



UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE  
**FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG**

Année : 2016

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**LA REDUCTION DES ARTEFACTS METALLIQUES DANS L'IMAGERIE  
DES MALFORMATIONS ARTERIO-VEINEUSES PULMONAIRES  
TRAITEES PAR VOIE ENDOVASCULAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 24/06/2016 à 18h00  
au Pôle Recherche de la faculté de médecine de Lille 2

**Par Louise Legrand**

---

**JURY**

**Président :**

**Monsieur le Professeur Jacques Rémy**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur Pierre-Yves Hatron**

**Monsieur le Professeur Xavier Leclerc**

**Monsieur le Docteur François Pontana**

**Directeur de Thèse :**

**Madame le Professeur Martine Rémy-Jardin**

---

## **Avertissement**

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

## Liste des abréviations

AVC	Accident Vasculaire Cérébral
ARM	Angiographie par Résonance Magnétique
DE	Double Energie
EFR	Explorations Fonctionnelles Respiratoires
HTP	Hypertension Pulmonaire
IMAR	Iterative Metallic Artefact Reduction
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
MAVP	Malformation Arterio Veineuse Pulmonaire
MIP	Maximal Intensity Projection
MPR	Multiplanar Reconstruction
THH	Télangiectasie Hémorragique Héréditaire
TDM	Tomodensitométrie

## Table des matières

<b>Résumé .....</b>	<b>1</b>
<b>Introduction .....</b>	<b>2</b>
<b>Contexte Scientifique .....</b>	<b>3</b>
I. Rappel clinique : .....	4
A. Les MAVP : .....	4
1. Généralités : .....	4
2. Conséquences physiopathologiques : .....	6
3. Complications des malformations artério-veineuses : .....	6
4. Etiologies des MAVP : .....	8
B. La maladie de Rendu Osler ou THH : .....	8
1. Généralités : .....	8
2. Diagnostic et imagerie : .....	10
C. Indications et principes de traitement des MAVP : .....	17
1. Indications : .....	17
2. Techniques thérapeutiques : .....	18
3. Procédure de vaso-occlusion d'une MAVP : .....	19
a) Matériel utilisé : .....	19
b) Déroulement du geste : .....	20
c) Complications du traitement endovasculaire : .....	25
II. Suivi des patients porteurs de MAVP traitées : .....	25
A. Surveillance TDM : .....	25
B. Problèmes liés à la présence de matériel de vaso-occlusion : .....	30
III. Techniques scannographiques : .....	33
A. Les artéfacts métalliques en TDM : .....	33
1. Définition : .....	33
2. Artéfacts de durcissement : .....	33
3. "Photon starvation" : .....	34
B. Techniques de réduction des artéfacts métalliques : .....	35
1. Les techniques classiques : .....	35
2. La TDM thoracique en double énergie (DE) : .....	38
a) Principes du TDM en DE : .....	38
b) Les différentes méthodes d'acquisition en double énergie: .....	38
c) Reconstructions monoénergétiques et réduction des artéfacts métalliques : .....	40
3. Les nouveaux logiciels de réduction des artéfacts métalliques : .....	42
a) Les reconstructions itératives : .....	42
b) Nouveaux logiciels : .....	43
<b>Références Bibliographiques .....</b>	<b>45</b>
<b>Etude Clinique.....</b>	<b>50</b>
I. ABSTRACT : .....	52
II. INTRODUCTION : .....	53
III. MATERIELS & METHODS : .....	54
IV. RESULTS : .....	58

V. DISCUSSION : .....	60
<b>References</b> .....	<b>63</b>
<b>Conclusion</b> .....	<b>74</b>

## RESUME

**Contexte** : Le traitement de référence des malformations artério-veineuses pulmonaires (MAVP) est la vaso-occlusion artérielle par voie percutanée. Son principal bénéfice est de réduire considérablement la morbi-mortalité péri chirurgicale et péri anesthésique. En revanche, cela engendre un problème de surveillance et de diagnostic des complications post thérapeutiques. En effet, les spirales métalliques génèrent d'importants artéfacts en périphérie de celles-ci et gênent l'interprétation des examens. L'objectif de notre étude est donc de comparer la performance du logiciel IMAR (Iterative Metallic Artifact Reduction), à celles des reconstructions monoénergétiques à haute énergie dans la réduction des artéfacts métalliques.

**Matériels et méthodes** : Les images de surveillance de 29 MAVP vaso occluses ont été obtenues à l'aide d'une tomodensitométrie (TDM) double source, double énergie (DE). Ensuite, des reconstructions par rétroprojection filtrée (groupe 1), des reconstructions utilisant le prototype IMAR (groupe 2) et des reconstructions monoénergétiques à haute énergie (groupe 3) ont été réalisées. Leurs performances ont été analysées à l'aide d'un score subjectif et d'un score objectif de sévérité. Puis les résultats obtenus ont été comparés en tenant compte de la composition métallique des spires, selon 2 groupes : un groupe A (n=18) contenant uniquement du nickel, et un groupe B (n=11) contenant du nickel et du platine.

**Résultats** : Comparativement au groupe 1, les images des groupes 2 et 3 montraient une réduction significative de la sévérité des artéfacts. Les images du groupe 3 présentaient moins d'artéfacts sur les analyses subjectives (score de sévérité des artéfacts:  $p=0.0118$  ; score de visualisation des structures périphériques:  $p=0.0056$ ) et objectives (mesure de la densité des atténuations :  $p<0.0001$ ).

Dans le groupe A, il n'y avait pas de différence significative de réduction des artéfacts dans les groupe 2 et 3, alors que pour le groupe B, les artéfacts métalliques étaient réduits significativement dans le groupe 2.

**Conclusion** : IMAR réduit les artéfacts métalliques de façon plus efficace que l'imagerie mono énergétique.

## INTRODUCTION

L'imagerie médicale moderne contribue largement au diagnostic et au traitement des MAVP. Leur dépistage, leur angio-architecture, leur traitement endovasculaire, leur suivi et celui de la maladie elle-même reposent sur l'imagerie grâce au développement permanent de nouvelles techniques : résolutions spatiale et temporelle, en contraste et spectrale en scanographie, imagerie de perfusion, apparition de nouvelles séquences fonctionnelle et morphologique en IRM. L'impact de la radiologie interventionnelle dans le traitement de ces MAVP est décisif. Le traitement endovasculaire permet de réduire la morbi-mortalité péri chirurgicale et péri anesthésique, et de cibler au plus près le traitement sur la MAVP, ce qui réduit considérablement le territoire parenchymateux sacrifié.

Un domaine reste encore peu étudié : l'évolution à long terme des pédicules vaso-occlus parce que le matériel utilisé interdit ou compromet leur suivi précis en imagerie. Cette nouvelle contribution constitue l'objet principal de notre travail.

**PREMIERE PARTIE :**

**CONTEXTE SCIENTIFIQUE**

# I. Rappel clinique :

## A. Les MAVP :

### 1. Généralités :

Les MAVP sont des malformations vasculaires de faible résistance qui mettent en communication le plus souvent une artère et une veine pulmonaire, et court-circuitent le réseau capillaire pulmonaire normal. Il en résulte un shunt intra pulmonaire droit-gauche (1).

La 1<sup>ère</sup> description d'une MAVP a été réalisée en 1897 par le Dr Churton (1), qui décrivait cliniquement un bruit pulmonaire systolique à l'auscultation chez un jeune garçon de 12 ans souffrant d'hémoptysies et de dyspnée. La présence de multiples MAVP avait été confirmée à l'autopsie.

L'incidence des MAVP est de 2 à 3 pour 100000 (2) avec une légère prédominance féminine (1 homme pour 1.5 à 1.8 femmes) (3). Elles peuvent être uniques ou multiples.

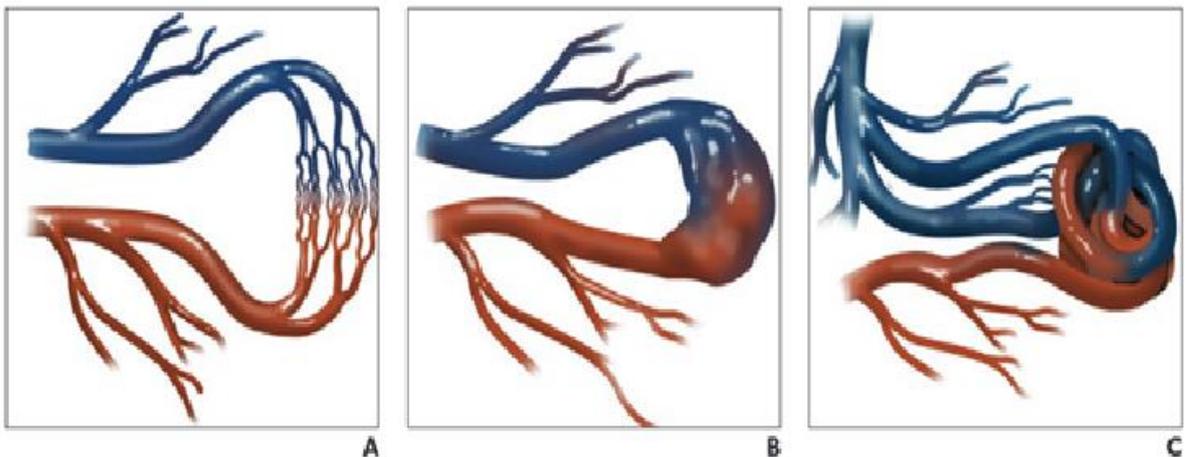
L'artère afférente est le plus souvent issue d'une branche de l'artère pulmonaire. Dans de rares cas, elle peut provenir de la circulation systémique, notamment des artères bronchiques ou des artères intercostales (4).

Le sac anévrysmal peut être une large communication entre les 2 vaisseaux ou une masse de vaisseaux dilatés et tortueux communicants les uns avec les autres. Ce segment, fragile, et peut se rompre, entraînant des hémothorax et des hémoptysies.

Le vaisseau efférent est toujours plus large que l'artère ; et souvent irrégulier. Il communique le plus souvent avec des branches de la veine pulmonaire, mais des communications directes avec la veine cave inférieure ou l'oreillette gauche ont été décrites (4).

On les classe selon différents types :

- Type 1 : MAVP simple (80%) : une seule artère afférente alimente un sac anévrismal qui se draine par une ou plusieurs veines efférentes. L'artère est toujours plus petite que la veine,
- Type 2 : MAVP complexe segmentaire : plusieurs artères afférentes naissent d'une seule artère segmentaire,
- Type 3 : MAVP complexe pluri segmentaire : plusieurs artères afférentes naissent de différentes artères segmentaires,
- MAVP télangiectasique : un nodule flou en verre dépoli, correspondant à la composante télangiectasique de la MAVP. On ne voit pas forcément l'artère afférente, mais la veine efférente dilatée en raison du shunt.



*Figure 1 : Les différents types de MAVP : A : réseau capillaire normal. B : MAVP simple. C : MAVP complexe. D'après Trerotola et Pyeritz (5).*

On oppose classiquement les formes diffuses et les formes localisées. Dans la forme diffuse, quasiment toutes les artères segmentaires d'au moins un lobe sont porteuses de petites MAVP alimentées par des branches sous segmentaires. Dans la forme localisée, les MAVP peuvent être multiples, uni ou bilatérales, mais moins nombreuses.

Les MAVP peuvent augmenter de taille au cours de la vie, notamment au cours de la puberté ou de la grossesse (6).

## 2. Conséquences physiopathologiques :

*Le shunt droit-gauche* : responsable de dyspnée, d'hypoxémie, de cyanose, d'hippocratisme digital, et de polyglobulie. Sa tolérance dépend de l'importance du shunt.

*La disparition du filtre capillaire* : responsable d'embolies systémiques paradoxales d'origines cruorique, septique ou gazeuse, qui représentent les principales causes de morbidité liée aux MAVP.

## 3. Complications des malformations artério-veineuses :

*L'hypoxémie* : elle est due au shunt droit-gauche. Le sang passe directement de l'artère à la veine pulmonaire sans passage par l'oxygénation au sein de la barrière alvéolo-capillaire. La sévérité du shunt conditionne le degré d'hypoxémie.

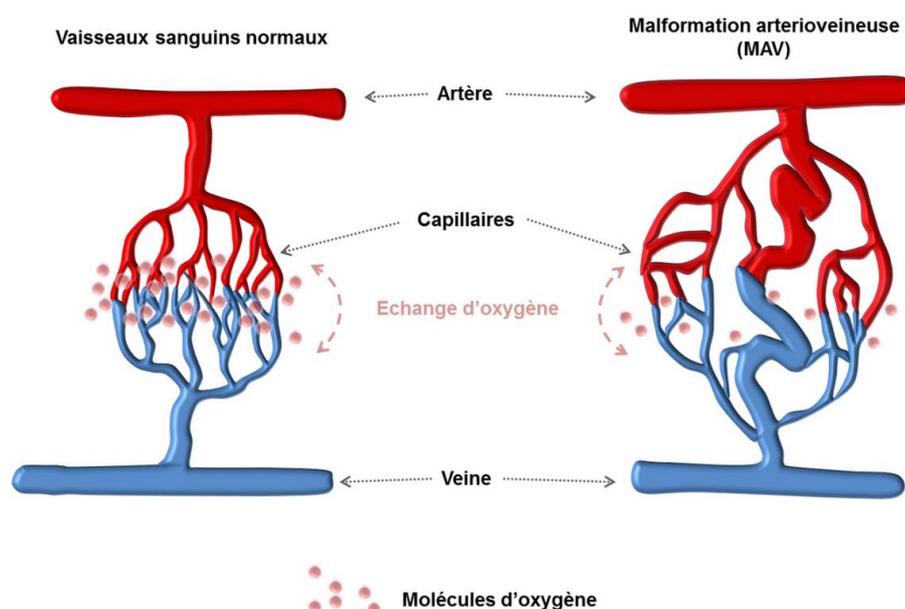


Figure 3 : Image tirée du site internet du centre national de référence de la maladie de Rendu Osler ([www.rendu-osler.fr](http://www.rendu-osler.fr)).

*La thrombose spontanée* : c'est une complication rare, mais à risque emboligène majeur. Cela peut aussi expliquer la régression parfois spontanée de certaines MAVP de petite taille, qui se thrombosent, puis involuent progressivement.

*Les complications neurologiques :*

- Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) : trois mécanismes sont incriminés :

La polyglobulie (secondaire à l'hypoxémie due au shunt),

Une embolie gazeuse associée à une hémoptysie (liée à une communication entre les voies aériennes et la circulation pulmonaire),

L'embolie paradoxale (à travers le shunt), dont la sévérité dépend du diamètre de l'artère afférente, qui conditionne la taille du thrombus. Il peut en résulter des infarctus du myocarde, des accidents vasculaires ou des abcès cérébraux.

- Les abcès cérébraux : ils sont secondaires à des embolies paradoxales septiques. 5 à 10 % des patients atteints de MAVP en développeront au cours de leur vie.

- Les migraines avec aura : de nombreuses études montrent que le risque de migraine est doublé chez les patients porteurs de MAVP, mais qu'elles peuvent s'améliorer après le traitement de celles-ci (7).

*Les ruptures* : il existe 2 types de ruptures, la rupture intra pulmonaire, responsable d'hémoptysies et la rupture intra pleurale, responsable d'hémothorax. La fréquence de ces complications est de 5 à 10%. Une association AVC/rupture pulmonaire est décrite : la rupture pulmonaire entraîne une hémoptysie, elle-même

responsable de toux. L'hyperpression intra thoracique engendrée crée alors une embolie gazeuse responsable de symptômes neurologiques.

*Morbidité au cours de la grossesse* : la fréquence de toutes ces complications est extrêmement majorée lors de la grossesse. La morbidité y est alors de 43%, toutes complications confondues. Cela est probablement en lien avec l'augmentation du volume sanguin et l'augmentation de la concentration hormonale sanguine entraînant des altérations de la vasoactivité (8).

#### **4. Etiologies des MAVP :**

Les MAVP surviennent dans plus de 80 % des cas dans le cadre d'une maladie de Rendu-Osler ou Télangiectasie Hémorragique Héréditaire (THH). Elles constituent les principales complications viscérales de cette maladie, au cours de laquelle elles surviennent dans 30 à 50% des cas (9).

La seconde étiologie en terme de fréquence est la survenue sporadique (10). Les autres causes rares de MAVP sont les hépatopathies sévères, les traumatismes thoraciques ouverts ou fermés, le rétrécissement mitral, les hypertensions artérielles pulmonaires, la maladie de Fanconi. Elles peuvent aussi apparaître à long terme suite à certaines palliations de cardiopathie congénitales, notamment la dérivation cavo-pulmonaire de Fontan(11).

### **B. La maladie de Rendu Osler ou THH :**

#### **1. Généralités :**

La maladie de Rendu Osler est une angiodysplasie multiviscérale héréditaire. C'est « la plus fréquente des maladies rares ». Sa prévalence est de 1/10000 et peut

atteindre 1/2500 dans le Jura, l'Ain ou les Deux-Sèvres. C'est une maladie à pénétrance variable qui s'exprime différemment selon les sujets d'une même famille (12). Elle est de transmission autosomique dominante dans 94% des cas, rarement de novo et caractérisée par des anomalies des vaisseaux sanguins. Les territoires affectés sont la peau, les muqueuses nasales, oropharyngées et digestives, et les organes profonds, principalement les poumons, le foie et le système nerveux central. Deux gènes ont été identifiés à ce jour, à l'origine du codage de l'endogline et l'activine qui sont des protéines nécessaires au développement des vaisseaux sanguins. La mutation de ces gènes entraînent la suppression du rôle inhibiteur du TGF-bêta sur l'angiogenèse par anomalie de certains de ses récepteurs sur les cellules endothéliales.

On distingue principalement deux formes cliniques de THH, la THH 1 liée à une mutation sur le chromosome 9, responsable de manifestations essentiellement pulmonaires ; et la THH 2, due à une mutation sur le chromosome 12, responsable de manifestations principalement hépatiques. Un 3<sup>e</sup> gène (THH 3) est en cours de caractérisation. Chez 20 % des malades, aucune des mutations connues à ce jour n'est retrouvée.

