sur la séquence TWIST classique, une telle phase temporelle n'existe pas forcément et n'est pas toujours optimale en termes de rehaussement des vaisseaux, limitant alors la visibilité distale des artères pulmonaires. Lors de notre étude, les séquences TWIST-CS de deux patients (8,7%) ne présentaient pas de phase artérielle pulmonaire pure en raison de problèmes d'injection de produit de contraste et non pas

d'une trop faible résolution temporelle (un patient présentait un capital veineux précaire limitant fortement le débit d'injection ; le délai de départ entre l'injection et le début de l'acquisition était trop long pour le second patient). Ces difficultés techniques étaient identiques sur la séquence TWIST appariée.

D'autre part, la reconstruction CS, qui permet de reconstruire une image avec uniquement les données mesurées lors de la même phase temporelle (avec en contrepartie un sous-échantillonnage important de l'espace k et un temps de reconstruction a posteriori conséquent), diminue de manière importante les artéfacts liés aux mouvements respiratoires du patient. Le *footprint* de la séquence TWIST classique étant de 13,2 secondes (contre 1,8 secondes pour la séquence TWIST-CS), tout mouvement au cours de cette durée risque de générer des artéfacts de mouvement se traduisant par un flou des structures anatomiques, plus volontiers dans le sens de la phase (70). Cela est d'autant plus important que les FAVP intéressent principalement les lobes inférieurs, qui ont le mouvement le plus important en cas de mouvements respiratoires (20). Cette diminution du *footprint* associée aux reconstructions CS, s'est traduit dans le domaine image par une augmentation significative de la netteté des artères pulmonaires en distalité, que ce soit au niveau lobaire supérieur ou inférieur, et d'un plus grand nombre d'ordre de divisions visibles sur la séquence TWIST-CS. La mesure de la netteté des bords correspond à une estimation de la fonction d'étalement de bord (ou réponse impulsionnelle spatiale du système imageur) dans le domaine image. Il s'agit à une dérivée et une transformée de Fourier près d'une mesure de la fonction de transfert de modulation (FTM). Cette FTM est une caractéristique intrinsèque de la qualité du système imageur applicable aux reconstructions itératives contrairement à la mesure du S/B, du fait de l'absence de linéarité de reconstructions (71,72).

Malgré cette amélioration, le TWIST-CS semblait surestimer systématiquement la taille des vaisseaux afférents et efférents d'environ un millimètre en comparaison au scanner. En effet, la résolution temporelle du TWIST-CS de 1,8 s demeure moins bonne que celle de l'angioscanner, à fortiori lorsqu'il est réalisé sur une plateforme double sources (résolution temporelle de 66 ms dans le plan et 0,5 s au travers du plan). L'acquisition d'un volume thoracique est donc 3 à 4 fois plus longue en TWIST-CS qu'en scanner, augmentant d'autant le risque de survenue d'artefacts de mouvements liés, par exemple, aux mouvements cardiaques transmis. Par ailleurs, contrairement au scanner qui construit le volume coupe après coupe lors de l'acquisition, le volume en IRM est obtenu en une fois et les mouvements ne se répercutent pas sur quelques coupes mais sur l'intégralité du volume.

La plus grosse artère non embolisée non visualisée sur les séquences d'ARM dynamique mesurait 2,5 mm sur l'angioscanner, ce qui est légèrement supérieur au seuil d'embolisation recommandé : aux alentours de 2 mm pour les équipes les plus entraînées (1,4,12,21). Le sac anévrysmal correspondant à cette artère était cependant de petite taille puisqu'il ne mesurait que 4,8 mm. Il n'était pas visualisé sur les deux séquences d'ARM dynamique, témoignant probablement d'un faible débit au sein de cette fistule.

Enfin, en comparaison à l'angioscanner, la visibilité des FAVP sur les deux séquences d'ARM dynamique est moindre. Cela s'explique probablement par le fait que pour être détectable en ARM, il est nécessaire d'avoir une opacification rapide et intense du sac anévrysmal pour qu'il soit détectable au sein du bruit de fond de l'examen. Dès lors, les fistules présentant des vaisseaux afférents ou efférents de petit

calibre ou précédemment embolisées deviennent difficilement dissociables du reste des structures environnantes, malgré l'excellente résolution en contraste de l'IRM, en raison du faible débit sanguin les traversant et donc de leur faible opacification. Associé à cela l'existence d'artéfacts de mouvement, notamment en périphérie des poumons, même sur la séquence TWIST-CS, résulte en un S/B insuffisant pour leur détection. Le scanner, en revanche, avec sa très bonne résolution spatiale détecte les plus petites FAVP, même celle résiduelle après embolisation.