Chez l'enfant, les symptômes sont pauvres, car la majorité des signes se manifestent à partir de 40 ans. Les quatre critères diagnostiques de la maladie ont été définis lors d'une conférence internationale de consensus (critères de Curaçao, modifiés lors de la conférence de Toronto en novembre 2006) :

- Epistaxis spontanées et récidivantes,
- Télangiectasies cutanées ou muqueuses,
- Malformations artérioveineuses viscérales (poumon, foie, système nerveux central...). A l'inverse des MAVP sporadiques, les MAVP liées à la maladie

de Rendu Osler sont bilatérales, multiples et prédominent aux bases pulmonaires,

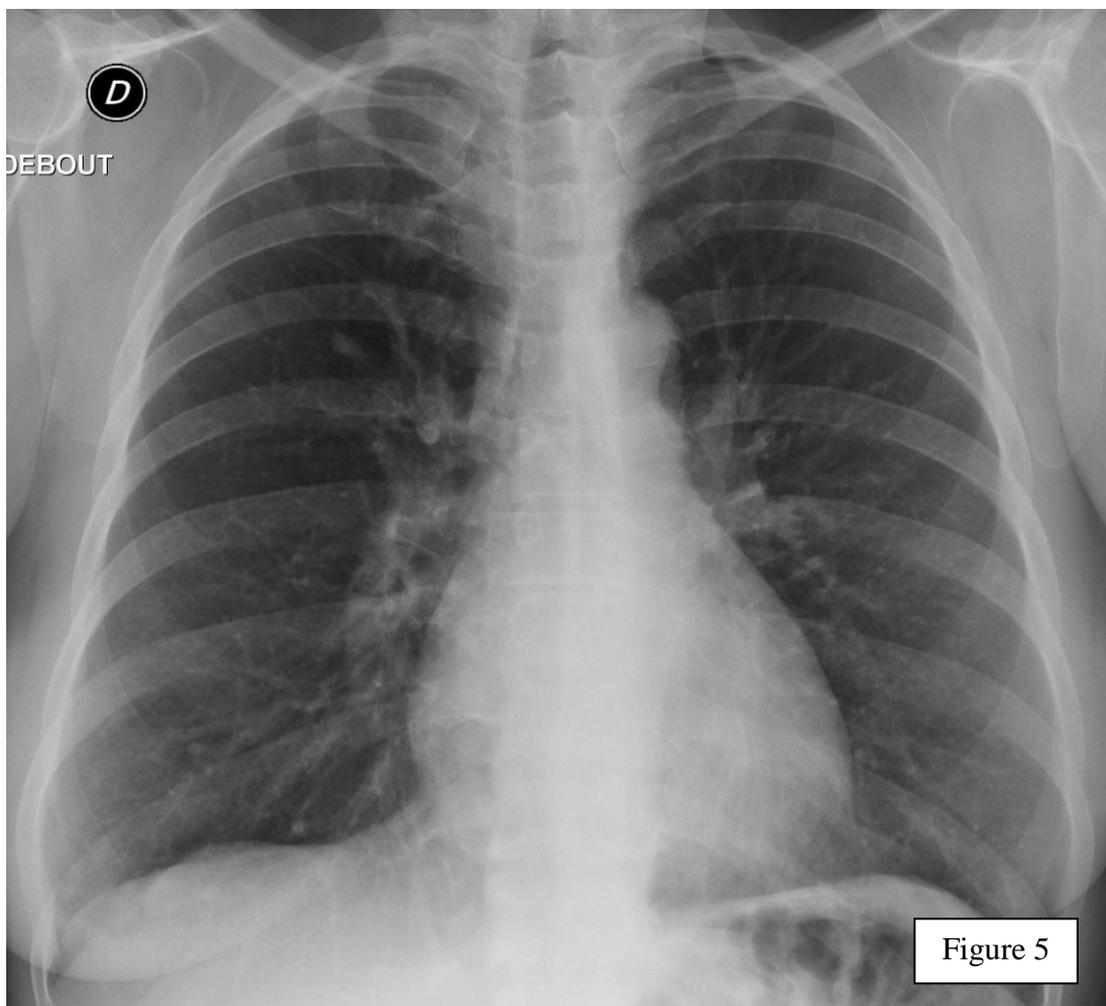
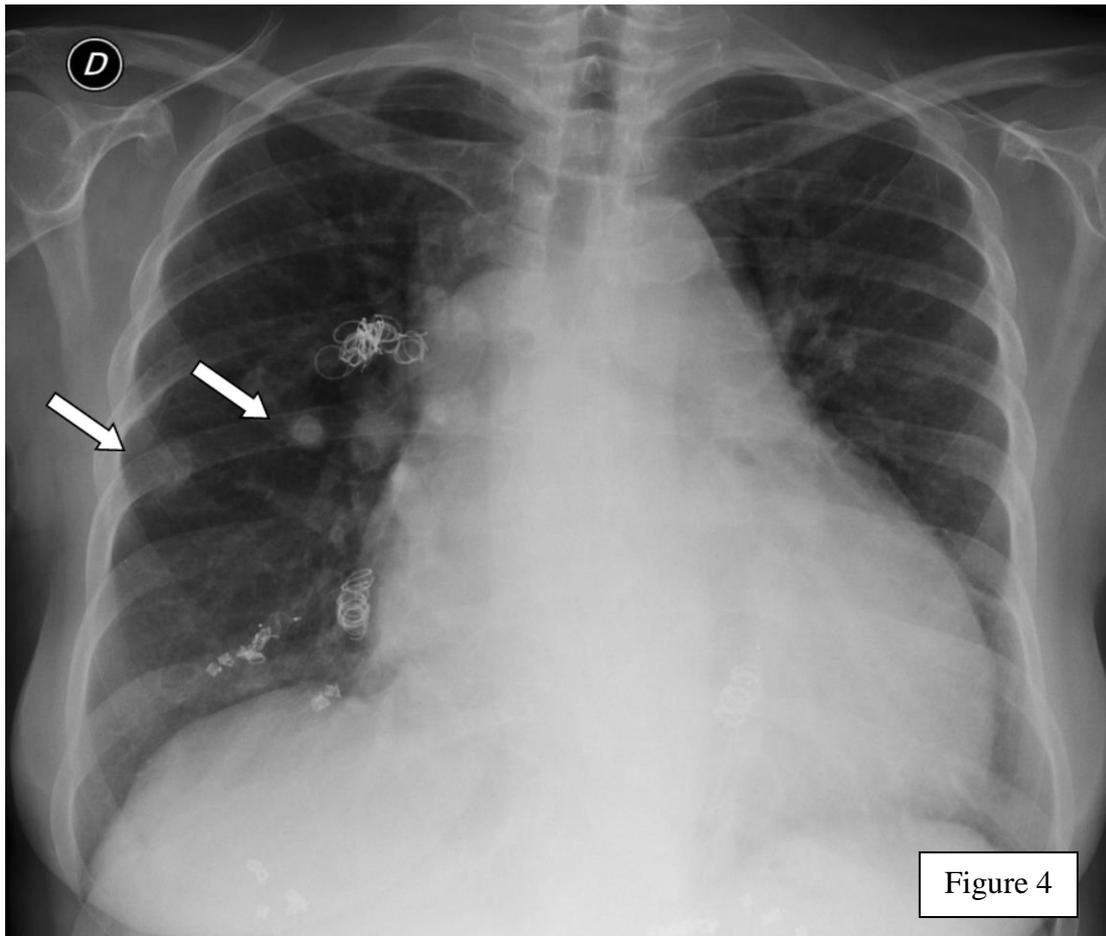
- Le caractère héréditaire (les apparentés doivent avoir au moins 2 signes de la maladie) (13).

Le diagnostic de maladie de Rendu-Osler est alors certain si trois de ces critères sont réunis, possible ou suspecté devant deux critères, peu vraisemblable si un seul critère est présent.

La majorité des patients est asymptomatique, mais la fréquence des complications neurologiques emboliques justifie le dépistage systématique des MAVP. Il repose sur l'imagerie thoracique et l'échographie cardiaque de contraste.

## **2. Diagnostic et imagerie :**

*Chez l'adulte*, les MAVP peuvent être décelées sur une radiographie thoracique de face, sous la forme d'un nodule parenchymateux. En cas de radiographie de thorax normale, on peut éliminer la présence de volumineuses MAVP. Cependant, la sensibilité de cet examen est faible, notamment pour les MAVP de petit diamètre, et celles situés dans les lobes pulmonaires inférieurs, occultés par le diaphragme. Une étude a montré que la radiographie de thorax pouvait être normale dans 10 à 40% des cas alors qu'une MAVP symptomatique était présente (14).

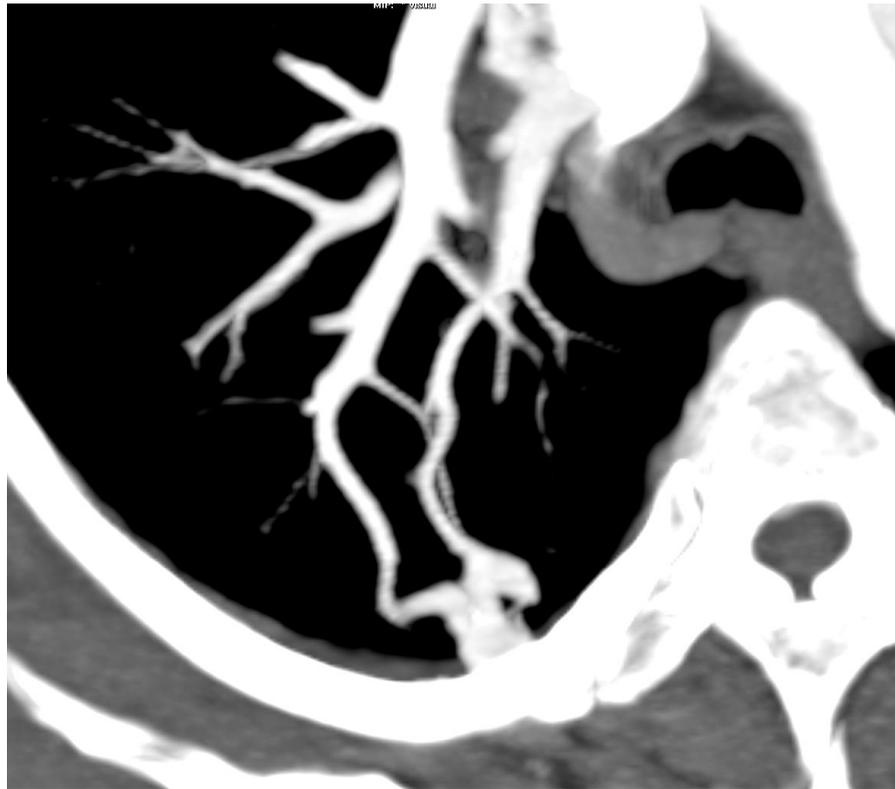


*Figure 4 : Patiente de 65 ans suivie pour une maladie de Rendu Osler avec atteinte pulmonaire et hépatique. Multiples coils témoignant de MAVP traitées. D'autres MAVP non traitées sont visualisées (flèches blanches). A noter, une cardiomégalie sévère en lien avec l'HTP de la patiente.*

*Figure 5 : Autre exemple. Patiente de 49 ans porteuse de 3 MAVP dans le cadre d'une maladie de Rendu Osler. Radiographie de thorax normale.*

La technique de choix pour le dépistage et le suivi des MAVP est la TDM thoracique avec ou sans injection de produit de contraste. Celle-ci est plus sensible bien que moins spécifique que l'artériographie (15).

Typiquement, une MAVP se traduit par un nodule pulmonaire relié au hile par au moins 2 structures tubulées, correspondant à l'artère et à la veine efférente. Il convient de préciser le diamètre de la ou des artères afférentes, leurs origines, la taille du sac anévrisimal et la présence d'une ou plusieurs veines efférentes. L'étude optimale implique la réalisation de reconstructions multiplanaires (MPR) et en projection d'intensité maximale (MIP). Cela permet une reconstruction fidèle de la MAVP. Des reconstructions volumiques sont aussi possibles, et servent principalement au chirurgien ou au radiologue interventionnel à préparer leur geste thérapeutique.



*Figure 6 : Même patiente que sur la figure 5. Reconstruction en technique MIP. Visualisation d'une MAVP développée au dépend de A3D.*

Lors de la réalisation de la TDM, il est primordial de réaliser une purge parfaite des tubulures. En effet, la moindre bulle d'air au sein de l'injecteur peut être responsable d'une embolie paradoxale. Ceci est le principal argument en défaveur de cette technique dans le dépistage de la maladie.

En cas de TDM thoracique négative, on réalise une échographie cardiaque de contraste à la recherche d'un shunt. Un shunt droit-gauche est affirmé si des microbulles apparaissent au sein de l'oreillette gauche après seulement 3 battements cardiaques. On grade le shunt à l'aide de la classification de Barzilai (16):

- Grade 0 : pas d'opacification du ventricule gauche ;
- Grade 1 : opacification minimale du ventricule gauche ;
- Grade 2 : opacification modérée ;
- Grade 3 : opacification intense ne s'étendant pas à l'endocarde ;
- Grade 4 : opacification intense avec extension endocardique.

Si l'échographie est anormale, il y a une forte probabilité qu'il existe de petites MAVP non décelables en TDM, aux faibles conséquences emboligènes, mais à risque infectieux potentiel. Une antibioprophylaxie est alors instaurée.

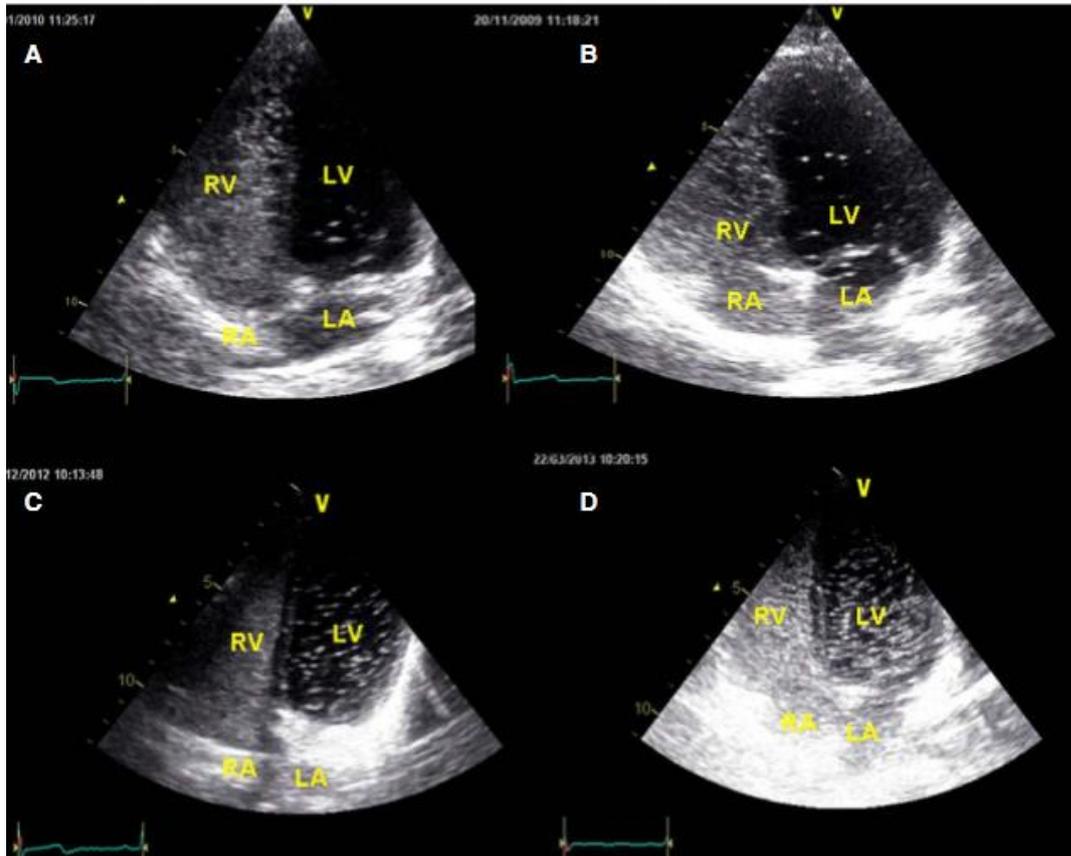


Figure 7 : Quantification du shunt selon la classification de Barzilai. A : Grade 1. B : Grade 2. C : Grade 3. D : Grade 4. RV : Ventricule droit. RA : Oreillette droite LV : Ventricule gauche LA : Oreillette gauche. D'après (17).

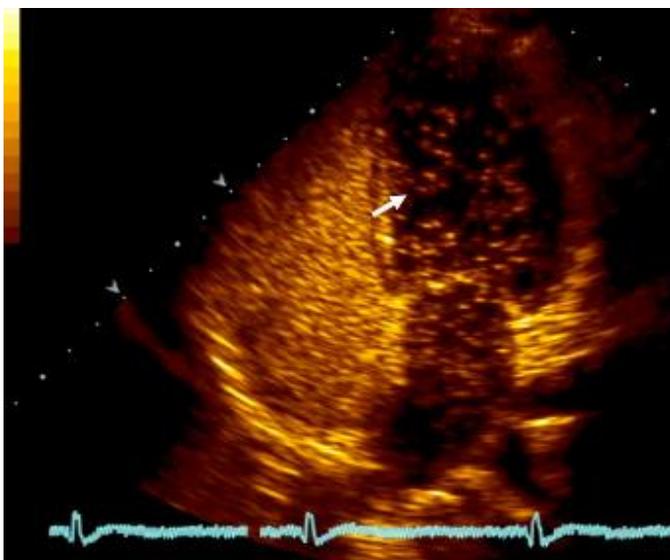


Figure 8 : l'échocardiographie cardiaque de contraste montre un shunt droit-gauche de grade 3 de Barzilai. Des microbulles s'accumulent dans l'oreillette et le ventricule gauches après 3 battements cardiaques. Suspicion de MAVP de grande taille. D'après (8).

Bien que l'IRM et l'ARM ne soit pas encore utilisées en pratique courante pour le dépistage des MAVP, certaines études publiées récemment concluent que l'ARM peut être utile au dépistage des MAVP chez les patients atteints de THH ainsi qu'en pré interventionnel pour typer les MAVP. De plus l'ARM a aussi prouvé son efficacité pour le suivi des procédures de vaso-occlusion (18), et est un avantage certain pour mener des explorations chez les femmes enceintes.

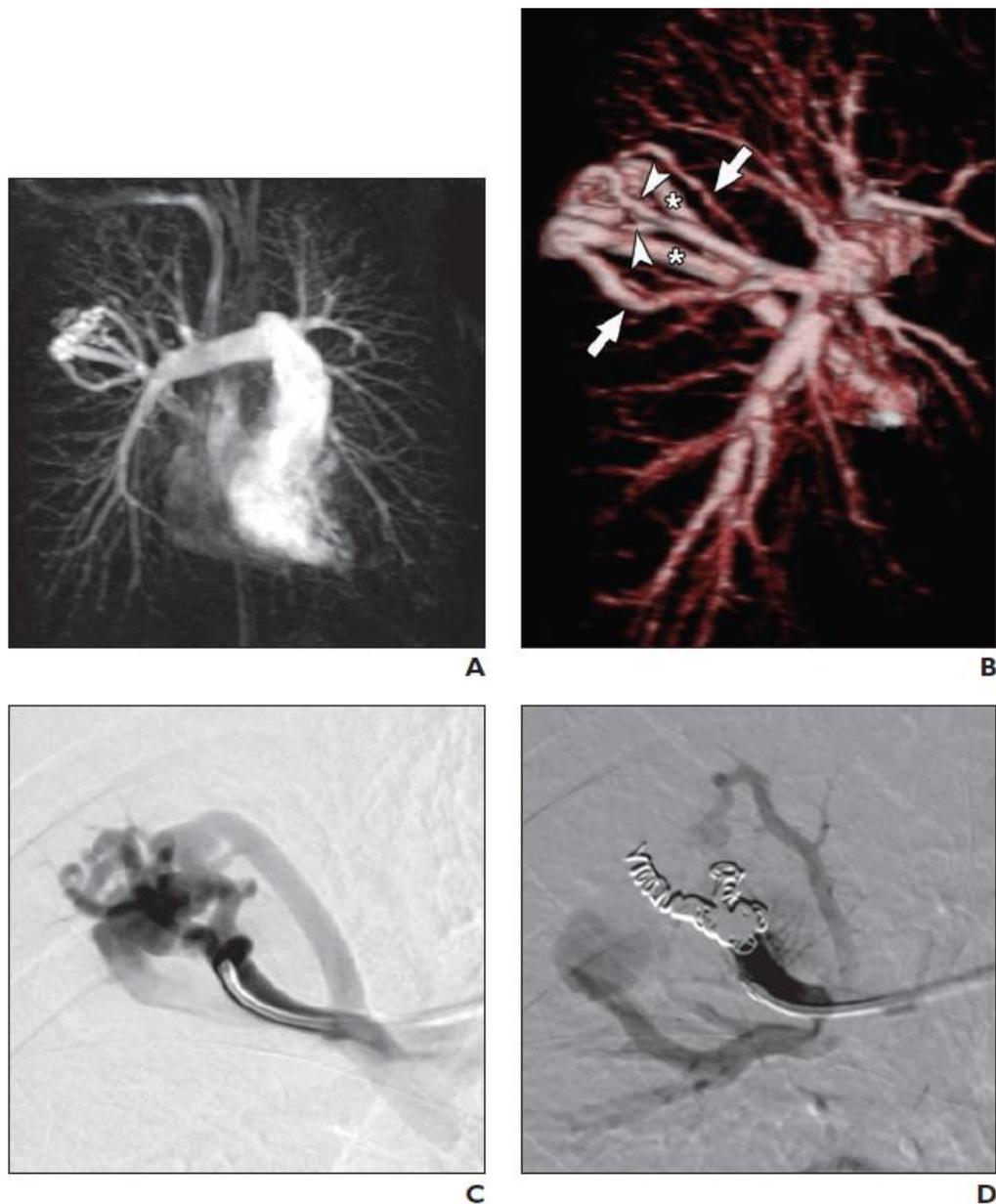
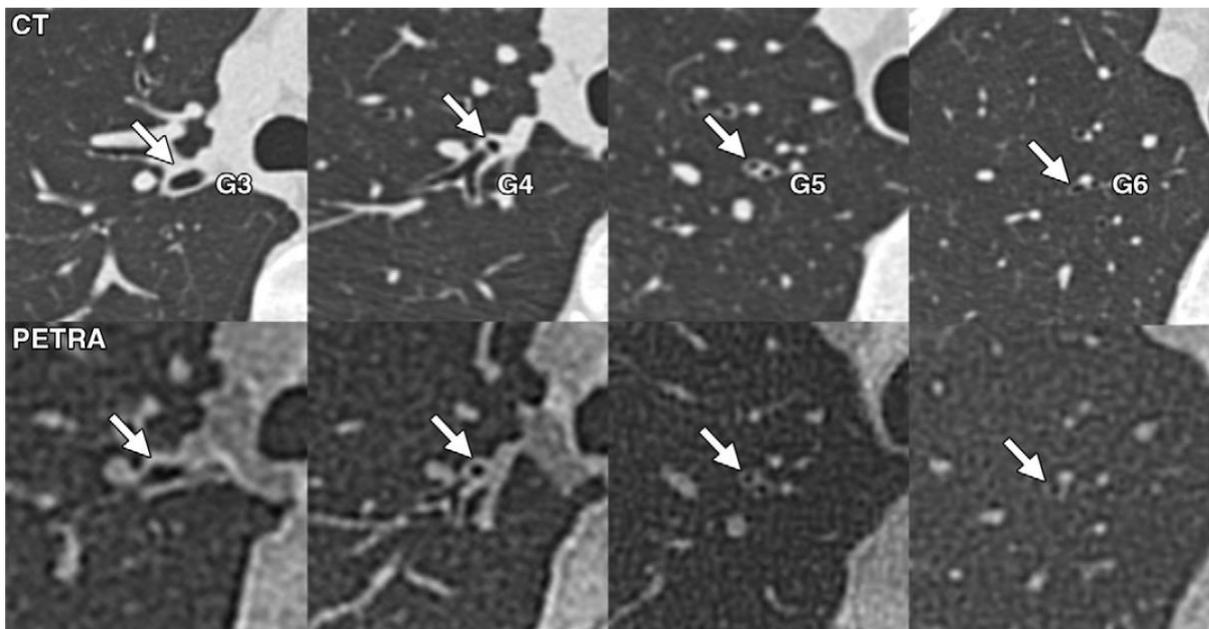


Figure 9 : D'après (18) : Jeune femme de 26 ans avec histoire familiale de THH.  
 A : MIP réalisé sur une ARM. Image montrant une MAVP complexe.  
 B : Utilisation du mode de rendu volumique montrant une artère nourricière principale se divisant en 2 branches avant le sac anévrismal (têtes de flèche) et 2 artères nourricières périphériques (flèches). Veines de drainage dilatées (astérisques).