Néanmoins, contrairement au scanner, l'apport d'information hémodynamique nous a permis de mettre en évidence 6 FAVP (10,7%) suspectes de reperméabilisation selon les critères IRM contre seulement 2 (3,6%) suspectes à l'angioscanner selon les critères TDM (37,47,48,67,68). Ce taux est discrètement inférieur à celui retrouvé dans la littérature : il est compris entre 15 et 50% selon les séries (1,36,37). Pour deux de ces reperméabilisations, les artères afférentes précédemment embolisées étaient opacifiées sur la séquence TWIST-CS (une seule artère visible pour la séquence TWIST) alors qu'elles étaient non analysables à l'angioscanner en raison des artéfacts de durcissement lié au matériel d'embolisation, faisant évoquer une reperméabilisation à travers ce dernier. Pour deux autres FAVP suspectes, l'ARM dynamique mettait en évidence un rehaussement intense au temps artériel systémique faisant suspecter une reperfusion via le recrutement d'une artère intercostale.

Limites de l'étude

La principale limite de notre travail concerne un manque de puissance probable lié à l'effectif restreint de notre population : 23 patients ont été inclus et seuls 16 d'entre eux présentaient des FAVP sur leur angioscanner pour un total de 56 FAVP,

embolisées ou non. Néanmoins, cet effectif s'inscrit aisément dans l'ordre de grandeur des populations sur lesquelles porte la littérature, entre 8 et 156 FAVP (37,44–47,73,74).

De plus, nos patients étaient déjà activement suivis dans notre centre pour une télangiectasie héréditaire hémorragique et avaient tous déjà bénéficié d'embolisation pour une ou plusieurs FAVP. Cela explique le faible nombre de FAVP non embolisées de notre étude et surtout leur petite taille : toutes les fistules étudiées avaient un pédicule artériel afférent inférieur ou égal à 3 mm, pour un diamètre moyen de $2 \pm 0,4$ mm, ce qui est inférieur aux autres études ayant évalué des FAVP en ARM (37,45–47,73,74). Notre travail ne permet donc pas d'affirmer que la séquence TWIST-CS peut dépister toutes les fistules ayant un pédicule artériel supérieur ou égal à 2,5 mm (seuil d'indication d'embolisation), quand bien même il était possible de distinguer des pédicules de 1,4 mm au minimum. Cela peut également expliquer notre plus faible taux de détection des FAVP comparativement à d'autres études réalisées : Van den Heuvel et al. rapportent par exemple une sensibilité de 92% pour une séquence d'ARM avec injection de produit de contraste, artérielle pulmonaire puis veineuse, pour la détection de FAVP avec pédicule artériel supérieur ou égal à 2 mm (46). Ont été exclues de leur analyse les FAVP embolisées ainsi que les FAVP présentant une artère afférente inférieure à 2 mm. En reprenant les critères de Van den Heuvel pour notre étude, et en excluant ces fistules le taux de détection serait de 81% (13/16 FAVP). Cette analyse n'a cependant pas été réalisée dans notre travail en raison d'un effectif résiduel trop faible.

Par ailleurs, un patient a présenté des séquences ARM interprétables en raison d'une mauvaise injection de produit de contraste iodé (capital veineux précaire), un second avait déjà bénéficié de plus de dix cibles d'embolisation différentes, toutes au

sein du lobe inférieur droit, responsables d'artéfacts rendant impossible l'analyse de ce dernier en ARM dynamique ; ces deux difficultés étaient responsables de la non visibilité de 10 FAVP. L'ensemble de ces éléments peut expliquer en partie notre plus faible taux de visibilité par rapport aux études antérieures. Ces patients n'ont néanmoins pas été censurés afin de rapporter une évaluation du TWIST-CS en conditions cliniques réelles.

Concernant les suspicions de reperméabilisation des FAVP, nous ne disposions pas au moment de notre travail d'examen angiographique pouvant nous permettre de confirmer ou d'infirmer ces suspicions.

Une autre limite est que l'analyse des angioscanners et des séquences d'ARM dynamique n'a pas été en double lecture mais seulement par l'auteur.

Les séquences d'ARM dynamiques ont été effectuées, chacune, avec une injection d'une demi-dose de produit de contraste de 0,05 mmol/kg, afin de ne pas dépasser le seuil recommandé de 0,1 mmol/kg par examen (64). Cela a potentiellement limité le rapport signal sur bruit de nos séquences par rapport à une ARM dynamique avec une dose complète et donc leur taux de détection. Bien que cela n'ait pas été évalué, les séquences de notre travail, particulièrement celles du TWIST-CS, semblaient de qualité au moins similaire à celles de notre pratique courante. De même, les examens ont été réalisés sur une IRM 1,5 Tesla. Il a été démontré que l'utilisation d'une IRM 3 Tesla permet une augmentation du rapport signal sur bruit, quand bien même cette métrique de qualité image est peu adaptée aux reconstructions itératives, à fortiori lorsque le CS est utilisé (73). Il est par ailleurs possible que les artéfacts liés au matériel d'embolisation soient majorés par un champ magnétique plus puissant.

Enfin, il aurait été intéressant de comparer ces séquences d'ARM dynamique à d'autres approches en cours de développement, telles que la séquence GRASP (*Golden-angle RAdial Sparse Parallel*) (75), qui apparaît comme une alternative prometteuse à la séquence TWIST-CS grâce à sa capacité de reconstruire les images à différentes résolutions temporelles depuis une même acquisition. Elle présente certaines différences fondamentales avec la séquence TWIST : il s'agit d'une acquisition continue où le remplissage de l'espace k se fait de manière radiaire. La reconstruction intègre nativement du CS et permet de choisir (a posteriori) la résolution temporelle de la séquence contrairement à la séquence TWIST où la résolution temporelle est définie a priori. Cette séquence GRASP pourrait permettre de reconstruire une première série avec une résolution temporelle basse mais un bon signal pour détecter les fistules les plus petites, puis si nécessaire reconstruire une seconde série avec une résolution temporelle plus élevée pour l'hémodynamique, une fois la FAVP identifiée. Également, Hamamoto et al. ont proposé une séquence utilisant des temps d'écho ultra-court, sans injection de produit de contraste, retrouvant une sensibilité de 88% pour le diagnostic de FAVP(45). Bien que n'apportant pas d'information hémodynamique, elle pourrait être complémentaire à une séquence injectée ce qui pourrait permettre de détecter plus de lésion.

Conclusion

Le *compressed sensing* appliqué à une séquence TWIST permet d'augmenter la résolution temporelle tout en produisant une qualité image et une visibilité des FAVP au moins équivalentes à celles du TWIST classique. La reconstruction est certes plus longue que celle de la séquence classique mais elle peut s'effectuer à posteriori, en fin de vacation. Le taux de détection des FAVP reste cependant moindre qu'avec l'angioscanner, notamment concernant les FAVP précédemment embolisées et celles de petites tailles. Si cette séquence ne permet pas de se substituer de manière exclusive à l'angioscanner, elle permet néanmoins d'obtenir des informations hémodynamiques de manière non invasive afin de se prononcer sur l'existence ou non de reperméabilisations des FAVP embolisées. Une confrontation aux données de l'angiographie pulmonaire en intention de traiter demeure néanmoins nécessaire chez les patients suspects de reperméabilisation.

La population des patients présentant une télangiectasie hémorragique héréditaire étant une population jeune et fortement exposée aux irradiations d'origine médicale, il existe un réel intérêt à poursuivre le travail concernant le développement de protocoles d'IRM performants afin, à terme, de diminuer le recours à l'angioscanner dans le cadre du suivi de ces patients. D'autres approches sont développées telles que la séquence GRASP ou des séquences à temps d'écho ultra-court, qui apparaissent comme des alternatives prometteuses pour le diagnostic et le suivi des FAVP.