*C : Cathétérisme hyper sélectif mettant en évidence les 2 branches de l'artère afférente principale.*

*D : Vaso-occlusion de l'artère principale mettant en évidence un reflux de produit de contraste au sein des 2 artères périphériques et une persistance d'opacification partielle du sac.*

Une toute nouvelle séquence, la séquence PETRA (Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition), développée par Siemens, permet désormais une imagerie pulmonaire de haute résolution spatiale. Cette séquence, réalisée à 1,5T avec gating respiratoire, permet de réaliser des coupes infra millimétriques (voxel de  $0.86\text{mm}^3$ ), de qualité comparable à celle d'une TDM (19).



*Figure 10 : D'après (19) : parallèle entre les coupes TDM et la séquence PETRA chez un jeune homme de 33 ans à 3 mois d'un pneumothorax traumatique.*

Cette technique non irradiante n'est pas encore validée dans le diagnostic et le suivi des MAVP, mais apporte une perspective très intéressante au vu des nouveaux travaux concernant les risques liés aux expositions répétées aux rayons X chez les patients suivis pour des pathologies chroniques et notamment la THH (20)(21).

Avant l'émergence des TDM hautes définitions, la technique d'imagerie de référence étaient l'artériographie. Cette méthode invasive n'est plus utilisée en dépistage, mais uniquement au cours du traitement interventionnel, lors du cathétérisme sélectif de l'artère afférente.

*Chez l'enfant*, le dépistage de volumineuses MAVP se fait par radiographies de thorax de face et profil en 1<sup>ère</sup> intention. En l'absence de MAVP sur la radiographie de thorax, une échocardiographie cardiaque de contraste est réalisée par un opérateur spécialisé en cardio pédiatrie, à la recherche d'un shunt (en fonction de l'âge en raison de la nécessité d'un enfant coopérant). En l'absence d'éléments cliniques évocateurs ou de shunt pulmonaire en échographie (grade 0 ou 1), la TDM thoracique n'est pas recommandée. Cela permet d'éviter à 40% des enfants l'irradiation liée aux TDM (17).

## **C. Indications et principes de traitement des MAVP :**

### **1. Indications :**

Les MAVP doivent être traitées avant l'apparition des complications (8). Les indications thérapeutiques sont :

- *Morphologiques* : on considère que le risque d'embolie paradoxale cérébrale est significatif à partir d'un diamètre de l'artère afférente > 3 mm (22). Le traitement est à discuter au cas par cas, notamment si la MAVP est hilare ou géante. Mais le traitement est à réaliser le plus tôt possible, quel que soit l'âge,
- *La grossesse*,
- *La présence d'hypertension pulmonaire (HTP) associée.*

Le seuil historique de 3 mm est actuellement débattu (10). En effet, des patients ont présenté des accidents vasculaires systémiques symptomatiques alors qu'aucune de leurs MAVP ne présentait d'artère afférente de diamètre supérieur à 3 mm (23). De même, il a été démontré que le risque d'embolie paradoxale est indépendant du diamètre de l'artère nourricière (24). De ce fait, le « 2009 HHT treatment guidelines » (Guide de traitement de référence dans la THH paru en 2009) (25) reconnaît désormais l'intérêt de traiter les MAVP dont les artères afférentes mesurent moins de 3 mm, si cela est techniquement réalisable. Concernant les indications thérapeutiques chez les enfants, il y a actuellement peu de recommandations. En effet, il existe un risque important de reperfusion par des collatéralités pulmonaires (26), dans les poumons en cours de croissance ; et celles-ci sont difficiles à traiter. Le traitement est donc à discuter au cas par cas (5).

## **2. Techniques thérapeutiques :**

Le traitement chirurgical a été la référence jusqu'aux années 1970, avec notamment des pneumonectomies, lobectomies, segmentectomies ou ligatures vasculaires en fonction des types de MAVP (8).

La transplantation pulmonaire peut être proposée dans les formes diffuses avec insuffisance respiratoire (8) (27).

Actuellement, le traitement de référence est la vaso-occlusion de l'artère pulmonaire afférente, qui a pour principal avantage d'éviter les complications anesthésiques et chirurgicales liées à la chirurgie thoracique (8).

### 3. Procédure de vaso-occlusion d'une MAVP :

#### a) Matériel utilisé :

De nombreux dispositifs sont désormais disponibles : spirales métalliques auto expansives (coils) en acier, en platine, avec ou sans gel hydrophile, microspires fibrées, endoprothèses auto expansible en nitinol « Amplatzer ». Les ballonnets détachables ont, quant à eux, été abandonnés (8).

La base de la vaso-occlusion per-cutanée est actuellement le coil en platine (NESTER ou TORNADO, Cook Medical, Bloomington, IN, USA). Il est recouvert de fibres de polyester, et prend une forme sphérique ou en spirale une fois sorti du cathéter. Il a supplanté les coils en acier inoxydable précédemment utilisés. Sa grande taille (14 cm) permet désormais la technique de « l'ancrage » (cf chapitre suivant), assurant un meilleur contrôle au moment du largage du coil, à l'origine d'une mise en place plus facile et plus rapide comparativement à de multiples spires de nickel (5). Des coils en platine plus petits (Micronester) sont également disponibles, permettant le traitement de MAVP de plus petites tailles. Les coils en nickel de type MReye (Cook Medical, Bloomington, IN, USA) sont intéressants grâce à leur importante force radiale, grâce à laquelle ils se déploient immédiatement contre la lumière vasculaire une fois largués, réduisant le risque d'embolies paradoxales.

Cependant les coils sont en train d'être supplantés par les plugs et notamment l'Amplatzer vascular Plug (Saint Jude Medical, Little Canada, Minnesota, USA) (28). Il est à base de nitinol (alliage de nickel et titane), qui lui confère une super élasticité et une mémoire de forme. Il peut ainsi être comprimé et étiré pour passer dans un cathéter, et reprendre immédiatement sa forme initiale lors du largage.

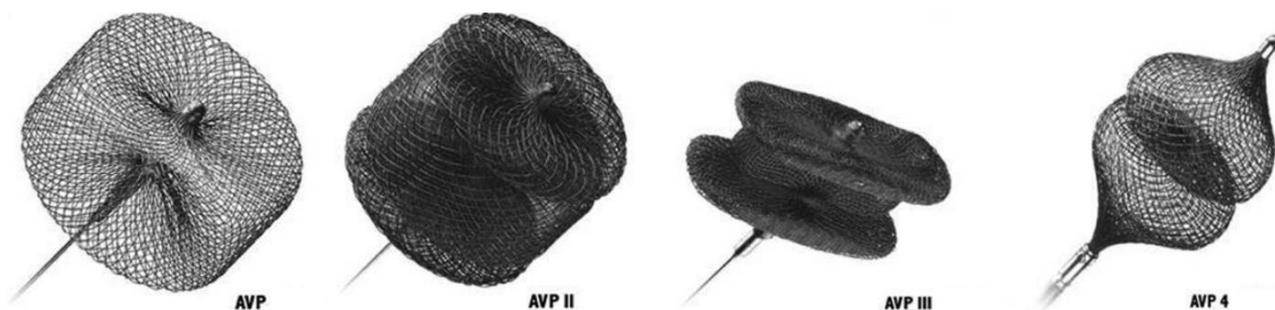


Figure 11 : Différents types d'Amplatzer Vascular Plugs (AVP). D'après (29).

COIL	LABORATOIRE	COMPOSITION METALLIQUE	PROPRIETES ET AVANTAGES
<b>Nester</b>	Cook Medical	Platine	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Longue taille permettant la technique de « l'ancrage » ;</li> <li>- Faible force radiale permettant une impaction des spirales (technique du « Packing ») ;</li> <li>- Recouverts de fibres de polyesters facilitant la thrombose vasculaire ;</li> </ul>
<b>MReye (IMCWE)</b>	Cook Medical	Inconel (Alliage à base de nickel)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Grande force radiale leur permettant de reprendre leur forme de spirale une fois larguée, et ainsi de se plaquer immédiatement contre la paroi ;</li> <li>- Recouverts de microfibrilles facilitant la thrombose vasculaire ;</li> </ul>
<b>Plug « Amplatzer »</b>	Saint Jude Medical	Nitinol (Alliage à base de nickel et titane)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mémoire de forme ;</li> <li>- Super élasticité;</li> <li>- Rapidité : occlusion vasculaire possible avec une seule unité.</li> </ul>

Figure 12 : Principaux matériels de vaso-occlusion, compositions et propriétés.

### b) Déroulement du geste :

Avant tout traitement interventionnel, une TDM thoracique avec injection est indispensable. Elle permet de guider le geste, tout d'abord en affirmant le caractère vasculaire du nodule, sa taille, sa vascularisation et en détaillant le nombre, le diamètre (en mm) de l'artère afférente et les éventuelles complications (ruptures,

thromboses spontanées). L'angioarchitecture précise des MAVP peut ainsi être étudiée en pré thérapeutique grâce aux reconstructions multi planaires et 3D (30).

L'intervention est réalisée sous anesthésie locale par une voie d'abord veineuse fémorale. L'anesthésie générale est uniquement réservée aux enfants. Les patients bénéficient d'une anticoagulation préventive, et une antibioprophylaxie est amorcée avant le début du geste.

Après la ponction fémorale, l'artère pulmonaire puis l'artère segmentaire alimentant la MAVP sont cathétérisées. La vaso-occlusion ne doit pas intéresser le sac anévrismal, en raison du haut risque d'embolie paradoxale mais l'artère afférente la plus proche de celui-ci, afin de sacrifier le minimum de vascularisation pulmonaire. La vaso-occlusion est réalisée à l'aide de coils dont le diamètre et la longueur sont déterminés en fonction du diamètre du vaisseau afférent.

Le 1<sup>er</sup>coil largué est surdimensionné comparativement au diamètre artériel de façon à minimiser les risques de migration paradoxale lors de sa mise en place. C'est en général un coil de type MReye de grande force radiale, qui se plaque contre la lumière vasculaire dès son largage. Ensuite, on met en place de multiples coils de type Nester, de diamètre décroissant. Leur faible force radiale et leur grande taille (jusque 14 cm) leur permet de s'impacter les uns avec les autres selon la technique du « packing » (31). Si l'amas de spirales n'est pas assez dense, le risque est la recanalisation (32).

La technique de « l'ancrage » est utilisée lorsque l'artère afférente mesure plus de 8 mm ce qui la rend à très haut risque emboligène. Le premier coil est placé dans la dernière branche artérielle naissant en amont du sac anévrismal. Cela permet de le stabiliser, et de pouvoir le libérer sans risque au sein de la lumière vasculaire (8)(31).

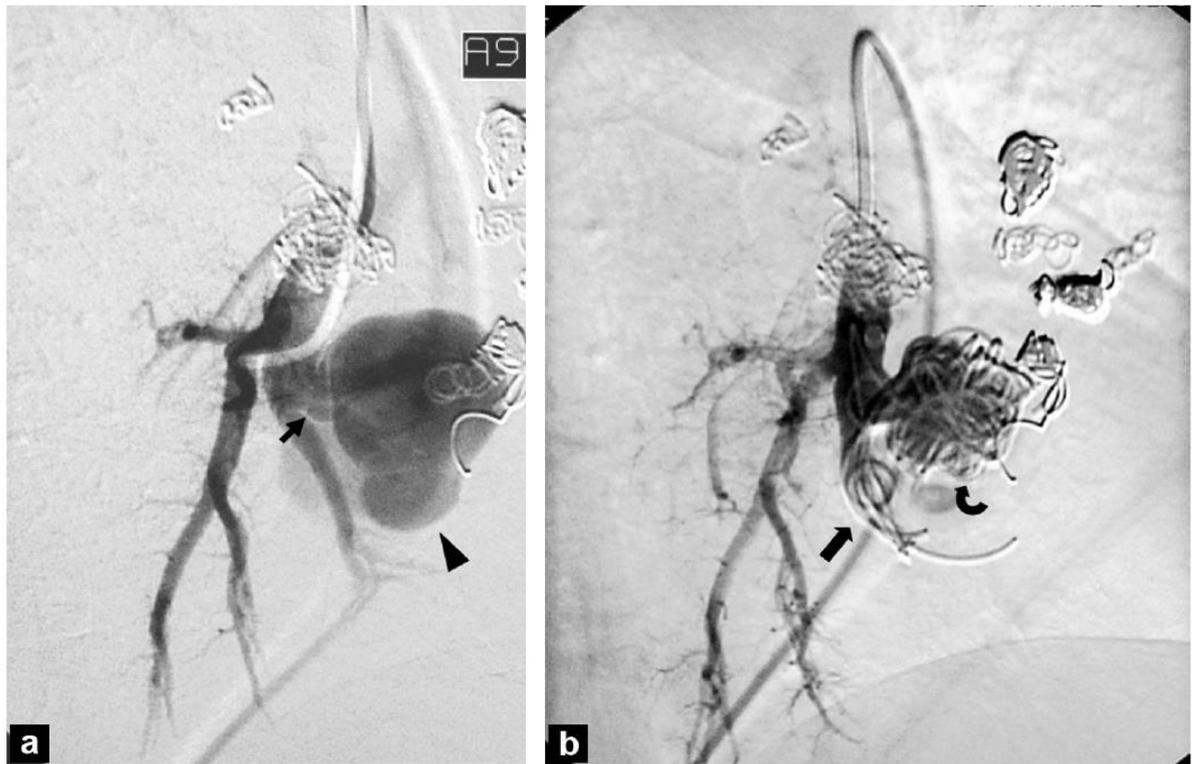


Figure 13 : D'après (8). Technique de l'ancrage : a) MAVP pré thérapeutique : on observe un volumineux sac anévrismal (tête de flèche) alimenté par une artère afférente courte (petite flèche) ; b) Aspect post vaso-occlusion : l'« ancrage » des spires au sein de l'artère a permis de les stabiliser (grande flèche) et de permettre l'occlusion complète du sac anévrismal (flèche courbe).

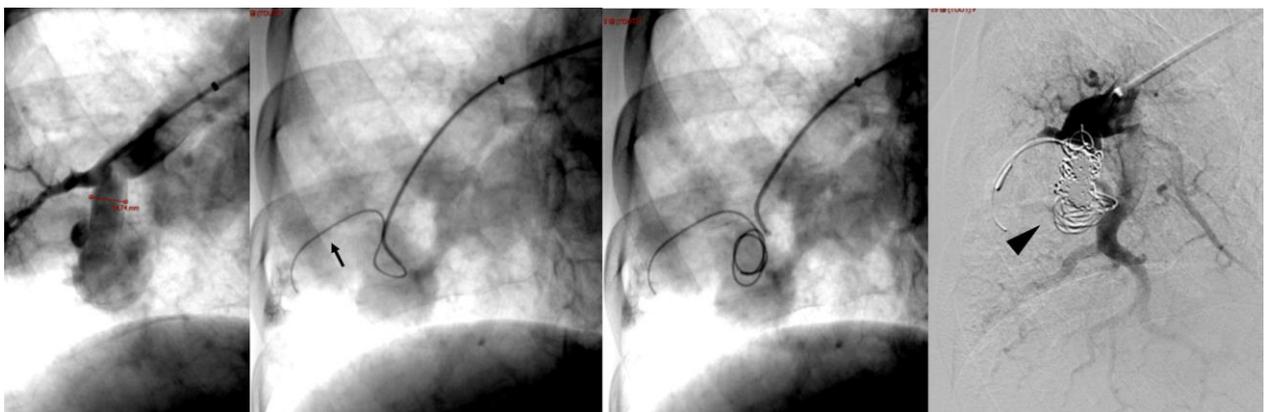
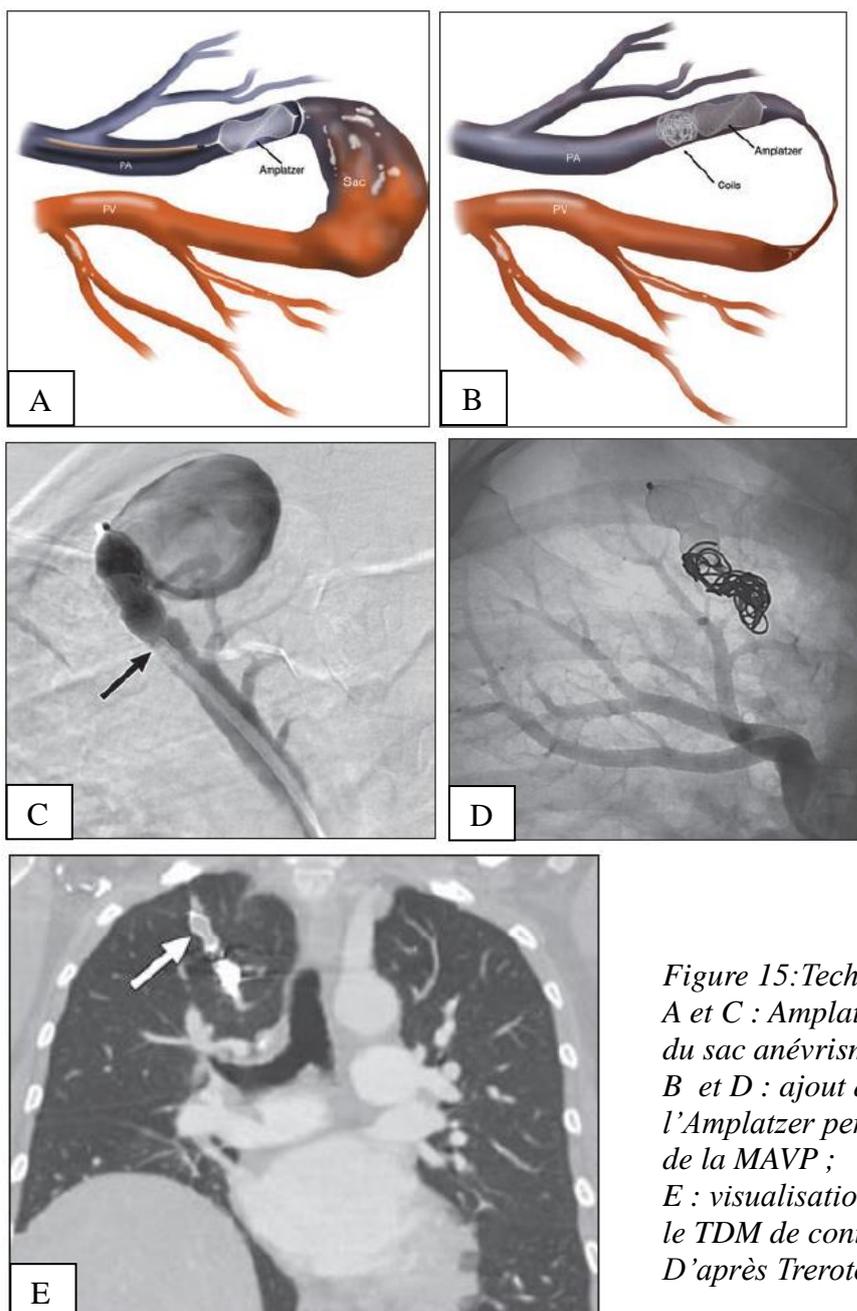


Figure 14 : D'après (8) : Technique de l'ancrage.

Le plug « Amplatzer » présente de multiples avantages comparativement aux ballons détachables utilisés au début des traitements interventionnels. Il permet à l'opérateur de le repositionner autant de fois que nécessaire, et de le lâcher quand sa position est optimale ; améliorant la sécurité et l'efficacité de la procédure (33).

Un seul plug est généralement suffisant pour occlure une artère afférente, même large, réduisant ainsi le temps de la procédure et l'irradiation (33). Ensuite, le taux de recanalisation des plugs semble être inférieur à celui des coils (10). Il est encore plus faible lorsque l'on utilise une combinaison de plugs et coils (34). Enfin, une étude de 2014 a montré une absence de complication per procédure et une bonne efficacité à long terme de cette technique (33)(35)(36).



*Figure 15: Technique de l'Amplatzer.*

*A et C : Amplatzer de 16 mm déployé en amont du sac anévrisimal ;*

*B et D : ajout de coils en amont de l'Amplatzer permettant l'obstruction complète de la MAVP ;*

*E : visualisation de l'Amplatzer et des coils sur le TDM de contrôle.*

*D'après Trerotola et al (5).*

Le traitement des MAVP de petite taille (jusque 1,5 mm de diamètre) est désormais possible grâce aux microcathéters et aux guides hydrophiles associés, dont les extrémités sont préformées (5).

Durant toutes ces étapes, il faut être particulièrement vigilant chez les patients porteurs d'HTP, la navigation est beaucoup plus difficile du fait d'artères souvent tortueuses, fragiles, et de cavités cardiaques droites dilatées (32). L'HTP dans la maladie de Rendu Osler peut être liée à la présence de fistules artério veineuses hépatiques responsables d'un shunt gauche-droit ou de manière plus exceptionnelle à une mutation du gène ALK1, régulant la synthèse des protéines de l'endothélium vasculaire, et à l'origine d'une fragilité du vaisseau.

En post thérapeutique, les patients voient leur dyspnée s'améliorer très rapidement. Cela témoigne de la diminution de l'hypoxémie liée à la diminution du shunt droit-gauche, et donc du succès du geste. La réduction du shunt peut aussi être mise en évidence en scintigraphie pulmonaire et aux explorations fonctionnelles respiratoires (EFR).

Si les MAVP sont multiples, il est préférable de traiter toutes les MAVP lors d'une seule séance, ce qui est réalisable chez 85% des patients (et 100% des patients possédant au plus 4 MAVP (5) ). Cela permet de réduire les coûts, la perte de compliance des patients, et les complications thrombo-emboliques (5)(37). L'équipe de Trerotola et al. a traité jusque 17 MAVP en une seule session de 2 heures, en commençant par la plus volumineuse (5). Les résultats du traitement des MAVP simples sont en général meilleurs que pour les malformations complexes ou les formes diffuses (38). Le taux de succès à long terme est de 83 à 96% (38).

### **c) Complications du traitement endovasculaire :**

*L'effraction artérielle pulmonaire* : moins fréquente que lors des techniques chirurgicales, cette complication reste possible, notamment chez les patients atteints d'HTP. Elle est responsable de toux et d'hémoptysie.

*Les complications emboliques* : l'embolie gazeuse survient dans 4% des cas. Pour limiter ce risque, il convient de purger régulièrement le cathéter de vaso-occlusion. Les complications graves, comme les AVC ou la migration systémique des agents d'embolisation restent rares.

*L'infarctus pulmonaire* : la souffrance du territoire d'aval peut survenir dans la semaine ou les mois suivants la vaso-occlusion. Elle se traduit par des douleurs ou une réaction pleurale.

*La reperfusion du sac anévrysmal* : les facteurs de risque sont l'utilisation d'une seule spirale, l'utilisation d'une spirale de trop grande taille comparativement au diamètre vasculaire, ou une spirale placée à plus d'1 cm du sac anévrysmal (28)(39).

## **II. Suivi des patients porteurs de MAVP traitées :**

### **A. Surveillance TDM :**

La surveillance des patients ayant bénéficié de vaso-occlusion de MAVP est indispensable. La première TDM est réalisée à 6 mois/1 an, puis renouvelée tous les 5 ans. En cas de récurrence de la symptomatologie clinique ou de formes diffuses, il est nécessaire de rapprocher la surveillance, en raison du risque de recanalisation et de croissance des MAVP non traitées. Dans notre service, l'acquisition est réalisée en technique double source, double énergie ; technique qui permet une étude vasculaire optimale.

On recherche des éléments en faveur de l'efficacité du traitement endovasculaire et de l'absence de recanalisation :

- La rétraction de la MAVP (complète ou incomplète) : la rétraction complète du sac anévrisimal au contact des coils étant définie comme le critère principal de réussite lors d'une précédente étude (40),



*Figure 16 : Même patiente que la figure 6. Reconstruction de type MIP montrant une rétraction complète du sac anévrisimal (flèche blanche) après vaso-occlusion par un coil de type MReye, puis 2 coils de type Nester. On remarque que l'ensemble des spires est située à distance du sac anévrisimal. Les artéfacts métalliques en périphérie des spires ne permettent pas de rechercher une recanalisation au sein de celles-ci et gênent l'analyse vasculaire en amont et en aval du vaisseau. La persistance d'une opacification de la veine de drainage malgré la rétraction complète du sac anévrisimal, peut être expliquée par le développement de suppléance systémique ou par un reflux veineux pulmonaire.*

*(Acquisition réalisée sur un scanner double source, en technique double source, DE, 128 coupes (Siemens, Somatom Definition Flash), selon les paramètres suivants : 80 kV / 300 mAs et 140 kV / 100 mAs ; collimation : 64 x 2 x 0.6 mm : pitch : 0.5 ; temps de rotation : 0,28 s).*

- Le diamètre de l'artère afférente en amont et en aval des spirales,
- L'absence de prise de contraste en périphérie des coils,
- L'absence de développement de branches collatérales, pouvant provenir du réseau artériel pulmonaire ou systémique,
- La réduction du diamètre de la veine efférente.



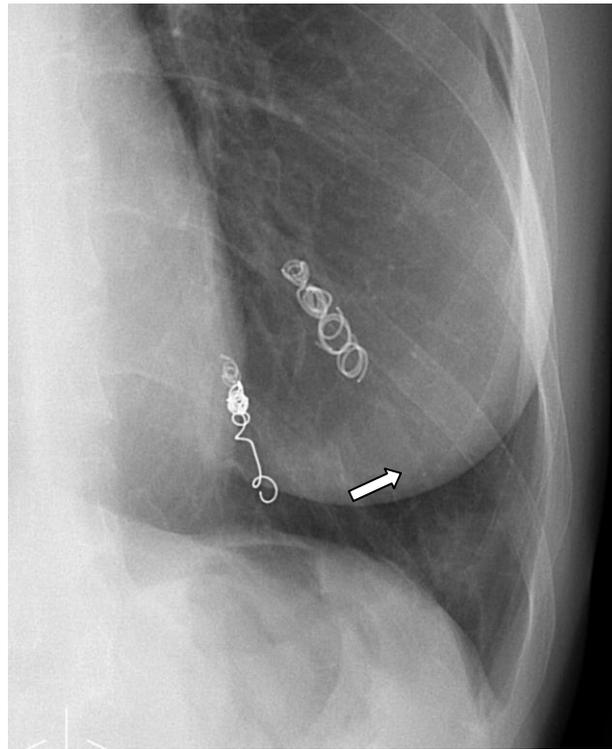
*Figure 17 : Recanalisation d'une MAVP à travers les spires (petite flèche) et les collatérales provenant d'une branche artérielle pulmonaire (grande flèche). Ces 2 mécanismes expliquent la réopacification de la veine efférente. D'après (8).*



*Figure 18 : Recanalisation de la MAVP à travers les spires (flèche blanche).  
Persistence d'une dilatation de la veine efférente.*

Le second objectif de la TDM de surveillance est de rechercher les complications du geste :

- Un infarctus pulmonaire en aval de l'artère vaso-occluse : il apparaît principalement après le traitement de petites MAVP distales, sous forme de condensations triangulaires, à sommet hilair et base pleurale, non rehaussées après injection de produit de contraste et pouvant être associées à un épanchement pleural réactionnel. Ces images peuvent régresser complètement dans certains cas, ou persister sous forme d'atélectasies linéaires, ou plus rarement d'atélectasies rondes pseudo tumorales et tatouées d'hémosidérine, correspondant à du tissu fibreux avec rétraction pleurale. Ces séquelles sont visibles dès 4 à 8 semaines.



*Figure 19 : Apparition d'un infiltrat basal gauche en aval de la MAVP vaso-occluse, qui correspondait à un infarctus pulmonaire (flèche blanche).*

- La croissance des MAVP non traitées, par redistribution vasculaire,
- La migration distale des coils : cette complication est rare. En effet, le diamètre du premier coil est toujours légèrement surdimensionné comparativement au diamètre vasculaire. Quelques cas de migrations ont été rapportés, notamment en intra diaphragmatique. Ceci a été décrit par le Pr. Reynaud-Gobert au cours d'une transplantation pulmonaire pour maladie de Rendu-Osler (27),
- La suppléance systémique des segments situés en aval des artères vaso-occluses : cette suppléance peut être d'origine « centrale » via les artères bronchiques ou « périphérique » via les artères thoraciques internes, intercostales, phréniques inférieures... Elles peuvent reperfuser le sac anévrismal, provoquer un shunt artère systémique/artère pulmonaire et ainsi

supprimer le shunt droit-gauche de la malformation. Elles sont à risque d'hémoptysies,

- Il n'y a, a priori, pas de risque d'évolution vers une maladie thrombo-embolique chronique. En effet, le thrombus reste localisé au niveau du matériel de vaso-occlusion, et ne s'étend pas en amont au-delà des bifurcations artérielles.

Et bien sûr les signes de complications classiques des autres MAVP non traitées :

- Augmentation de taille,
- Infiltrat micronodulaire en périphérie de la MAVP, évoquant un saignement.

L'échographie cardiaque de contraste pourrait être utilisée, mais c'est une technique trop sensible, qui reste positive dans la majorité des cas (80 à 90%), même après une vaso-occlusion réussie (41). Cela peut s'expliquer par la présence d'autres MAVP de trop petite taille pour être détectées au TDM, ou par la présence de branches nourricières de trop petit calibre.

## **B. Problèmes liés à la présence de matériel de vaso-occlusion :**

Le principal problème généré par la présence de matériel intra vasculaire est la création d'artéfacts. En effet, le métal est source d'importants artéfacts et de bandes noires en périphérie des coils, dont la genèse est expliquée au chapitre suivant. Ceci est d'autant plus gênant que, la majorité des coils se situent dans les lobes inférieurs. Or les vaisseaux, et donc le matériel de vaso-occlusion ont une disposition

plutôt verticale, ce qui entraîne des artéfacts sur de nombreuses coupes. Il est alors très difficile de repérer des reperfusion intra coils ou le développement d'une collatéralité.

De plus, pour les coils situés dans les régions moyennes et donc au sein de vaisseaux plutôt horizontaux, les artéfacts vont être importants sur peu de coupes mais peuvent gêner l'interprétation de complications dans le territoire d'aval (infarctus, rupture...).

L'IRM est encore très peu développée en imagerie thoracique, et notamment en post vaso-occlusion. Cependant, selon une étude publiée en juin 2014, la sensibilité et la spécificité de l'IRM semblerait être meilleure que la TDM dans la détection des recanalisation de MAVP vaso-occluses par des spirales en platine (42).

Il faut toutefois rester prudent sur ces résultats, car les coils utilisés en pratique courante sont composés de nickel et de platine. Le platine engendre peu d'artéfacts grâce à son faible niveau de susceptibilité magnétique et à son aspect non ferromagnétique. Ce n'est pas le cas du nickel, dont la susceptibilité magnétique est élevée, engendrant d'importants artéfacts (43)(44). Il faudrait donc comparer, avec notre population, les sensibilité et spécificité de l'IRM et de la TDM avant de pouvoir étendre la surveillance IRM à l'ensemble de la population des patients porteurs de MAVP traitées.

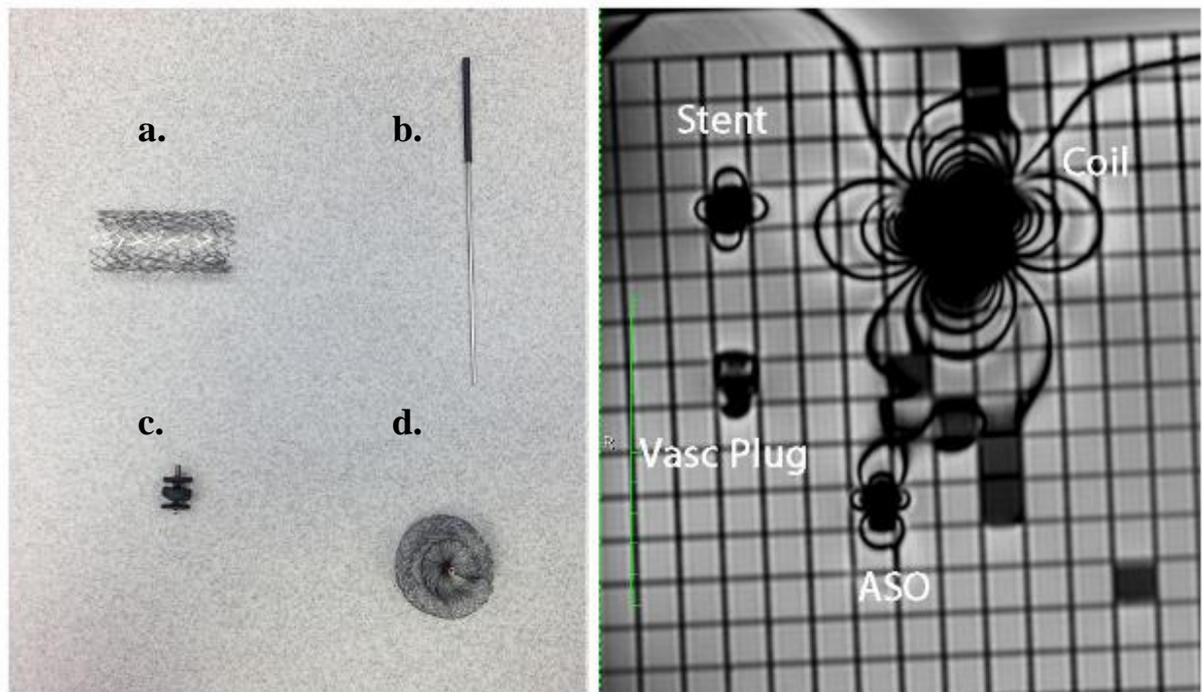


Figure 20 : A droite : matériel de radiologie interventionnelle utilisé dans le thorax (poumon et cœur) a : stent « Palmaz Genesis » en acier inoxydable (Cordis, Bridgewater, NJ) b : coil « MReye » en acier inoxydable à base de nickel (Cook Medical, Bloomington, IN) ; c : « Amplatz Vascular plug » (St. Jude Medical, St. Paul, MN) ; d : ASO : Amplatz atrial septal occluder (St. Jude Medical, St. Paul, MN). Modifié d'après (44).  
On remarque d'importants artéfacts générés par le matériel de vaso-occlusion à base de nickel.

### III. Techniques scannographiques :

#### A. Les artéfacts métalliques en TDM :

##### 1. Définition :

En TDM, le terme d'artéfact est utilisé pour chaque discordance entre l'image réelle et l'image reconstruite. La TDM est plus sensible aux artéfacts que les radiographies standards car les images sont reconstruites à partir de données provenant de multiples détecteurs.

##### 2. Artéfacts de durcissement :

Un faisceau de rayon X est poly chromatique, c'est-à-dire constitué de photons d'énergies différentes. Quand le faisceau passe à travers une structure dense, ses photons de faible énergie sont absorbés plus rapidement que les photons de haute énergie. De ce fait, à la sortie de la structure dense traversée, le faisceau est composé de photons de plus hautes énergies, c'est ce qu'on appelle le « durcissement » du faisceau; il y a alors un décalage du spectre du rayon X, donc de l'énergie moyenne du faisceau, vers le haut (45) .

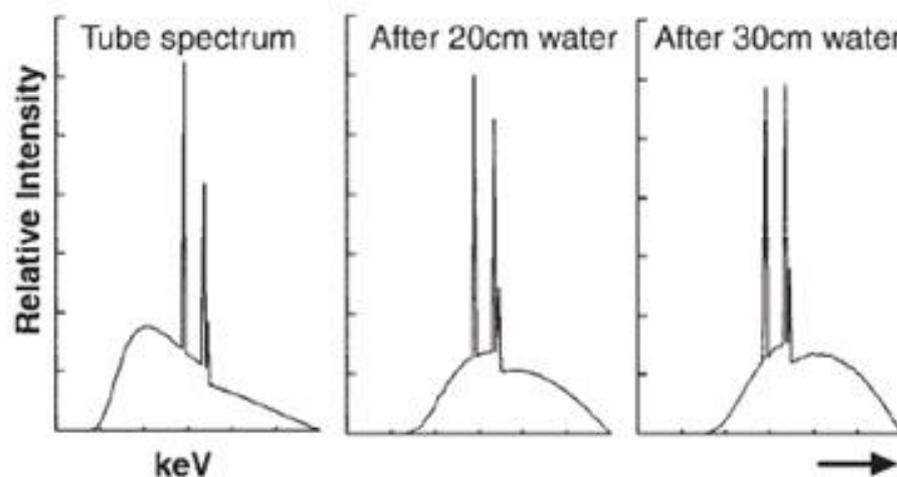


Figure 21 : Modification de l'énergie d'un faisceau de rayons X lors de sa traversée de l'eau. L'énergie moyenne du spectre augmente avec la profondeur. D'après (45).

Ce faisceau durci « traverse » donc d'autant plus les tissus en périphérie des structures denses, ce qui est à l'origine de bandes noires, que l'on appelle artéfacts de durcissement. On les trouve notamment en périphérie des régions à haute concentration de produit de contraste (veine), d'os, et structures métalliques.

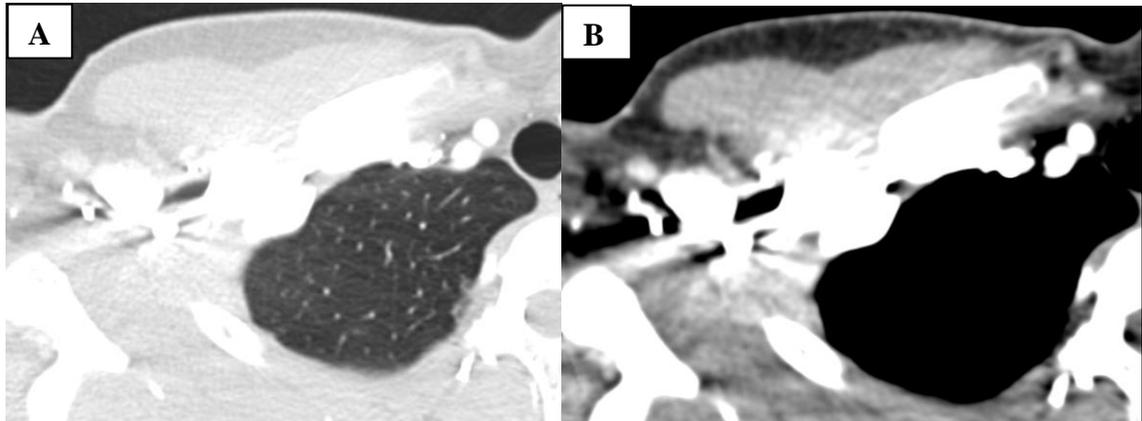


Figure 22: Conséquences du « durcissement » du faisceau en pratique courante. Coupes axiales d'une TDM thoracique avec reconstruction en fenêtres parenchymateuse (A) et médiastinales (B) : produit de contraste à haute concentration au sein de la veine sous clavière, responsable d'importantes bandes d'artéfacts périvasculaires.

### 3. "Photon starvation" :

Ce phénomène correspond à une absorption complète de l'ensemble du faisceau incident par la structure dense, en particulier le métal. En conséquence, aucun photon n'atteint le détecteur ce qui induit des bandes noires d'artéfacts. Cela correspond à un coefficient infini d'atténuation des rayons X (46).

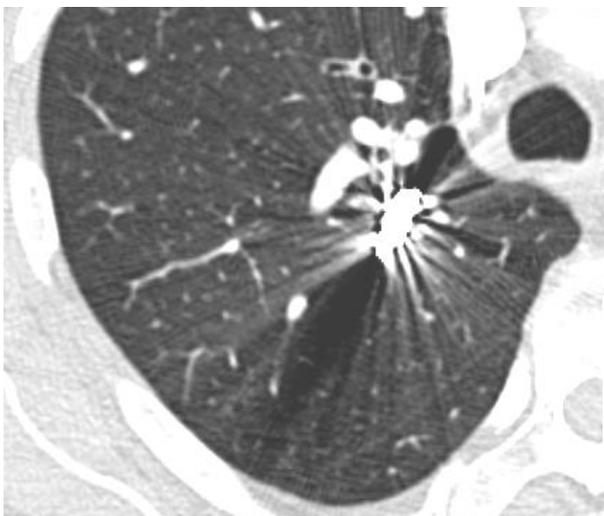


Figure 23 : « Photon starvation » : bandes noires d'artéfacts au sein du parenchyme pulmonaire en périphérie des MAVP traitées.