Bibliographie

1. Cartin-Ceba R, Swanson KL, Krowka MJ. Pulmonary Arteriovenous Malformations. *Chest*. 1 sept 2013;144(3):1033-44.
2. Al-Samkari H. Hereditary hemorrhagic telangiectasia: systemic therapies, guidelines, and an evolving standard of care. *Blood*. 18 févr 2021;137(7):888-95.
3. Govani FS, Shovlin CL. Hereditary haemorrhagic telangiectasia: a clinical and scientific review. *Eur J Hum Genet*. juill 2009;17(7):860-71.
4. Faughnan ME, Palda VA, Garcia-Tsao G, Geisthoff UW, McDonald J, Proctor DD, et al. International guidelines for the diagnosis and management of hereditary haemorrhagic telangiectasia. *J Med Genet*. févr 2011;48(2):73-87.
5. Faughnan ME, Mager JJ, Hetts SW, Palda VA, Lang-Robertson K, Buscarini E, et al. Second International Guidelines for the Diagnosis and Management of Hereditary Hemorrhagic Telangiectasia. *Ann Intern Med*. 15 déc 2020;173(12):989-1001.
6. Dupuis O, Delagrangé L, Dupuis-Girod S. Hereditary haemorrhagic telangiectasia and pregnancy: a review of the literature. *Orphanet J Rare Dis*. 7 janv 2020;15(1):5.
7. RESERVED IUAR. Orphanet: About rare diseases [Internet]. [cité 6 août 2022]. Disponible sur: https://www.orpha.net/consor/cgi-bin/Education_AboutRareDiseases.php?lng=EN
8. Brunet G, Lesca G, Génin E, Dupuis-Girod S, Bideau A, Plauchu H, et al. Thirty Years of Research into Rendu-Osler-Weber Disease in France: Historical Demography, Population Genetics and Molecular Biology. *Population*. 64(2):273-91.
9. Robert F, Desroches-Castan A, Bailly S, Dupuis-Girod S, Feige JJ. Future treatments for hereditary hemorrhagic telangiectasia. *Orphanet J Rare Dis*. 7 janv 2020;15(1):4.
10. CENTRE NATIONAL de REFERENCE - maladie de RENDU-OSLER - Télangiectasies Hémorragiques Héritaires [Internet]. [cité 12 sept 2021]. Disponible sur: <http://www.rendu-osler.fr/bibliographie.php>
11. Kühnel T, Wirsching K, Wohlgemuth W, Chavan A, Evert K, Vielsmeier V. Hereditary Hemorrhagic Telangiectasia. *Otolaryngol Clin North Am*. févr 2018;51(1):237-54.
12. Dupuis-Girod S, Bailly S, Plauchu H. Hereditary hemorrhagic telangiectasia: from molecular biology to patient care. *J Thromb Haemost JTH*. juill 2010;8(7):1447-56.
13. Iriarte A, Figueras A, Cerdà P, Mora JM, Jucglà A, Penín R, et al. PI3K (Phosphatidylinositol 3-Kinase) Activation and Endothelial Cell Proliferation in