La sévérité de ces artéfacts dépend également de la composition du métal, de leur taille et de leur orientation (43). De même qu'en IRM, les implants contenant du titane entraînent moins d'artéfacts que ceux composés d'acier inoxydable ou de chrome-cobalt (47). Les implants, dont le grand axe est orienté selon l'axe des « z », entraînent également moins d'artéfacts.

## **B. Techniques de réduction des artéfacts métalliques :**

### **1. Les techniques classiques :**

*Le retrait de tout objet métallique avant la TDM* : on demande habituellement au patient d'enlever les bijoux et vêtements contenant des structures métalliques. En revanche, les dispositifs médicaux contenant du métal ne peuvent être retirés.

*L'augmentation de l'énergie du faisceau* : cela entraîne une réduction de l'effet « photon starvation » et des artéfacts de durcissement ; malheureusement au dépend de l'irradiation délivrée au patient.

*L'augmentation de l'intensité du faisceau (43)* : cela correspond à une augmentation du nombre de photons dans le faisceau incident, il y a de ce fait plus de photons qui persistent dans le faisceau efférent.

*La réduction de la largeur du faisceau (43)* : la plupart des scanners utilisent des grilles anti diffusantes qui bloquent les photons uniquement dans le plan « x-y ». La réduction de la diffusion dans l'axe « z » permet de diminuer encore plus la dispersion mais peut réduire l'efficacité de la dose.

*L'utilisation d'une collimation étroite, et des coupes fines (43)* : les collimations fines (0.6 mm contre 1.2 mm) et les coupes fines réduisent les effets de volume partiel, mais en augmentant le bruit et en diminuant le rapport signal sur bruit.

*L'utilisation d'un filtre de reconstruction « mou » (43)* : cela peut être bénéfique en interprétation 2D, tout comme en mode volumique (48).

*L'utilisation d'une large fenêtre d'interprétation (43)* : une échelle d'interprétation de scanner classique s'étend de -1024 UH à +3071 UH. Mais certains scanners permettent des échelles jusqu'à 10 fois plus étendues, ce qui aide à la séparation des différences d'atténuation avec pour inconvénient de ne pas toujours restaurer des valeurs précises d'UH (49).

*La filtration spectrale* : une pièce métallique peut être utilisée pour « pré durcir » le faisceau, en filtrant les composants de plus faible énergie avant son passage dans le corps du patient, augmentant ainsi l'énergie moyenne du faisceau. Un filtre en étain de 0,6 mm a été récemment introduit sur les scanners Siemens de 3<sup>e</sup> génération. Pour une énergie moyenne de 100 kV, celui-ci permet une augmentation de l'énergie moyenne du faisceau de 66,4 keV (kilo électronvolt) à 78,7 keV (50).

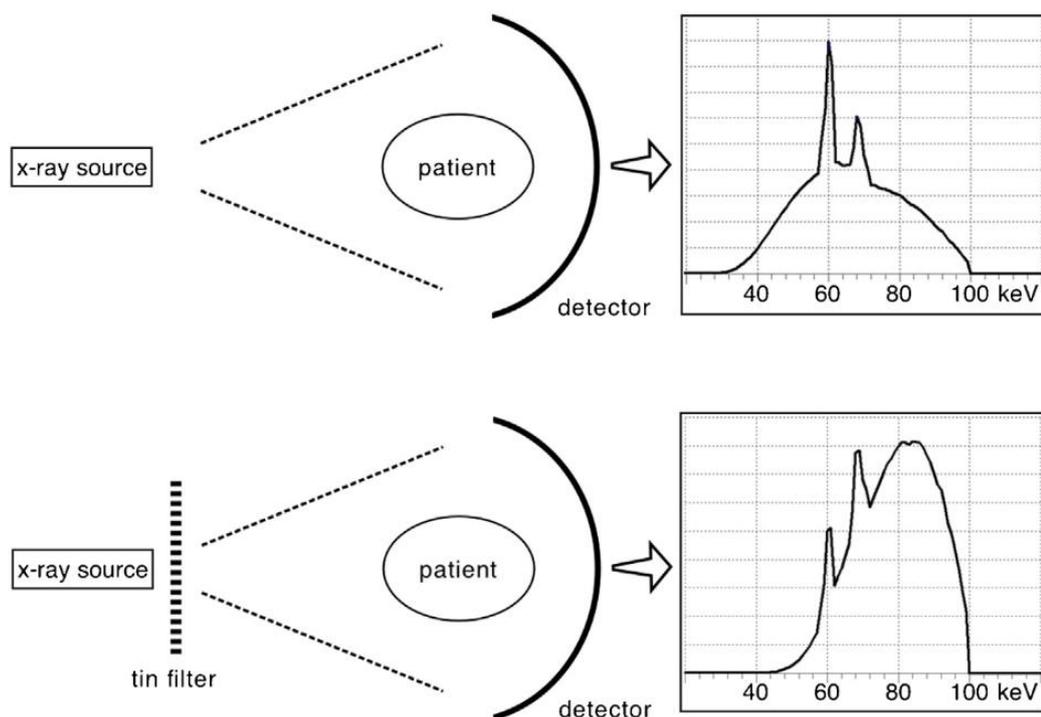


Figure 24 : Augmentation de l'énergie moyenne du faisceau grâce au filtre en étain placé à la sortie du tube radiogène. D'après (50).

Ce filtre permet ainsi une réduction importante des photons de faible énergie, non utiles au diagnostic et responsables de la majorité de la dose délivrée au patient.

Cela engendre une réduction de dose d'environ 90 % pour une TDM thoracique réalisée à 100 kV, sans diminuer la qualité diagnostique de l'image ou augmenter le bruit.

Le *filtre papillon* est un nouveau type de filtre permettant de réduire le « cupping artifact » : Quand un faisceau passe à travers une structure cylindrique, le durcissement des photons traversant le centre est plus important que celui des photons traversant la périphérie de l'objet, moins épaisse.

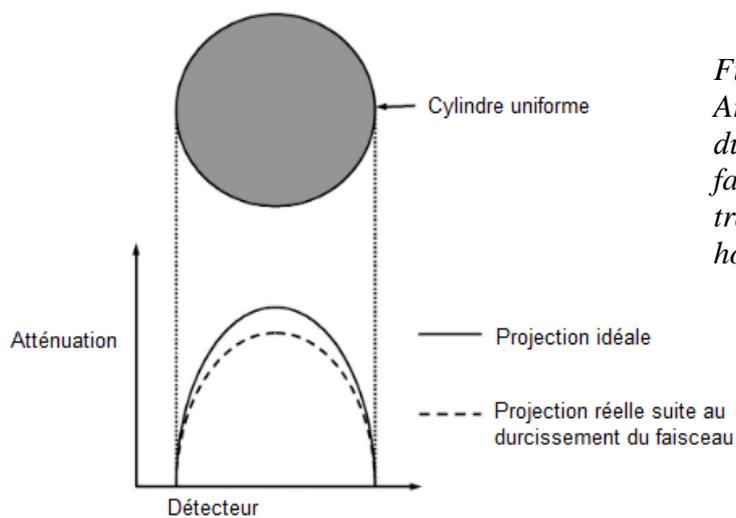


Figure 25 : Modifié d'après (45). Atténuation avec et sans durcissement du faisceau d'un faisceau de rayon X passant à travers un fantôme cylindrique homogène.

Les bords latéraux du filtre papillon sont plus épais, permettant une atténuation plus marquée de la périphérie du faisceau, destinée à la périphérie du corps du patient, moins épaisse, permettant ainsi de compenser les différences d'épaisseur du patient (51).

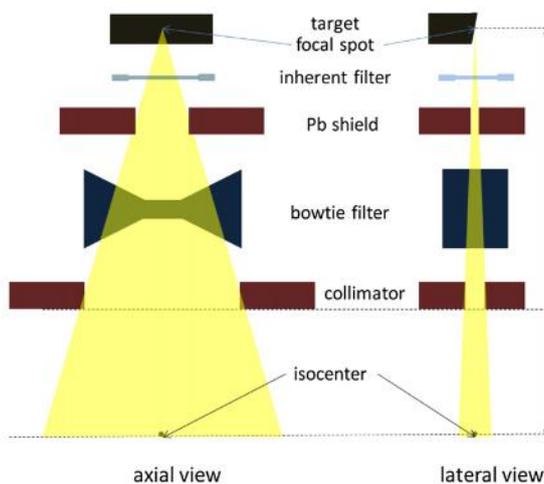


Figure 26 : Schéma du filtre papillon. D'après (51).

## **2. La TDM thoracique en double énergie (DE) :**

Les artéfacts en périphérie des structures métalliques sont principalement dus au durcissement du faisceau. Cet effet serait supprimé si tous les photons générés possédaient la même énergie ; ce qui est techniquement impossible aujourd'hui.

Cependant, des images monoénergétiques peuvent être reconstruites virtuellement grâce aux scanners DE (52).

### **a) Principes du TDM en DE :**

Le principe de la TDM classique est la mesure du coefficient d'atténuation linéaire de chaque structure. Un tube radiogène émet un spectre de rayonnement, atténué par 2 phénomènes physiques : l'effet photo électrique et l'effet Compton. Il atteint ensuite les « détecteurs » qui analysent le spectre atténué, et expriment son atténuation en échelle de gris : l'unité Hounsfield. Le problème est que la mesure effectuée reflète la somme des structures différentes traversées.

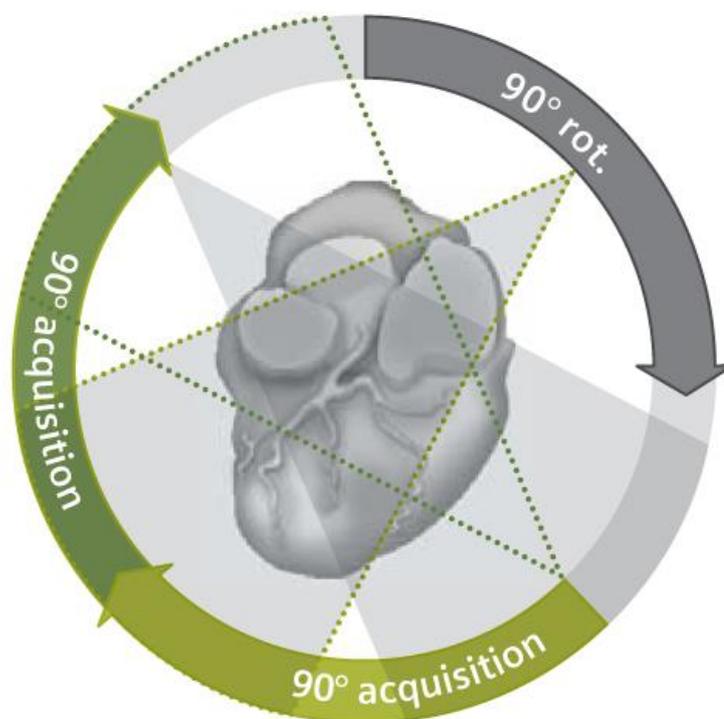
L'atténuation du faisceau dépend de la composition chimique des éléments, et de l'énergie (en kilovolt) du rayon incident. La courbe d'atténuation en fonction de l'énergie incidente est caractéristique pour chaque élément. C'est sur ce principe que se base la tomodensitométrie en double énergie : 2 acquisitions à 2 énergies différentes sont réalisées (en général 140 kV et 80 kV), et l'analyse de la courbe d'atténuation permet de définir la composition de la structure traversée de manière beaucoup plus précise que par l'échelle de Hounsfield.

### **b) Les différentes méthodes d'acquisition en double énergie:**

La technique de séparation spectrale par l'acquisition en DE est connue depuis les années 1970. Toutefois, la première TDM en DE a été commercialisée en 2006. En effet, il a fallu attendre plus de 30 ans pour améliorer la performance des tubes, la

puissance et l'énergie du rayonnement, et réduire la dose d'irradiation. Actuellement, il existe 4 techniques différentes d'acquisition en DE :

- *L'acquisition bi-tube* : deux tubes différents réalisent en même temps une acquisition à 2 énergies différentes. Les basses et hautes énergies sont ainsi acquises en même temps mais pour un angle différent (*SIEMENS – FLASH et FORCE*),



### Dual Source CT

*Figure 27 : Technique double source, double énergie.  
D'après [www.health.siemens.com](http://www.health.siemens.com)*

- *Deux acquisitions successives à kV différents* : un seul tube réalisant successivement 2 spirales à 2 énergies différentes (*PHILIPS - iCT, SIEMENS- DEFINITION AS, TOSHIBA -PRIME et ONE*),

- *Le kV switching* : un seul tube à rayons X qui alterne rapidement entre haute et faible énergie (GE-DISCOVERY et REVOLUTION),
- *L'acquisition simultanée par un détecteur bi-couche (dual layer detector)* : un seul tube réalise une acquisition à une valeur de kV standard (entre 100 et 140 kV), et la séparation spectrale se fait par 2 détecteurs successifs.

### **c) Reconstructions monoénergétiques et réduction des artéfacts métalliques :**

Une énergie incidente donnée (en kV) ne crée pas un faisceau monoénergétique (=monochromatique) à 80 keV, mais un spectre polyénergétique de rayons X. Cela signifie que ce spectre comporte des photons dont l'énergie en keV (= énergie cinétique d'un électron accéléré par une différence de potentiel de 1kV) est comprise entre 0 et l'énergie en kV incidente. L'amplitude maximale étant située entre 1/3 et 2/3 de cette énergie maximale.

Quelle que soit la façon dont les données des deux énergies sont obtenues, le post traitement permet de réaliser des reconstructions polyénergétiques à 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140 kV ou des reconstructions virtuelles monoénergétiques : il s'agit de l'imagerie virtuelle spectrale monoénergétique, exprimée en keV, et s'étendant de 40 keV à 150 keV.

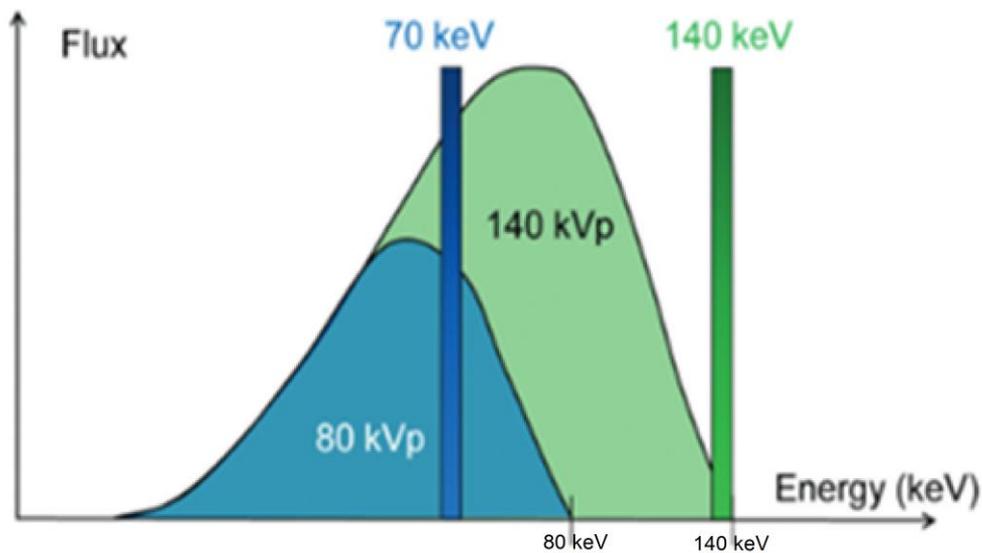


Figure 28 : Modifié d'après (53). Graphique illustrant l'imagerie virtuelle spectrale monochromatique versus l'imagerie polychromatique.

Les courbes correspondent à l'imagerie polyénergétique (=polychromatique) : une énergie incidente donnée (en kV) ne crée pas un faisceau monoénergétique (=monochromatique) à 80 keV, mais un spectre polyénergétique de rayons X. Cela signifie que ce spectre comporte des photons dont l'énergie (en keV) est comprise entre 0 et l'énergie en kV incidente. L'amplitude maximale étant située entre 1/3 et 2/3 de cette énergie maximale.

Les « pics » correspondent à l'imagerie monoénergétique, c'est-à-dire un faisceau composé de photons possédant une énergie unique, constante, exprimée en keV. Elle est impossible techniquement à obtenir à partir d'un tube radiogène ; mais elle peut être reconstruite virtuellement à partir des acquisitions en DE.

En plus de ces images monoénergétiques, il est possible de reconstruire des images hybrides qui sont un mélange des 2 énergies (en général 140 keV et 80 keV). Cela permet de bénéficier au sein d'une même image des avantages de la basse et de la haute énergie.

Plusieurs études récentes ont rapporté la réduction des artéfacts métalliques grâce à l'imagerie monoénergétique (53)(54)(55)(56)(57)(58)(59). L'énergie optimale se trouvant entre 95 et 140 keV en fonction de la taille et de la composition de la structure métallique (54). Les faisceaux monoénergétiques à haute énergie sont logiquement plus efficaces dans la réduction des artéfacts. En effet, à basse énergie, les photons sont absorbés, alors qu'à haute énergie, ils sont peu modifiés par la structure métallique. Il n'y a donc pas d'augmentation de l'énergie (55).

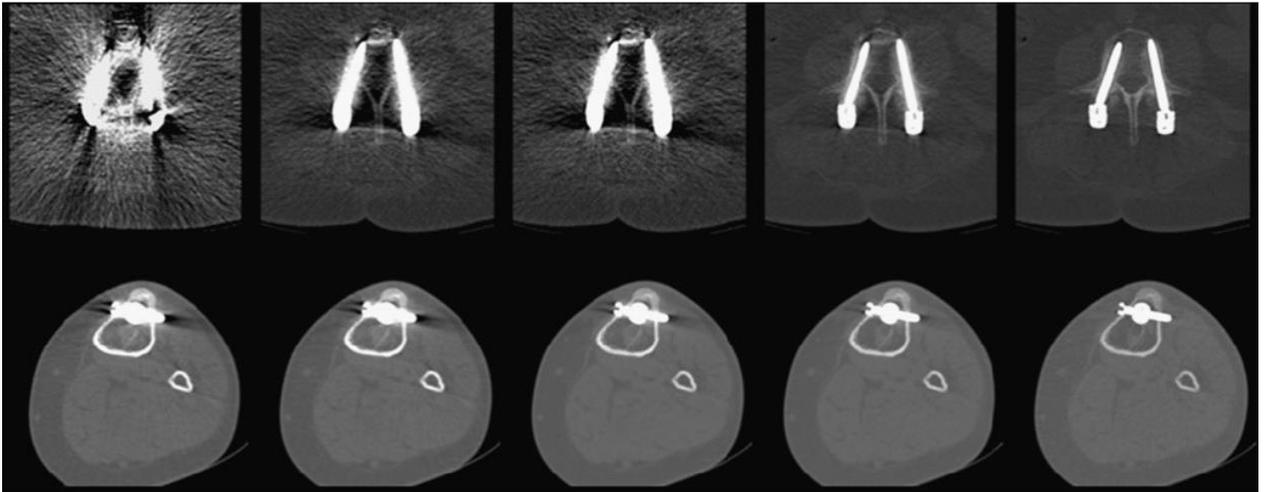


Figure 29 : Réduction des artéfacts métalliques en fonction de l'énergie du faisceau incident. D'après (54). Les 2 séries d'images montrent des vis transpédiculaires (en haut) et des vis tibiales (en bas), avec des reconstructions (de gauche à droite) à 64, 69, 88, 105 keV et à une énergie considérée comme optimale, après ajustement manuel. On remarque que l'on ne distingue la corticale interne des pédicules que sur les 2 reconstructions aux plus hautes énergies.

### 3. Les nouveaux logiciels de réduction des artéfacts métalliques :

#### a) Les reconstructions itératives :

*Technique de suppression du métal* : technique développée par Boas et al. (46). Chaque élément du détecteur est potentialisé afin de percevoir au moins 30 photons. Puis, l'image initiale est construite en utilisant l'interpolation linéaire. Enfin, la rétroprojection filtrée est réitérée quatre fois : à chaque itération, les rayons qui traversent le métal (identifiée sur l'image en rétroprojection filtrée) sont remplacés par des valeurs interpolées à partir de l'itération précédente. Cette technique produit de bons résultats : une étude a montré sa supériorité comparativement aux logiciels de réduction des artéfacts métalliques proposés par les principaux constructeurs (60). Mais elle nécessite beaucoup de temps et n'est pas applicable à l'os (46).

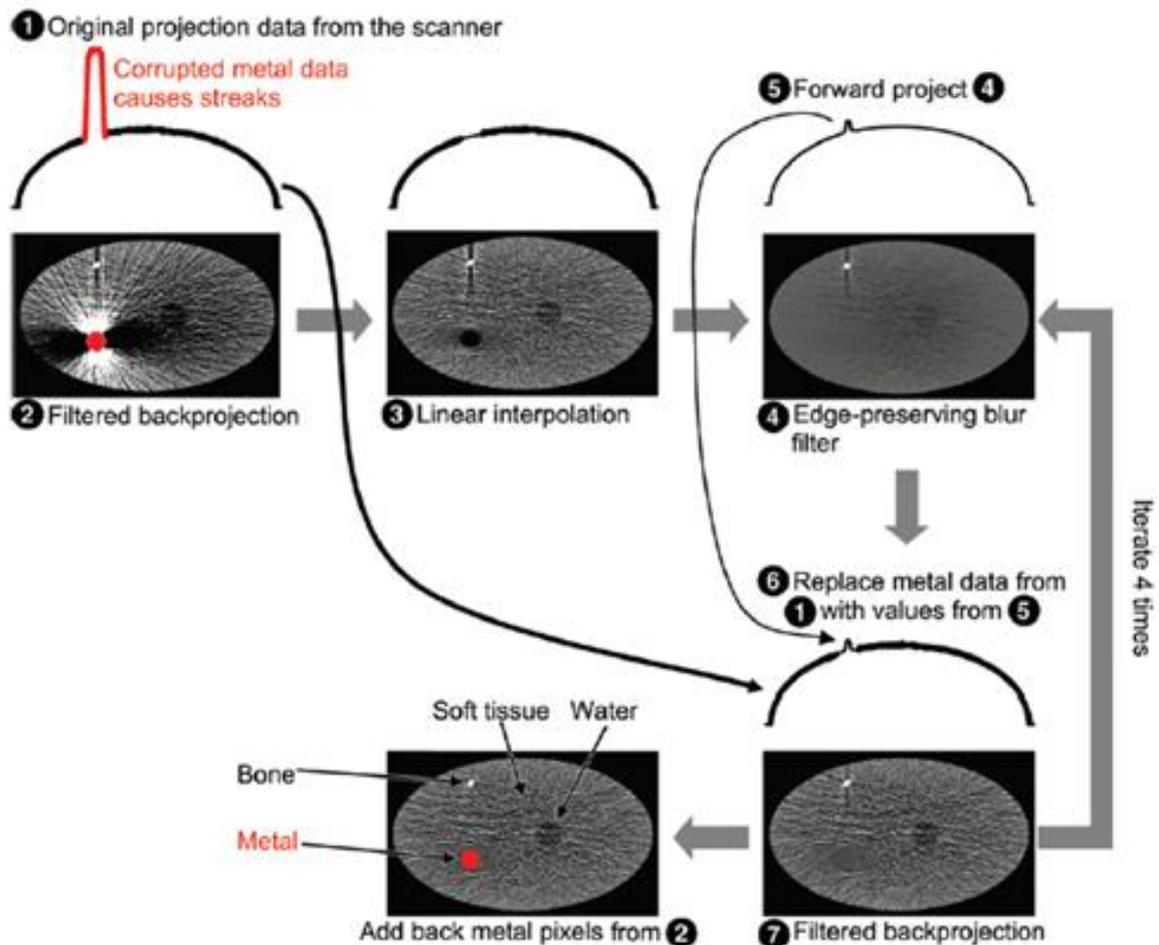


Figure 30: D'après (46). Diagramme simplifié concernant la technique de suppression du métal. Des rétroprojections sont utilisées de façon itérative pour remplacer les données « corrompues » par le métal, et responsable des bandes d'artéfacts.

### b) Nouveaux logiciels :

Plusieurs nouvelles techniques ont récemment été développées pour remplacer les données corrompues par les artéfacts métalliques. Celles-ci sont repérées par le logiciel au sein des données brutes après l'acquisition scannographique et remplacée par des données approximatives ou interpolées en utilisant différents algorithmes. Les logiciels disponibles sont MARS (chez GE Medical systems, Milwaukee, WI) ; O-MAR (Metal Artefact Reduction for Orthopedic implants) chez Philips (Healthcare système, Cleveland, OH) ; MARIS (Metal Artifact Reduction in Image Space) (Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) ; SEMAR (Single Energy Metal Artifact Reduction) chez Toshiba (Medical Systems, Otawara, Japan) (43). Le principal

avantage de ces techniques est qu'elles peuvent être appliquées aux données acquises par toutes les TDM (tant que le logiciel de réduction des artéfacts métalliques est disponible). Toutefois, ils peuvent également introduire de nouveaux artéfacts et il y a souvent une perte de données à proximité des bords du métal, ce qui a limité leur utilité clinique dans le passé.

Pour répondre à ces limitations, un nouveau logiciel prototype de Siemens, IMAR a été développé. Il introduit des étapes supplémentaires dans la reconstruction de l'image (61) et incorpore des données à la rétroprojection filtrée afin d'obtenir l'image corrigée (62).

Le principal inconvénient de ces techniques est que leur disponibilité clinique est encore limitée (généralement restreinte aux scanners de dernière génération ou aux prototypes de certains centres universitaires). Ces techniques nécessitent également beaucoup de temps de reconstruction comparativement aux rétroprojections filtrées.

L'objectif de notre étude est donc de comparer les performances des reconstructions monoénergétiques à haute énergie et d'IMAR, aux reconstructions itératives classiques, dans la réduction des artéfacts métalliques en périphérie des MAVP traitées. Ceci afin d'améliorer la qualité des TDM de suivi des patients et donc d'améliorer le dépistage des complications.

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Cartin-Ceba R, Swanson KL, Krowka MJ. Pulmonary Arteriovenous Malformations. *Chest J.* 1 sept 2013;144(3):1033.
2. Vase P, Holm M, Arendrup H. Pulmonary arteriovenous fistulas in hereditary hemorrhagic telangiectasia. *Acta Med Scand.* 1985;218(1):105-9.
3. Abdalla SA, Letarte M. Hereditary haemorrhagic telangiectasia: current views on genetics and mechanisms of disease. *J Med Genet.* févr 2006;43(2):97-110.
4. Anabtawi IN, Ellison RG, Ellison LT. Pulmonary arteriovenous aneurysms and fistulas. Anatomical variations, embryology, and classification. *Ann Thorac Surg.* mai 1965;1:277-85.
5. Trerotola SO, Pyeritz RE. PAVM embolization: an update. *AJR Am J Roentgenol.* oct 2010;195(4):837-45.
6. Gammon RB, Miksa AK, Keller FS. Osler-Weber-Rendu disease and pulmonary arteriovenous fistulas. Deterioration and embolotherapy during pregnancy. *Chest.* déc 1990;98(6):1522-4.
7. Thenganatt J, Schneiderman J, Hyland RH, Edmeads J, Mandzia JL, Faughnan ME. Migraines linked to intrapulmonary right-to-left shunt. *Headache.* mars 2006;46(3):439-43.
8. Lacombe P, Lacout A, Marcy P-Y, Binsse S, Sellier J, Bensalah M, et al. Diagnosis and treatment of pulmonary arteriovenous malformations in hereditary hemorrhagic telangiectasia: An overview. *Diagn Interv Imaging.* sept 2013;94(9):835-48.
9. Cottin V, Plauchu H, Bayle J-Y, Barthelet M, Revel D, Cordier J-F. Pulmonary arteriovenous malformations in patients with hereditary hemorrhagic telangiectasia. *Am J Respir Crit Care Med.* 1 mai 2004;169(9):994-1000.
10. Shovlin CL. Pulmonary arteriovenous malformations. *Am J Respir Crit Care Med.* 1 déc 2014;190(11):1217-28.
11. Premsekar R, Monro J, Salmon A. Diagnosis, management, and pathophysiology of post-Fontan hypoxaemia secondary to Glenn shunt related pulmonary arteriovenous malformation. *Heart.* oct 1999;82(4):528-30.
12. Guttmacher AE, Marchuk DA, White RI. Hereditary hemorrhagic telangiectasia. *N Engl J Med.* 5 oct 1995;333(14):918-24.
13. Plauchu H, de Chadarevian JP, Bideau A, Robert JM. Age-related clinical profile of hereditary hemorrhagic telangiectasia in an epidemiologically recruited population. *Am J*

- Med Genet. mars 1989;32(3):291-7.
14. Shovlin, Wilmshurst and Jackson. ERM 2011 - Shovlin Wilmshurst and Jackson.pdf
  15. Nawaz A, Litt HI, Stavropoulos SW, Charagundla SR, Shlansky-Goldberg RD, Freiman DB, et al. Digital subtraction pulmonary arteriography versus multidetector CT in the detection of pulmonary arteriovenous malformations. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. nov 2008;19(11):1582-8.
  16. Barzilai B, Waggoner AD, Spessert C, Picus D, Goodenberger D. Two-dimensional contrast echocardiography in the detection and follow-up of congenital pulmonary arteriovenous malformations. *Am J Cardiol*. 1 déc 1991;68(15):1507-10.
  17. 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. *Echocardiography*. 1 janv 2015;32(1):42-8.
  18. 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. *AJR Am J Roentgenol*. avr 2008;190(4):892-901.
  19. Dournes G, Grodzki D, Macey J, Girodet P-O, Fayon M, Chateil J-F, et al. Quiet Submillimeter MR Imaging of the Lung Is Feasible with a PETRA Sequence at 1.5 T. *Radiology*. juill 2015;276(1):258-65.
  20. Brenner DJ, Hall EJ. Cancer risks from CT scans: now we have data, what next? *Radiology*. nov 2012;265(2):330-1.
  21. 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.
  22. 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.
  23. Todo K, Moriwaki H, Higashi M, Kimura K, Naritomi H. A small pulmonary arteriovenous malformation as a cause of recurrent brain embolism. *AJNR Am J Neuroradiol*. mars 2004;25(3):428-30.
  24. 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.
  25. Trerotola SO, Pyeritz RE, White RI, Picus D, Miller FJ, HHT Foundation, et al. 2009 Treatment guidelines for hereditary hemorrhagic telangiectasia. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. févr 2010;21(2):179.
  26. Circo S, Gossage JR. Pulmonary vascular complications of hereditary haemorrhagic telangiectasia. *Curr Opin Pulm Med*. sept 2014;20(5):421-8.

27. Reynaud-Gaubert M, Thomas P, Gaubert JY, Pietri P, Garbe L, Giudicelli R, et al. Pulmonary arteriovenous malformations: lung transplantation as a therapeutic option. *Eur Respir J*. 12 janv 1999;14(6):1425-8.
28. 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.
29. Barwad P, Ramakrishnan S, Kothari SS, Saxena A, Gupta SK, Juneja R, et al. Amplatzer vascular plugs in congenital cardiovascular malformations. *Ann Pediatr Cardiol*. juill 2013;6(2):132-40.
30. Remy J, Remy-Jardin M, Giraud F, Wattinne L. Angioarchitecture of pulmonary arteriovenous malformations: clinical utility of three-dimensional helical CT. *Radiology*. juin 1994;191(3):657-64.
31. Pelage J-P, Lacombe P, White RI, Pollak JS. Pulmonary Arteriovenous Malformations. In: Golzarian J, Sun S, Sharafuddin MJ, éditeurs. *Vascular Embolotherapy* [Internet]. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag; 2006. p. 279-96.
32. Pelage JP, Lagrange C, Chinet T, Hajjam ME, Roume J, Lacombe (1) P. thorax - Embolisation des malformations artérioveineuses pulmonaires localisées de l'adulte.
33. Hart JL, Aldin Z, Braude P, Shovlin CL, Jackson J. Embolization of pulmonary arteriovenous malformations using the Amplatzer vascular plug: successful treatment of 69 consecutive patients. *Eur Radiol*. nov 2010;20(11):2663-70.
34. Trerotola SO, Pyeritz RE. Does use of coils in addition to amplatzer vascular plugs prevent recanalization? *AJR Am J Roentgenol*. sept 2010;195(3):766-71.
35. Kucukay F, Özdemir M, Şenol E, Okten S, Ereren M, Karan A. Large Pulmonary Arteriovenous Malformations: Long-Term Results of Embolization with Amplatzer Vascular Plugs. *J Vasc Interv Radiol*. sept 2014;25(9):1327-32.
36. Letourneau-Guillon L, Faughnan ME, Soulez G, Giroux M-F, Oliva VL, Boucher L-M, et al. Embolization of pulmonary arteriovenous malformations with amplatzer vascular plugs: safety and midterm effectiveness. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. mai 2010;21(5):649-56.
37. Trerotola SO, Pyeritz RE, Bernhardt BA. Outpatient single-session pulmonary arteriovenous malformation embolization. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. oct 2009;20(10):1287-91.
38. Remy-Jardin M, Dumont P, Brillet P-Y, 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.
39. Milic A, Chan RP, Cohen JH, Faughnan ME. Reperfusion of pulmonary arteriovenous malformations after embolotherapy. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. déc 2005;16(12):1675-83.
40. 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.
41. 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*. févr 2003;123(2):351-8.
  42. Kawai T, Shimohira M, Kan H, Hashizume T, Ohta K, Kurosaka K, et al. Feasibility of time-resolved MR angiography for detecting recanalization of pulmonary arteriovenous malformations treated with embolization with platinum coils. *J Vasc Interv Radiol JVIR*. sept 2014;25(9):1339-47.
  43. Gupta A, Subhas N, Primak AN, Nittka M, Liu K. Metal Artifact Reduction: Standard and Advanced Magnetic Resonance and Computed Tomography Techniques. *Radiol Clin North Am*. mai 2015;53(3):531-47.
  44. Olivieri LJ, Cross RR, O'Brien KE, Ratnayaka K, Hansen MS. Optimized protocols for cardiac magnetic resonance imaging in patients with thoracic metallic implants. *Pediatr Radiol*. sept 2015;45(10):1455-64.
  45. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*. déc 2004;24(6):1679-91.
  46. Boas FE, Fleischmann D. Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography. *Radiology*. juin 2011;259(3):894-902.
  47. Haramati N, Staron RB, Mazel-Sperling K, Freeman K, Nickoloff EL, Barax C, et al. CT scans through metal scanning technique versus hardware composition. *Comput Med Imaging Graph Off J Comput Med Imaging Soc*. déc 1994;18(6):429-34.
  48. Douglas-Akinwande AC, Buckwalter KA, Rydberg J, Rankin JL, Choplin RH. Multichannel CT: evaluating the spine in postoperative patients with orthopedic hardware. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*. oct 2006;26 Suppl 1:S97-110.
  49. Gosheger G, Ludwig K, Hillmann A, Meier N, Boettner F, Winkelmann W. Extended-field CT-Technik zur Evaluation von periprothetischen Knochenläsionen - - In-vitro-Untersuchung - -. *RöFo - Fortschritte Auf Dem Geb Röntgenstrahlen Bildgeb Verfahr*. déc 2001;173(12):1099-103.
  50. Haubenreisser H, Meyer M, Sudarski S, Allmendinger T, Schoenberg SO, Henzler T. Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp. *Eur J Radiol*. août 2015;84(8):1608-13.
  51. Kim S, Yoshizumi TT, Yin F-F, Chetty IJ. Spiral computed tomography phase-space source model in the BEAMnrc/EGSnrc Monte Carlo system: implementation and validation. *Phys Med Biol*. 21 avr 2013;58(8):2609-24.
  52. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol*. nov 2012;199(5 Suppl):S9-15.
  53. Pessis E, Campagna R, Sverzut J-M, Bach F, Rodallec M, Guerini H, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*. avr 2013;33(2):573-83.

54. Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CR, Johnson TRC. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol.* juill 2011;21(7):1424-9.
55. Lee YH, Park KK, Song H-T, Kim S, Suh J-S. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *Eur Radiol.* juin 2012;22(6):1331-40.
56. Meinel FG, Bischoff B, Zhang Q, Bamberg F, Reiser MF, Johnson TRC. Metal artifact reduction by dual-energy computed tomography using energetic extrapolation: a systematically optimized protocol. *Invest Radiol.* juill 2012;47(7):406-14.
57. Zhou C, Zhao YE, Luo S, Shi H, Li L, Zheng L, et al. Monoenergetic imaging of dual-energy CT reduces artifacts from implanted metal orthopedic devices in patients with fractures. *Acad Radiol.* oct 2011;18(10):1252-7.
58. Guggenberger R, Winklhofer S, Osterhoff G, Wanner GA, Fortunati M, Andreisek G, et al. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *Eur Radiol.* nov 2012;22(11):2357-64.
59. Lewis M, Reid K, Toms AP. Reducing the effects of metal artefact using high keV monoenergetic reconstruction of dual energy CT (DECT) in hip replacements. *Skeletal Radiol.* févr 2013;42(2):275-82.
60. Wagenaar D, van der Graaf ER, van der Schaaf A, Greuter MJW. Quantitative comparison of commercial and non-commercial metal artifact reduction techniques in computed tomography. *PloS One.* 2015;10(6):e0127932.
61. Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelrieß M. Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. *Med Phys.* 1 oct 2010;37(10):5482-93.
62. Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelrieß M. Frequency split metal artifact reduction (FSMAR) in computed tomography. *Med Phys.* 1 avr 2012;39(4):1904-16.

## **DEUXIEME PARTIE :**

### **ETUDE CLINIQUE**

**METAL ARTIFACT REDUCTION ON CHEST CT EXAMINATIONS:  
COMPARISON OF THE IMAR (ITERATIVE METALLIC ARTEFACT  
REDUCTION) ALGORITHM AND THE MONOENERGETIC  
APPROACH**

## I. ABSTRACT :

**Purpose** : To compare iMAR and monochromatic imaging on metal artifact reduction.

**Materials and Methods** : Follow-up of 29 occluded PAVMs was obtained with DECT with reconstruction of averaged images using FBP (Group 1), iMAR (Group 2) ; and creation of high-energy monoenergetic images (Group 3). Two types of coils had been used: (a) nickel only (Group A; n=18); (b) nickel and platinum (Group B; n=11).

**Results** : Compared to Group 1, Group 2 and Group 3 images showed significant reduction in artifact severity. Compared to Group 3, Group 2 images showed less artifacts on subjective (artifact severity score:  $p=0.0118$ ; score of visibility of surrounding structures:  $p=0.0056$ ) and objective (artifact attenuation:  $p<0.0001$ ) analyses. In Group A, there was no significant difference in artifact severity between Groups 2 and 3 images ( $p>0.05$ ). In Group B, metal artifacts were only significantly reduced in Group 2 images.

**Conclusion** : iMAR reduces metal artifacts more efficiently than monoenergetic imaging.

**Abbreviations** : PAVM: pulmonary arteriovenous malformation; iMAR: iterative metal artifact reduction; FBP: filtered back projection; DECT: dual-energy CT; MAR: metal artifact reduction

**Keywords** : algorithm, artifact reduction, CT, metal artifact, dual-energy CT, pulmonary arteries

## II. INTRODUCTION :

Pulmonary arteriovenous malformations (PAVM) can be seen as an isolated anomaly or recognized in the context of Rendu-Osler-Weber disease, often responsible for multiple malformations. The standard of care relies on embolotherapy, aimed at occluding the feeding artery(ies) in order to suppress the intrapulmonary right-to-left shunt and reducing the risk of paradoxical embolism. Whereas successful treatments are followed by the shrinkage of the aneurysmal sac and connected vessels due to complete cessation of flow in the PAVM, up to 25% of initially successfully treated malformations do not show the expected outcome (1-4). This persistent perfusion can be explained by a recanalization through previously deposited coils or the presence of previously unrecognized feeders originating from the pulmonary or systemic circulation. A third possibility is the reperfusion beyond the coil nest via pulmonary-to-pulmonary collaterals (5). Because these situations may justify retreatment procedures, their depiction should be available on post-therapeutic CT examinations, unfortunately often degraded by the presence of streak artifacts, known as metal artifacts, arising from the coil nests.

The primary causes of metal artifact on CT imaging are from photon starvation, beam hardening, scatter and partial volume averaging with a major role played by the two former causes (6). While photon starvation is due to full absorption of the x-ray quanta, causing zero-transmission projections, beam hardening is due to the absorption of low-energy quanta (7). Overcoming these artifacts has mainly been addressed in postoperative patients with orthopedic hardware. The most investigated metal artifact reduction (MAR) algorithms are based on sinogram interpolation methods and monoenergetic imaging. Among sinogram interpolation based MAR algorithms, iterative metal artifact reduction (iMAR) has been shown to combine two previously introduced MAR techniques, i.e. normalized sinogram interpolation and

frequency split, in an iterative update scheme, providing satisfactory results at the level of shoulder arthroplasties (8), proximal humerus shaft fractures treated by fixation (9) and hip prosthesis (10). The use of high-energy, virtual spectral monochromatic imaging that can be generated from dual-energy (DE) data sets has also the potential to suppress metal artifacts, with optimal energy settings ranging between 120 and 140 keV for orthopedic implants (11-15).