- Patients with Hemorrhagic Hereditary Telangiectasia Type 1. *Cells*. 24 août 2019;8(9):971.
14. McDonald J, Wooderchak-Donahue W, VanSant Webb C, Whitehead K, Stevenson DA, Bayrak-Toydemir P. Hereditary hemorrhagic telangiectasia: genetics and molecular diagnostics in a new era. *Front Genet*. 2015;6:1.
 15. Parambil JG. Hereditary Hemorrhagic Telangiectasia. *Clin Chest Med*. sept 2016;37(3):513-21.
 16. Park SO, Wankhede M, Lee YJ, Choi EJ, Fliess N, Choe SW, et al. Real-time imaging of de novo arteriovenous malformation in a mouse model of hereditary hemorrhagic telangiectasia. *J Clin Invest*. nov 2009;119(11):3487-96.
 17. Bernabeu C, Bayrak-Toydemir P, McDonald J, Letarte M. Potential Second-Hits in Hereditary Hemorrhagic Telangiectasia. *J Clin Med*. 5 nov 2020;9(11):E3571.
 18. Shovlin CL, Guttmacher AE, Buscarini E, Faughnan ME, Hyland RH, Westermann CJ, et al. Diagnostic criteria for hereditary hemorrhagic telangiectasia (Rendu-Osler-Weber syndrome). *Am J Med Genet*. 6 mars 2000;91(1):66-7.
 19. Dupuis-Girod S, Cottin V, Shovlin CL. The Lung in Hereditary Hemorrhagic Telangiectasia. *Respir Int Rev Thorac Dis*. 2017;94(4):315-30.
 20. Blanchet AS, Cottin V, Cordier JF. [Pulmonary vascular manifestations in hereditary hemorrhagic telangiectasia]. *Presse Medicale Paris Fr* 1983. 5 nov 2005;34(19 Pt 2):1487-95.
 21. Hanley M, Ahmed O, Chandra A, Gage KL, Gerhard-Herman MD, Ginsburg M, et al. ACR Appropriateness Criteria Clinically Suspected Pulmonary Arteriovenous Malformation. *J Am Coll Radiol JACR*. juill 2016;13(7):796-800.
 22. Hosman AE, de Gussem EM, Balemans WAF, Gauthier A, Westermann CJJ, Snijder RJ, et al. Screening children for pulmonary arteriovenous malformations: Evaluation of 18 years of experience. *Pediatr Pulmonol*. sept 2017;52(9):1206-11.
 23. Shovlin CL, Jackson JE, Bamford KB, Jenkins IH, Benjamin AR, Ramadan H, et al. Primary determinants of ischaemic stroke/brain abscess risks are independent of severity of pulmonary arteriovenous malformations in hereditary haemorrhagic telangiectasia. *Thorax*. mars 2008;63(3):259-66.
 24. Shovlin CL. Pulmonary arteriovenous malformations. *Am J Respir Crit Care Med*. 1 déc 2014;190(11):1217-28.
 25. Cottin V, Chinet T, Lavolé A, Corre R, Marchand E, Reynaud-Gaubert M, et al. Pulmonary arteriovenous malformations in hereditary hemorrhagic telangiectasia: a series of 126 patients. *Medicine (Baltimore)*. janv 2007;86(1):1-17.
 26. Etievant J, Si-Mohamed S, Vinurel N, Dupuis-Girod S, Decullier E, Gamondes D, et al. Pulmonary arteriovenous malformations in hereditary haemorrhagic telangiectasia: Correlations between computed tomography findings and cerebral complications. *Eur Radiol*. mars 2018;28(3):1338-44.

27. de Gussem EM, Lausman AY, Beder AJ, Edwards CP, Blanker MH, Terbrugge KG, et al. Outcomes of pregnancy in women with hereditary hemorrhagic telangiectasia. *Obstet Gynecol.* mars 2014;123(3):514-20.
28. Karam C, Sellier J, Mansencal N, Fagnou C, Blivet S, Chinet T, et al. Reliability of contrast echocardiography to rule out pulmonary arteriovenous malformations and avoid CT irradiation in pediatric patients with hereditary hemorrhagic telangiectasia. *Echocardiogr Mt Kisco N.* janv 2015;32(1):42-8.
29. Trerotola SO, Pyeritz RE. PAVM embolization: an update. *AJR Am J Roentgenol.* oct 2010;195(4):837-45.
30. Hanneman K, Faughnan ME, Prabhudesai V. Cumulative radiation dose in patients with hereditary hemorrhagic telangiectasia and pulmonary arteriovenous malformations. *Can Assoc Radiol J J Assoc Can Radiol.* mai 2014;65(2):135-40.
31. Council NR. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2 [Internet]. 2005 [cité 22 juill 2022]. Disponible sur: <https://nap.nationalacademies.org/catalog/11340/health-risks-from-exposure-to-low-levels-of-ionizing-radiation>
32. Hosman AE, Devlin HL, Silva BM, Shovlin CL. Specific cancer rates may differ in patients with hereditary haemorrhagic telangiectasia compared to controls. *Orphanet J Rare Dis.* 20 déc 2013;8:195.
33. Ginat DT, Sahler L. Catheter-Induced Pulmonary Artery Dissection and Contrast Extravasation During Pulmonary Angiography. *Radiol Case Rep.* 2009;4(2):278.
34. Nilsson T, Carlsson A, Måre K. Pulmonary angiography: a safe procedure with modern contrast media and technique. *Eur Radiol.* 1998;8(1):86-9.
35. Kramdhari H, Valakkada J, Ayyappan A. Diagnosis and endovascular management of pulmonary arteriovenous malformations. *Br J Radiol.* 1 juill 2021;94(1123):20200695.
36. Woodward CS, Pyeritz RE, Chittams JL, Trerotola SO. Treated pulmonary arteriovenous malformations: patterns of persistence and associated retreatment success. *Radiology.* déc 2013;269(3):919-26.
37. Shimohira M, Kawai T, Hashizume T, Ohta K, Nakagawa M, Ozawa Y, et al. Reperfusion Rates of Pulmonary Arteriovenous Malformations after Coil Embolization: Evaluation with Time-Resolved MR Angiography or Pulmonary Angiography. *J Vasc Interv Radiol JVIR.* juin 2015;26(6):856-864.e1.
38. Bélanger C, Chartrand-Lefebvre C, Soulez G, Faughnan ME, Tahir MR, Giroux MF, et al. Pulmonary arteriovenous malformation (PAVM) reperfusion after percutaneous embolization: Sensitivity and specificity of non-enhanced CT. *Eur J Radiol.* janv 2016;85(1):150-7.
39. Lee WL, Graham AF, Pugash RA, Hutchison SJ, Grande P, Hyland RH, et al. Contrast Echocardiography Remains Positive After Treatment of Pulmonary Arteriovenous Malformations*. *CHEST.* 1 févr 2003;123(2):351-8.