Because metal artifact reduction can benefit the follow-up of treated PAVMs, we undertook the present study to evaluate the respective performance of iMAR and monoenergetic imaging on metal implants located within the lung parenchyma. Recruitment for CT was done prospectively and image analysis retrospectively.

### **III. MATERIELS & METHODS :**

One employee of Siemens (AK) provided technical support for implementation of the research prototype enabling reconstruction of iMAR images from each data set. Two authors received research grants (MRJ) and consultant fees (JR) from Siemens. The other authors (JP, LL, SK, JBF, AD), not associated with Siemens, maintained full control of the data at all times. The study was approved by the institutional Ethics Committee with waiver of informed consent.

#### **• Study population :**

The records of 98 patients with PAVMs treated in our department (i.e., regional reference centre for embolotherapy of PAVMs) were analyzed to identify those who underwent postembolotherapy CT angiographic (CTA) follow-up in our centre. From the initial population, 37 patients had follow-up imaging in our department; it was based on single-energy CT until the introduction of dual-energy CT for PAVM

evaluation in 2011. Between 2011 and 2013, 14 patients underwent dual-energy chest CTA (**Table 1**) for the follow-up of 25 treated PAVMS with a simple (n=24) or complex (n=1) angioarchitecture. The evaluation of metal artifact reduction was undertaken at the level of 29 pulmonary arteries occluded with nickel coils only (IMCWE coils; Cook, Bloomington, Ind) (n=18) or platinum (Nester, Cook, Bloomington, Ind) and nickel (IMCWE coils; Cook, Bloomington, Ind) coils (n=11) (**Table 2**). The use of platinum coils was introduced in the last decade to improve the technique of arterial occlusion (**16**). There was no use of vascular plugs. The study protocol was approved by our institutional Ethics Committee with waiver of informed consent because all CT studies were clinically indicated.

• **CT evaluation :**

1-CT protocol :

CT examinations were obtained using a Somatom Definition Flash (Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) in dual-energy mode (**Table 1**). From each acquisition, 3 series of lung images were reconstructed: (a) averaged images from both tubes (i.e. polychromatic images with 60% of tube A and 40% of tube B) reconstructed with filtered backprojection (i.e. reference diagnostic images: Group 1); (b) averaged images from both tubes (i.e. polychromatic images with 60% of tube A and 40% of tube B) reconstructed with the iMAR algorithm (Group 2); and (c) high-energy monochromatic images reconstructed at 120 keV (Group 3), using the syngo Dual Energy software (version VA40 with the monoenergetic application). The 3 series of images consisted of 1-mm thick images, all reconstructed with a high spatial resolution kernel (B50), using a FOV adapted to the patient's size. They were read with standard window settings (1600 HU; - 600 HU). At the time of initiation of this study, the iMAR algorithm was not a commercial product with two limiting factors: (a)

the time needed for reconstruction of images was not evaluated, the images being generated on a prototype workstation provided by the vendor; (b) iMAR was not applicable to monoenergetic images.

## 2-CT parameters analyzed :

### 2-1 : Subjective analysis of metal artifacts :

The score of severity of metal artifacts was established as follows: score 0, absence of artifacts; 1 minor artifacts; 2, pronounced artifacts; and 3, massive artifacts. The score of visibility of adjacent bronchovascular structures was obtained as follows: score 3 represented a fully diagnostic image quality; score 2 indicated minor artifacts without impact on the visibility of surrounding structures; score 1 represented a restricted image quality and score 0 indicated an insufficient quality for diagnostic purposes. Each nest of coils was divided into 3 zones (i.e. superior, middle and inferior), leading to the analysis of 87 zones; each zone was rated for metal artifact severity and visibility of surrounding structures. For each nest of coils, the final score of metal artifact severity was the mean value of the 3 individual scores. A similar approach was followed for calculating the final score of visibility of surrounding bronchovascular structures. The readers also evaluated the presence of image distortion in the vicinity of occluded arteries on images showing artifact reduction; the goal of this analysis was to depict newly generated artifacts with iMAR.

### 2-2 : Objective analysis of metal artifacts :

The artifact attenuation (in HU) of the most pronounced streaks related to the metallic implant were measured in Group 1, Group 2 and Group 3 images. The readers used a circular region-of-interest (ROI) for measurements, adapted to the

size of the artifact. For a given nest of coils, the same ROI was used for the measurement in Group 1, 2 and 3 images.

### 3- Conditions of interpretation of CT examinations :

The presence and severity of artifacts was independently evaluated by 2 radiologists with 3 and 6 years experience in CT, respectively. Their analysis was performed on a clinical workstation (Syngo Via, Siemens). For each occluded artery, the 3 series of images were displayed side by side, with each technique randomly assigned to the computer screen. The two readers were thus blinded to the reconstruction technique when assessing CT parameters.

#### • **Statistical analysis :**

The statistical analyses were performed using the SAS software (SAS Institute Inc Cary, NC 25513). Results were expressed as means, standard deviations, medians and ranges for continuous variables and as frequencies and percentages for categorical variables.

Intergroup comparisons of subjective and objective parameters of metal artefact severity were obtained using the Wilcoxon paired test. Comparison of the size and orientation of nests of coils according to the metallic composition of the coils deposited in the feeding artery were obtained using the Wilcoxon unpaired test and the Fisher's exact test. The statistical significance was defined as  $p < 0.05$ . Inter-observer agreement was assessed using the kappa coefficient. The strength of agreement was rated as follows: almost perfect (0.81-1.00), good (0.61-0.80), moderate (0.41-0.60), fair (0.21-0.40), slight (0.0-0.20) or poor ( $< 0.0$ ) (17).

## IV. RESULTS :

### 1-Inter-observer agreement (Table 3) :

In the 3 groups of images, the inter-observer agreement was excellent for rating the artifact severity and the impact of artifacts on the visibility of the surrounding structures. The inter-technique comparisons were thus undertaken using the senior radiologist's measurements.

### 2- Metal artifact reduction in the 29 occluded arteries (Figure 1) :

Compared to Group 1 images: (a) Group 2 images showed less negative values in the most pronounced artifact around the coils ( $p < 0.0001$ ); a lower score of artifact severity ( $p < 0.0001$ ); and a higher score of visibility of surrounding bronchovascular structures ( $p < 0.0001$ ); (b) Group 3 images did not show significant reduction in the mean attenuation of artifacts ( $p = 0.5261$ ); the mean score of artifact severity was lower ( $p = 0.0001$ ) with a higher mean score of visibility of surrounding structures ( $p = 0.0004$ ). Compared to Group 3, Group 2 images showed less negative values in the most pronounced artifact around the coils ( $p < 0.0001$ ); a lower score of artifact severity ( $p = 0.0118$ ); and a better score of visibility of surrounding bronchovascular structures ( $p = 0.0056$ ). The presence of newly developed artifacts was not observed on Group 2 images.

### 3-Metal artifact reduction according to the metallic composition of coils :

The 29 occluded arteries were divided into 2 subgroups according to the metal composition of the nest of coils: (a) Group A comprised arteries only occluded with nickel coils ( $n = 18$ ); (b) Group B comprised arteries occluded with both platinum and nickel coils ( $n = 11$ ). As shown in **Table 4**: (a) there was no significant difference in the length, width of nests of coils nor in the distribution of the orientation of packed coils

between the 2 groups ( $p>0.05$ ); (b) Group B images showed a more negative value of artifacts ( $p=0.0126$ ); a higher score of metal artifact severity ( $p=0.0010$ ) and a lower score of visibility of surrounding structures ( $p<0.0001$ ).

**Figure 2** summarizes metal artifact reduction around nickel coils. Compared to Group 1 images: (a) Group 2 images showed less negative values in the most pronounced artifact ( $p=0.001$ ); a lower score of artifact severity ( $p=0.001$ ) (*mean reduction: -58%*) ; and a higher score of visibility of surrounding bronchovascular structures ( $p=0.0002$ ) (*mean improvement: 32.2%*); (b) Group 3 images did not show significant reduction in the mean attenuation of artifacts ( $p=0.224$ ); the mean score of artifact severity was lower ( $p=0.0001$ ) (*mean reduction: -61%*) with a higher mean score of visibility of surrounding structures ( $p=0.0001$ ) (*mean improvement: 29.3%*). There were no statistically significant differences in the scores of artifact severity and visibility of surrounding structures between Group 2 and Group 3 ( $p>0.05$ ).

**Figure 3** summarizes metal artifact reduction around nickel and platinum coils. Compared to Group 1 images: (a) Group 2 images showed less negative values in the most pronounced artifact around the coils ( $p=0.0002$ ); a lower score of artifact severity ( $p=0.001$ ) (*mean reduction: -57%*); and a higher score of visibility of surrounding bronchovascular structures ( $p=0.001$ ) (*mean improvement: 143%*); (b) there were no statistically significant differences in artifact severity between Group 3 and Group 1 ( $p>0.05$ ). **Figure 4** and **Figure 5** illustrate the impact of the 2 methods on nests of nickel coils only and nickel and platinum coils, respectively.

#### 4-Impact of metal artifact reduction on the detection of CT features of reperfusion :

Four PAVMs treated with nickel ( $n=1$ ) or nickel and platinum ( $n=3$ ) coils showed features of reperfusion via previously unrecognized feeding pulmonary arteries. In each case, the small accessory artery was seen originating from the distal portion of

a vertically-oriented nest of coils; as this area was not degraded by the presence of metal artifacts on the reference image, artifact reduction did not modify the detection of the accessory artery.

## V. DISCUSSION :

To our knowledge, this is the first investigation demonstrating the possibility to reduce metal artifacts within the lung parenchyma using recently introduced methods. Evaluating 29 arteries occluded by the deposition of coils, we observed a significant reduction in metal artifact severity with both iMAR and high-energy monochromatic imaging with subsequent improvement in the visibility of surrounding anatomical structures. Because MAR algorithms can sporadically lead to the introduction of secondary artifacts in the vicinity of metal implants (18-21), we also checked whether this could be seen around deposited coils on images reconstructed with iMAR. This drawback was not observed in the present study, confirming the results reported in the three previous studies with iMAR used to reduce artifacts around hip prostheses and shoulder implants (8-10).

Owing to changes in the technique of embolotherapy over time, we could separate the 29 occluded arteries into two subgroups according to the metal present in the nests of coils. Occlusion was obtained with nickel coils only (i.e., low-Z implants) in 18 feeders while it comprised both nickel and platinum coils in 11 feeders, with a preponderant effect of platinum (i.e., high-Z implant) on the severity of artifacts in reference images of the latter group. Subsequently, we could analyze the impact of each metal artifact reduction method around the two categories of implants which differ by the predominant cause of metal artifacts (11, 22). High z-implants cause complete or almost complete x-ray attenuation, resulting in incomplete

projection data, also known as photon starvation. Low-Z implants do not fully block the x-rays but result in strong beam hardening. In the present study, we observed that iMAR and monoenergy performed equally well in case of nickel coils. For the arteries occluded with both platinum and nickel coils, high-energy monochromatic imaging did not lead to significant image quality improvement whereas iMAR showed its full strength. The artifacts were not completely eliminated but substantially reduced with a mean reduction of 57% in the score of artifact severity and an improvement by 143% of the mean score of visibility of the surrounding structures. These findings are in keeping with the notion that iMAR can reduce all kinds of metal artifacts whereas DE monoenergetic only reduces beam-hardening artifacts (6, 23, 24). They also confirm recent results on hip prostheses inserted in a human pelvis phantom with similar impact of iMAR and monochromatic imaging for titanium (i.e., low-Z) implants and a superiority of iMAR for steel (i.e., high-Z) prostheses (25).

Keeping in mind that the severity of artifacts is influenced not only by the metallic alloy but also the orientation and thickness of the implant as well as CT acquisition parameters (6, 26), it is worth underlining some technical and anatomical characteristics of the present investigation. The study material was based on dual-energy acquisitions in order to allow comparison of iMAR and high-energy imaging on metal artifact reduction in similar conditions of data acquisition. Reference images were averaged images from both tubes (i.e., images equivalent to standard polychromatic images acquired at 120 kVp), reconstructed with FBP. A second set of averaged images was reconstructed using the iMAR algorithm, thus enabling to test its impact on standard polychromatic images. Lastly, the dual-energy data set was used to generate monochromatic spectral imaging from which we selected 120-keV monochromatic images. The two groups of coils could then be compared on 3 series of images, acquired in strictly similar conditions. We did not find significant

differences in the orientation, length and width of the nests of coils nor in the distribution of their orientation between the two groups. Subsequently, the results achievable with the two methods could be related to their respective impact on low- and high-Z implants.

There are several limitations to our study. First, metal artifacts were only evaluated on cross-sectional images whereas their impact might have been different in different reformation planes. This was dictated by the conditions of image analysis when evaluating PAVMs in routine clinical practice, mostly relying on cross-sectional imaging. Second, the degree and extent of metal artifacts were evaluated only in a 120-keV monochromatic image. The energy level chosen was that reported as the optimal level to reduce metal artifacts in previously published clinical studies, mostly based on musculoskeletal indications. This energy level was in line with previous studies where optimal keV values for metal artifact reduction ranged between 110 and 140 keV (11-15, 21, 27). Despite major differences between packed coils in pulmonary arteries and orthopedic prostheses, its impact on artifacts generated by low-Z metals was found appropriate for our study. Third, our sample size was small, including only 14 patients. However, we studied the utility of the technique on a per-PAVM basis with 29 occluded arteries. Lastly, we did not evaluate the time needed for each reconstruction. This was inherent to the use of a prototype version of iMAR in this study. Since then, iMAR has been implemented as an automated reconstruction tool that does not require additional labour from the radiologist.

In conclusion, iMAR reduces metal artifacts around PAVMs more efficiently than monoenergetic imaging for the two types of metal tested in this investigation.

## REFERENCES

- 1-Wispelaere JF, Trigaux JP, Weynants P et al. Systemic supply to a pulmonary arteriovenous malformation: potential explanation for recurrence. *CardiovascIntervRadiol* 1996; 19: 285-287.
- 2-Remy-Jardin M, Dumont P, Brillet P-Y, 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* 2006; 239: 576–85.
- 3-Brillet PY, Dumont P, Bouaziz N, Duhamel A, Laurent F, Remy J, et al. Pulmonary arteriovenous malformation treated with embolotherapy: systemic collateral supply at multidetector CT angiography after 2-20-year follow-up. *Radiology* 2007; 242: 267–76.
- 4-Lacombe P, Lagrange C, Beauchet A et al. Diffuse pulmonary arteriovenous malformations in hereditary hemorrhagic telangiectasia: long-term results of embolization according to the extent of lung involvement. *Chest* 2009; 135: 1031-1037.
- 5-Woodward CS, Pyeritz RE, Chittams JL, Trerotola SO. Treated pulmonary arteriovenous malformations: patterns of persistence and associated retreatment success. *Radiology* 2013; 269:919–26.
- 6-Gupta A, Subhas N, Primak AN, Nittka M, Liu K. Metal artifact reduction. Standard and advanced magnetic resonance and computed tomography techniques. *RadiolClin N Am* 2015; 53: 531–547.
- 7-Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 2004; 24: 1679–91
- 8-Subhas N, Primak AN, Obuchowski NA, Gupta A, Polster JM, Krauss A, et al. Iterative metal artifact reduction: evaluation and optimization of technique. *Skeletal Radiol* 2014;43:1729–3
- 9-Winklhofer S, Benninger E, Spross C et al. CT metal artefact reduction for internal fixation of the proximal humerus: value of monoenergetic extrapolation from dual-energy and iterative reconstructions. *ClinRadiol* 2014; 69: e199-e206.
- 10-Morsbach F, Bickelhaupt S, Wanner GA, Krauss A, Schmidt B, Alkadhi H. Reduction of metal artifacts from hip prostheses on CT images of the pelvis: value of iterative reconstructions. *Radiology* 2013; 258: 237-244.
- 11-Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CR, Johnson TRC. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *EurRadiol* 2011; 21: 1424-1429.
- 12-Zhou C, Zhao YE, Luo S et al. Monoenergetic imaging of dual-energy CT reduces artifacts from implanted metal orthopaedic devices in patients with fractures. *AcadRadiol* 2011;

- 18: 1252-1257.
- 13-Guggenberger R, Winklhofer S, Osterhoff G, Wanner GA, Fortunati M, Andreisek G, Alkadhi H, Stolzmann P. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *EurRadiol*2012 ; 22: 2357-2364
- 14-Srinivasan A, Hoeffler E, Ibrahim M et al. Utility of dual-energy CT virtual keV monochromatic series for the assessment of spinal transpedicular hardware-bone interface. *AJR* 2013; 201: 878-883
- 15-Dong Y, Shi AJ, Wu JL, Wang RX, Sun LF, Liu AL, Liu YJ. Metal artifact reduction using virtual monochromatic images for patients with pedicle screws implants on CT. *Eur Spine J* 2015 [Epub ahead of print]
- 16-Prasad JS, Saluja S, ThabetA et al. Clinical and anatomic outcome after embolotherapy of pulmonary arteriovenous malformations. *J VascIntervRadiol* 2006; 17: 35-45
- 17-Landis JR, Koch GG (1977).The measurement of interobserver agreement for categorical data. *Biometrics*; 33: 159-174
- 18-Van der Bom IMJ, Hou SY, Puri AS et al. Reduction of coil mass artifacts in high-resolution flat detector conebeam CT of cerebral stent-assisted coiling. *Am J Neuroradiol* 2013; 34: 2163-2170
- 19-Kidoh M, Nakaura T, Nakamura S, Tokuyasu S, Osakabe H, Harada K, Yamashita Y. Reduction of dental metallic artefacts in CT: value of a newly developed algorithm for metal artefact reduction (O-MAR). *Clinic Radiol*2014 ; 69: e11-e16
- 20-Cheng PM, Romero M, Duddalwar VA. Pulmonary pseudoemboli: a new artifact arising from a commercial metal artifact reduction algorithm for computed tomographic image reconstruction. *J Comput Assist Tomogr.*2014 ; 38:159-62
- 21-Huang JY, Kerns JR, Nute JL, Liu X, Balter PA, Stingo FC, Followill DS, Mirkovic D, Howell RM, Kry SF. An evaluation of three commercially available metal artifact reduction methods for CT imaging. *Phys Med Biol* 2015; 60: 1047-1067
- 22-Verburg JM, Seco J. CT metal artefact reduction method correcting for beam hardening and missing projections. *Phys Med Biol* 2012; 57: 2803-2818
- 23-Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR* 2012; 199: S9-S15
- 24-Lee YH, Park KK, Song HT, Kim S, Suh JS. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *EurRadiol* 2012; 22: 1331-1340
- 25-Higashigaito K, Angst F, Runge VM, Alkadhi H, Donati OF. Metal artifact reduction in pelvic computed tomography with hip prostheses. *Invest Radiol* 2015; 50 : 828-834
- 26-Han SC, Chung YE, Lee YH, Park KK, Kim MJ, Kim KW. Metal artifact reduction software used with abdominopelvic dual-energy CT of patients with metal hip prostheses: assessment of image quality and clinical feasibility. *AJR* 2014; 203: 788-795

27-Filograna L, Magarelli N, Leone A, Guggenberger R, Winklhofer S, Thali MJ, Bonomo L. Value of monoenergetic dual-energy CT (DECT) for artefact reduction from metallic orthopedic implants in post-mortem studies 2015; 44:1287-94

Table 1

## Patient demographics and imaging parameters

<b>Patients</b>	<b>n=14</b>
<b>Sex ratio (M/F), n</b>	5/9
<b>Age, yr</b> mean $\pm$ SD (range)	45 $\pm$ 13 (22 - 68)
<b>Body Mass Index, kg/m<sup>2</sup></b> mean $\pm$ SD (range)	25.5 $\pm$ 6.0 (15.8 - 37.5)
<b>Context of HHT, n</b>	7
<b>Dual-energy chest CTA protocol</b>	
<b>Acquisition parameters</b>	
Tube voltage – tube current	- Tube A: 80 kVp – 300 mAs - Tube B: 140 kVp with tin filter – 100 mAs
Collimation	32 x 0.6 mm with z-flying spot
Rotation time	0.28 s
Pitch	0.5
<b>Injection parameters</b>	
Concentration & volume	- 80 mL of a 40% contrast agent - 40 mL of diluted contrast agent
Flow rate	4 mL/s
Threshold for bolus tracking	100 HU in the ascending aorta
<b>Radiation dose</b>	
Dose-Length-Product, <i>mGy.cm</i> mean $\pm$ SD (range)	384.7 $\pm$ 45.5 (251 - 447)