40. Ashrafi R, Curtis SL. Heart Disease and Pregnancy. *Cardiol Ther.* déc 2017;6(2):157-73.
41. Parunov LA, Soshitova NP, Ovanesov MV, Panteleev MA, Serebriyskiy II. Epidemiology of venous thromboembolism (VTE) associated with pregnancy. *Birth Defects Res Part C Embryo Today Rev.* 2015;105(3):167-84.
42. Kupferminc MJ. Thrombophilia and pregnancy. *Reprod Biol Endocrinol RBE.* 14 nov 2003;1:111.
43. Shovlin CL, Sodhi V, McCarthy A, Lasjaunias P, Jackson JE, Sheppard MN. Estimates of maternal risks of pregnancy for women with hereditary haemorrhagic telangiectasia (Osler-Weber-Rendu syndrome): suggested approach for obstetric services. *BJOG Int J Obstet Gynaecol.* août 2008;115(9):1108-15.
44. Schneider G, Uder M, Koehler M, Kirchin MA, Massmann A, Buecker A, et al. MR Angiography for Detection of Pulmonary Arteriovenous Malformations in Patients with Hereditary Hemorrhagic Telangiectasia. *Am J Roentgenol.* avr 2008;190(4):892-901.
45. Hamamoto K, Chiba E, Oyama-Manabe N, Yuzawa H, Shinmoto H. Assessment of pulmonary arteriovenous malformation with ultra-short echo time magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol.* févr 2022;147:110144.
46. Van den Heuvel DAF, Post MC, Koot W, Kelder JC, Van Es HW, Snijder RJ, et al. Comparison of Contrast Enhanced Magnetic Resonance Angiography to Computed Tomography in Detecting Pulmonary Arteriovenous Malformations. *J Clin Med.* nov 2020;9(11):3662.
47. Shimohira M, Kiyosue H, Osuga K, Gobara H, Kondo H, Nakazawa T, et al. Location of embolization affects patency after coil embolization for pulmonary arteriovenous malformations: importance of time-resolved magnetic resonance angiography for diagnosis of patency. *Eur Radiol.* 1 juill 2021;31(7):5409-20.
48. Kawai T, Shimohira M, Ohta K, Hashizume T, Muto M, Suzuki K, et al. The Role of Time-Resolved MRA for Post-treatment Assessment of Pulmonary Arteriovenous Malformations: A Pictorial Essay. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 1 juill 2016;39(7):965-72.
49. Wetzl J, Forman C, Wintersperger BJ, D'Errico L, Schmidt M, Mailhe B, et al. High-resolution dynamic CE-MRA of the thorax enabled by iterative TWIST reconstruction. *Magn Reson Med.* févr 2017;77(2):833-40.
50. Lum M, Tsiouris AJ. MRI safety considerations during pregnancy. *Clin Imaging.* juin 2020;62:69-75.
51. Ray JG, Vermeulen MJ, Bharatha A, Montanera WJ, Park AL. Association Between MRI Exposure During Pregnancy and Fetal and Childhood Outcomes. *JAMA.* 6 sept 2016;316(9):952-61.
52. CRAT - Gadolinium - Grossesse et allaitement [Internet]. [cité 24 sept 2022]. Disponible sur: https://www.lecrat.fr/spip.php?page=article&id_article=746

53. Gibby WA. Basic principles of magnetic resonance imaging. *Neurosurg Clin N Am.* janv 2005;16(1):1-64.
54. Cours d'IRM (Imagerie par résonance magnétique) en ligne [Internet]. IMAIOS. [cité 30 juill 2022]. Disponible sur: <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI>
55. Hennig J. K-space sampling strategies. *Eur Radiol.* 1999;9(6):1020-31.
56. Jin N, Saybasili H, Bi X. Spatial, Temporal Resolution and Signal-to-Noise Ratio. In 2015. p. 41-62.
57. Foo TKF, Polzin JA, Thomasson DM. MR angiography physics: an update. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* févr 2005;13(1):1-22, v.
58. Tsao J, Kozerke S. MRI temporal acceleration techniques. *J Magn Reson Imaging JMRI.* sept 2012;36(3):543-60.
59. Rapacchi S, Natsuaki Y, Plotnik A, Gabriel S, Laub G, Finn JP, et al. Reducing view-sharing using compressed sensing in time-resolved contrast-enhanced magnetic resonance angiography. *Magn Reson Med.* août 2015;74(2):474-81.
60. Jaspan ON, Fleysler R, Lipton ML. Compressed sensing MRI: a review of the clinical literature. *Br J Radiol.* 2015;88(1056):20150487.
61. Yang ACY, Kretzler M, Sudarski S, Gulani V, Seiberlich N. Sparse Reconstruction Techniques in MRI: Methods, Applications, and Challenges to Clinical Adoption. *Invest Radiol.* juin 2016;51(6):349-64.
62. Lustig M, Donoho DL, Santos JM, Pauly JM. Compressed Sensing MRI. *IEEE Signal Process Mag.* mars 2008;25(2):72-82.
63. Huf VI, Fellner C, Wohlgemuth WA, Stroszczynski C, Schmidt M, Forman C, et al. Fast TWIST with iterative reconstruction improves diagnostic accuracy of AVM of the hand. *Sci Rep.* 1 oct 2020;10(1):16355.
64. Kramer CM, Barkhausen J, Bucciarelli-Ducci C, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols: 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson.* 24 févr 2020;22(1):17.
65. Weibel ER, Gomez DM. Architecture of the Human Lung. *Science.* 24 août 1962;137(3530):577-85.
66. Wetzl J, Schmidt M, Pontana F, Longère B, Lugauer F, Maier A, et al. Single-breath-hold 3-D CINE imaging of the left ventricle using Cartesian sampling. *MAGMA.* févr 2017;31(1):19-31.
67. Remy-Jardin M, Dumont P, Brillet PY, Dupuis P, Duhamel A, Remy J. Pulmonary Arteriovenous Malformations Treated with Embolotherapy: Helical CT Evaluation of Long-term Effectiveness after 2–21-Year Follow-up. *Radiology.* mai 2006;239(2):576-85.

68. Remy J, Remy-Jardin M, Wattinne L, Deffontaines C. Pulmonary arteriovenous malformations: evaluation with CT of the chest before and after treatment. *Radiology*. mars 1992;182(3):809-16.
69. Yokota Y, Fushimi Y, Okada T, Fujimoto K, Oshima S, Nakajima S, et al. Evaluation of image quality of pituitary dynamic contrast-enhanced MRI using time-resolved angiography with interleaved stochastic trajectories (TWIST) and iterative reconstruction TWIST (IT-TWIST). *J Magn Reson Imaging*. mai 2020;51(5):1497-506.
70. Ferreira PF, Gatehouse PD, Mohiaddin RH, Firmin DN. Cardiovascular magnetic resonance artefacts. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*. 22 mai 2013;15:41.
71. Li T, Feng H, Xu Z. A new analytical edge spread function fitting model for modulation transfer function measurement. *Chin Opt Lett*. 2011;9:031101.
72. Longère B, Gkizas CV, Coisne A, Grenier L, Silvestri V, Pagniez J, et al. 60-S Retrogated Compressed Sensing 2D Cine of the Heart: Sharper Borders and Accurate Quantification. *J Clin Med*. 29 mai 2021;10(11):2417.
73. Bousset L, Cernicanu A, Geerts L, Gamondes D, Khouatra C, Cottin V, et al. 4D time-resolved magnetic resonance angiography for noninvasive assessment of pulmonary arteriovenous malformations patency. *J Magn Reson Imaging*. 2010;32(5):1110-6.
74. Maki DD, Siegelman ES, Roberts DA, Baum RA, Geffer WB. Pulmonary Arteriovenous Malformations: Three-dimensional Gadolinium-enhanced MR Angiography—Initial Experience. *Radiology*. avr 2001;219(1):243-6.
75. Block KT, Feng L, Grimm R, Chandarana H, Otazo R, Geppert C, et al. GRASP: Tackling the Challenges of Abdominopelvic DCE-MRI. :7.

AUTEUR : Nom : RAMON

Prénom : Julien

Date de soutenance : 17 octobre 2022

Titre de la thèse : Intérêt des séquences d'ARM dynamique avec *compressed sensing* pour l'étude des fistules artérioveineuses pulmonaires dans le cadre de la télangiectasie hémorragique héréditaire.

Thèse - Médecine - Lille 2022

Cadre de classement : Imagerie cardiaque et vasculaire

DES + FST/option : Radiodiagnostic et imagerie médicale, FST de radiologie interventionnelle avancée

Mots-clés : fistules artérioveineuses, *compressed sensing*, ARM dynamique, télangiectasie hémorragique héréditaire.

Résumé :

Objectifs

La prise en charge des fistules artério-veineuses pulmonaires (FAVP) dans la télangiectasie hémorragique héréditaire (THH) repose sur leur diagnostic par angioscanner et leur traitement par embolisation en angiographie, exposant les patients au risque d'irradiation cumulée. L'IRM possède les qualités nécessaires d'un examen de dépistage et de suivi : non irradiante, donnant des informations à la fois morphologiques et fonctionnelles. L'objectif est d'évaluer l'apport des séquences d'ARM dynamique à haute résolution temporelle avec utilisation du *compressed sensing* (TWIST-CS) contre les séquences d'ARM dynamique simple (TWIST) et l'angioscanner thoracique en termes de taux de détection des malformations artério-veineuses pulmonaires et d'analyse du réseau artériel pulmonaire.

Matériel et méthode

Les patients suivis pour une THH ayant un angioscanner de suivi et une IRM avec une séquence TWIST et une séquence TWIST-CS (résolution temporelle de 3,1 et 1,8 secondes respectivement) ont été inclus. Les FAVP avec une afférence artérielle supra-millimétrique sur l'angioscanner ont été retenues. L'évaluation de la qualité image globale (échelle de Likert de 1 à 6), de la netteté des bords des artères pulmonaires distales en ARM ainsi que le nombre d'ordre de génération artérielle visible et le taux de détection des FAVP sur les séquences d'ARM et l'angioscanner ont été évalués. L'accord du comité d'éthique a été obtenu (numéro IRB : CRM-2204-254).

Résultats

L'étude a porté sur 23 patients (11 femmes ; 52 ± 16 ans) pour 56 FAVP (29 embolisées, 51,8% ; diamètre moyen de l'artère afférente $2,0 \pm 0,4$ mm). Le TWIST-CS permet d'obtenir une meilleure qualité d'image (5 [1 – 6] vs 4 [1 – 6] ; $p < 0,001$), une meilleure netteté des bords ($0,025 \pm 0,004$ pixel⁻¹ vs $0,016 \pm 0,004$ pixel⁻¹ ; $p < 0,001$), un meilleur taux de détection des FAVP (48,2% vs 28,6% ; $p < 0,001$) ainsi qu'un plus grand nombre d'ordre de génération artérielle visible (7^{ème} ordre [4^{ème} - 9^{ème}] vs 6^{ème} ordre [4^{ème} - 7^{ème}] ; $p < 0,001$) en comparaison avec le TWIST standard. Le TWIST-CS présente un taux de détection et un nombre d'ordre de génération artérielle visible moindre en comparaison avec l'angioscanner ($p < 0,001$).

Conclusion

Le TWIST-CS permet d'augmenter la résolution temporelle sans dégrader voire en améliorant la qualité des images, augmentant le taux de détection des FAVP comparativement à la séquence TWIST standard. Elle reste cependant inférieure à l'angioscanner.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur François PONTANA

Assesseurs : Monsieur le Professeur Xavier LECLERC ; Madame la Professeure Cécile CHENIVESSE ; Madame le Docteur Hélène MAILLARD

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Benjamin LONGERE