**Abbreviation:** HHT: Hemorrhagic Hereditary Telangiectasia; CTA: Computed Tomography Angiography

Table 2

## Characteristics of the treated malformations

<b>Anatomical characteristics of the 25 treated PAVMs</b>	
<b>PAVM location :</b> - Upper lobes, n (%) - Right middle lobe & lingula, n (%) - Lower lobes, n (%)	7 (24.14%) 5 (17.24%) 17 (58.62%)
<b>PAVM angioarchitecture :</b> - Simple, n (%) - Complex, n (%)	24 (96%) 1 (4%)
<b>Orientation of the 29 occluded feeding arteries :</b> - Horizontal, n (%) - Vertical, n (%) - Oblique, n (%)	8 (27.6%) 13 (44.8%) 8 (27.6%)
<b>Characteristics of the material deposited in the feeding arteries</b>	
Number of deposited coils/artery, <i>n</i> : mean $\pm$ SD (range) median	4.8 $\pm$ 3.7 (1 - 15) 4
Length of the nest of coils, <i>mm</i> : mean $\pm$ SD (range) median	23.5 $\pm$ 11.9 (8 - 68) 22.3
Width of the nest of coils, <i>mm</i> : mean $\pm$ SD (range) median	7.6 $\pm$ 3.0 (0.5 - 15) 7
<b>Metal present in the coil nest :</b> - Nickel only, n - Platinum & nickel, n	18 (62.1%) 11 (37.9%)

**Abbreviation :** PAVM : Pulmonary Arterio Veinous Malformations.

Table 3

Interobserver agreement for the subjective analysis of artifact severity in the 87 zones

	<b>Group 1</b> <i>(averaged images from both tubes reconstructed with FBP)</i>	<b>Group 2</b> <i>(averaged images from both tubes reconstructed with the IMAR algorithm)</i>	<b>Group 3</b> <i>(high-energy virtual monochromatic spectral images – 120 keV)</i>
<b>Severity of beam-hardening artifacts, kappa coefficient</b>	0.79	0.81	0.84
<b>Impact on the visibility of surrounding structures, kappa coefficient</b>	0.75	0.83	0.83

Table 4

Comparison of nests of coils according to their metal composition in the 29 occluded arteries

	<b>Group A</b> Nickel coils n=18	<b>Group B</b> Platinum & nickel coils n=11	<b>P value</b>
<b>Length of nest of coils, mm :</b> mean $\pm$ SD median (range)	21.0 $\pm$ 9.7 20.7 (8 - 48)	27.7 $\pm$ 14.3 22.5 (16 - 68)	0.1441*
<b>Width of nest of coils, mm :</b> mean $\pm$ SD median (range)	7.5 $\pm$ 3.2 7 (0.5 - 13.2)	7.7 $\pm$ 2.8 7 (5 - 15)	0.9821*
<b>Orientation of nests of coils :</b> - Horizontal, <i>n</i> - Vertical, <i>n</i> - Oblique, <i>n</i>	5 (27.8%) 6 (33.3%) 7 (38.9%)	3 (27.3%) 7 (63.6%) 1 (9.1%)	0.1684**
<b>Metal artifacts images from both tubes reconstructed with FBP :</b> - <u>Artifact attenuation</u> , HU : mean $\pm$ SD median (range) - <u>Severity of artifacts</u> : mean score $\pm$ SD median (range) - <u>Visibility of surrounding structures</u> : mean score $\pm$ SD median (range)	-930 $\pm$ 61.3 -941 (-1023 - -777)  1.15 $\pm$ 0.62 1 (0.33-2.33)  2.0 $\pm$ 0.48 2 (1 - 2.67)	-981 $\pm$ 46.9 -1002 (-1019 - -867)  2.0 $\pm$ 0.31 2 (1.67 - 2.67)  1.0 $\pm$ 0.30 1 (0.33 - 1.33)	0.0126*  0.0010*  <0.0001*

**NB :** \* :Wilcoxon unpaired test ; \*\* : Fisher exact test

**Abbreviation :** HU : Hounsfield Unit

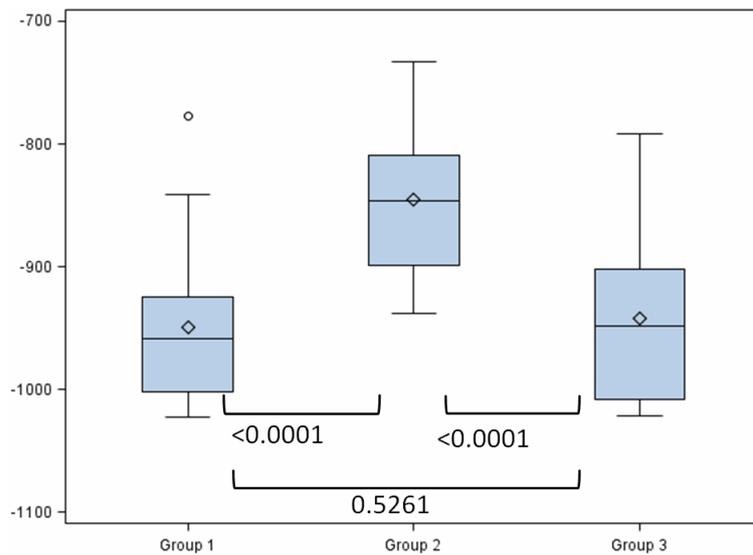


Figure 1a

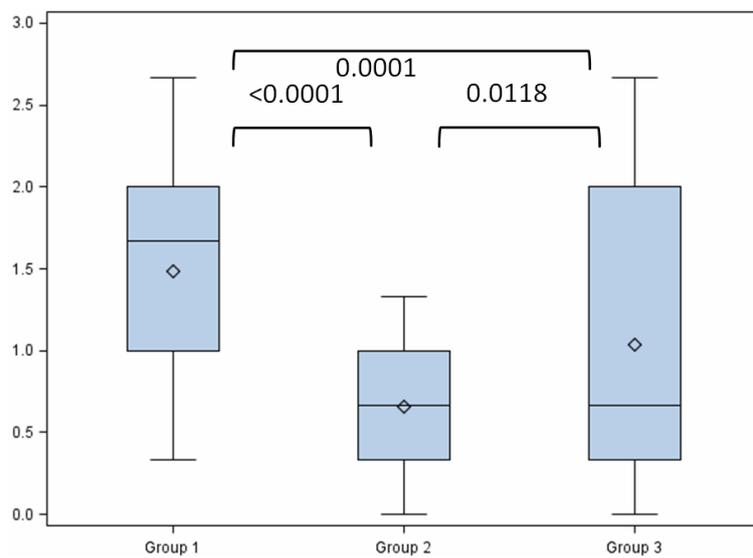


Figure 1b

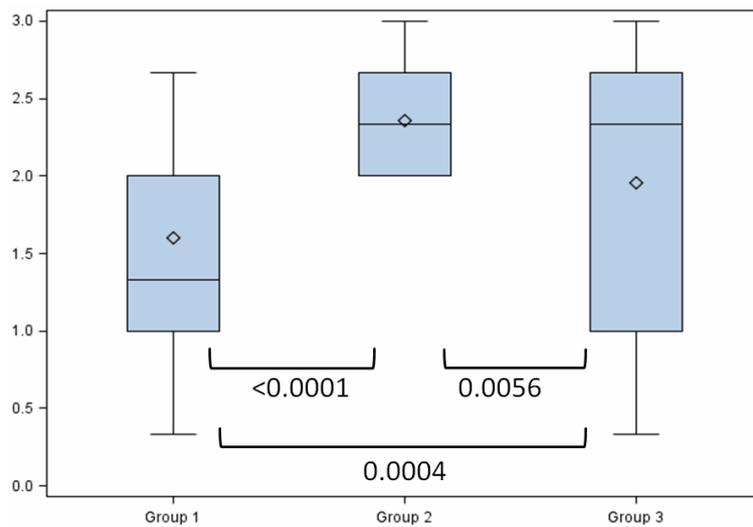


Figure 1c

**Figure 1** : Metal artifact reduction around coils :  
 a) Objective measures of density in the most pronounced artifact around the coil.  
 b) Subjective measures of artifact severity.  
 c) Subjective visibility of surrounding bronchovascular structures.

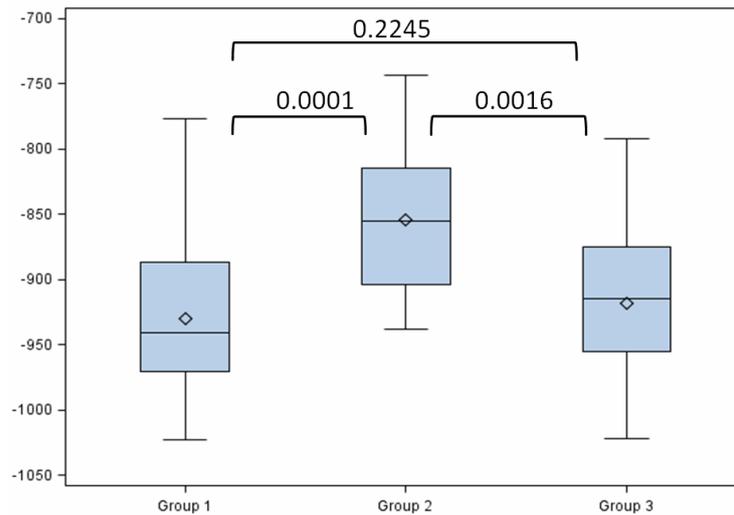


Figure 2a

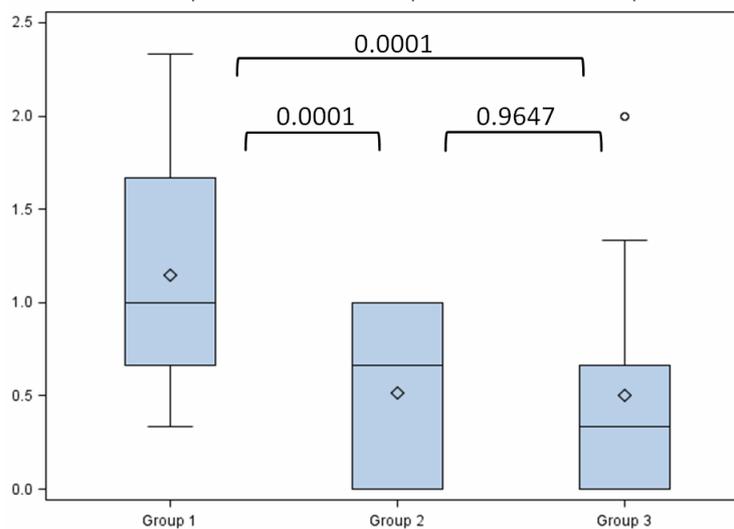


Figure 2b

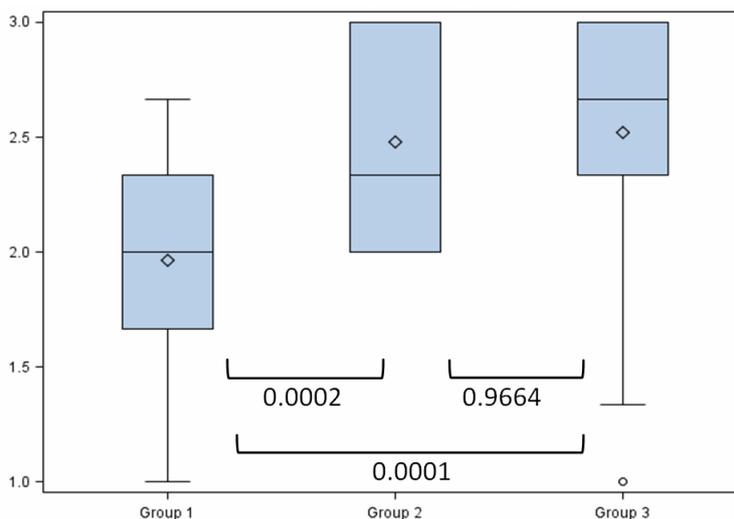


Figure 2c

**Figure 2** : Metal artifact reduction around nickel coils :

- a) Objective measures of density in the most pronounced artifact around the coil.
- b) Subjective measures of artifact severity.
- c) Subjective visibility of surrounding bronchovascular structures.

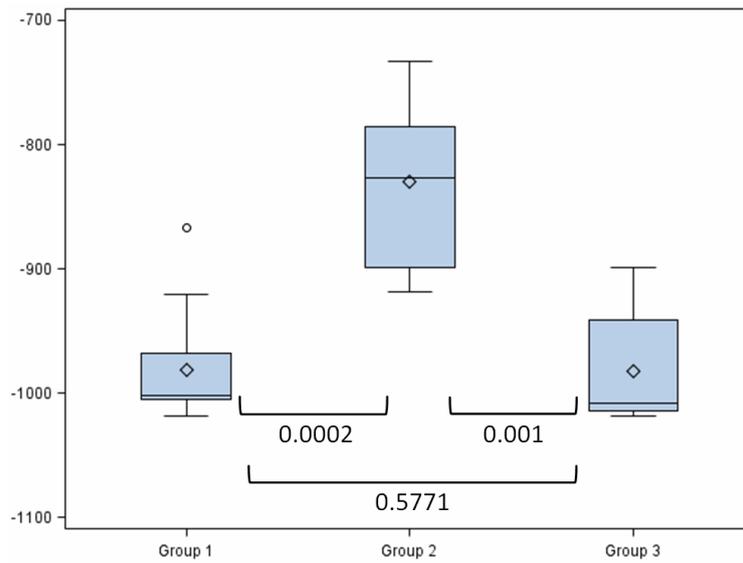


Figure 3a

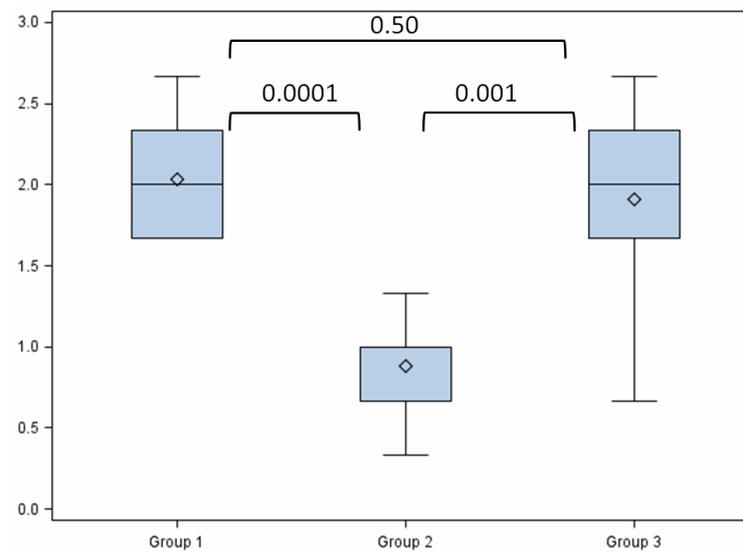


Figure 3b

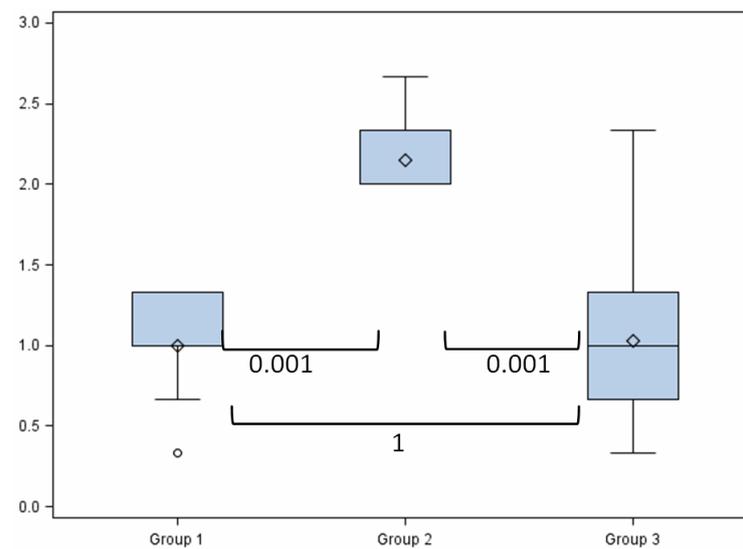
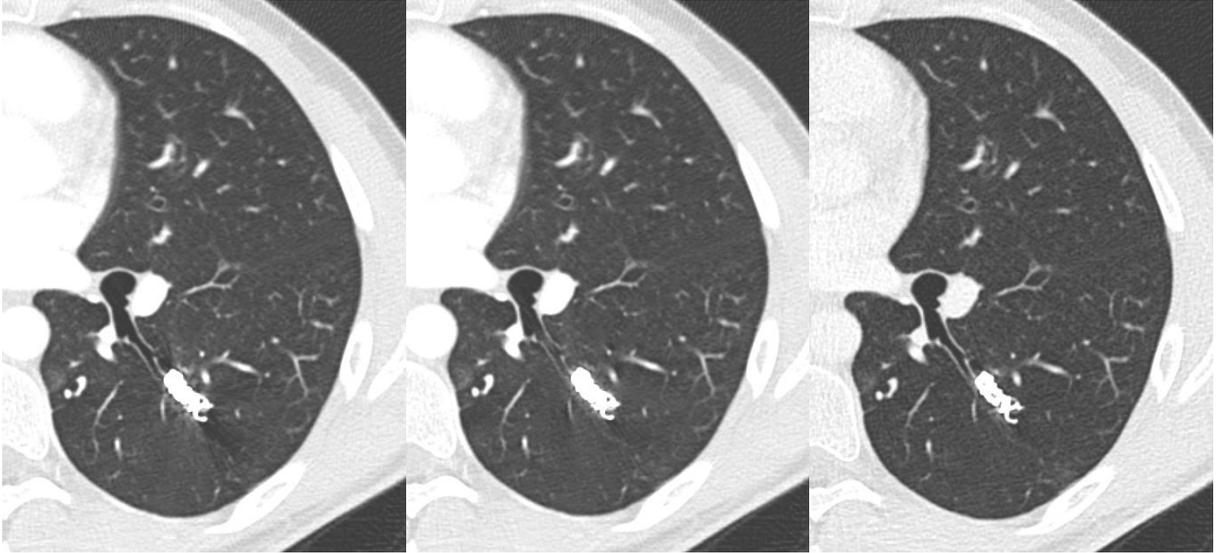
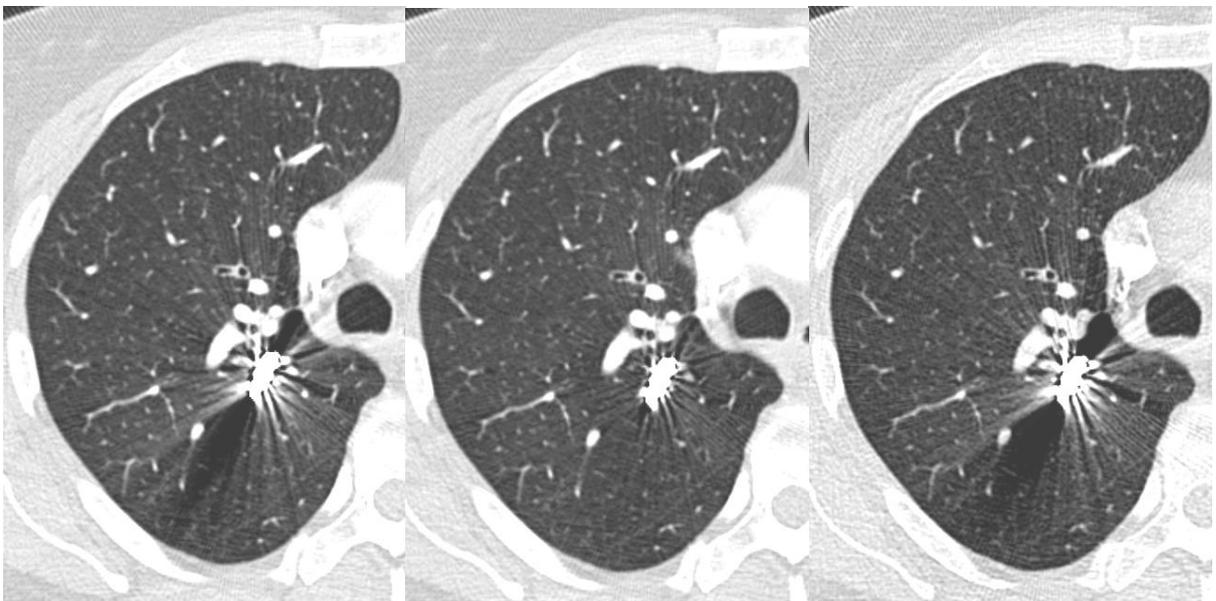


Figure 3c

**Figure 3** : Metal artifact reduction around nickel and platinum coils :  
 a) Objective measures of density in the most pronounced artifact around the coil.  
 b) Subjective measures of artifact severity.  
 c) Subjective visibility of surrounding bronchovascular structures.



**Figure 4a, 4b, 4c :** Impact of IMAR (b) and ME (c) compared to averaged images using FBP on nests of nickel coils only (a).



**Figures 5a, 5b, 5c :** Impact of IMAR (b) and ME (c) compared to averaged images using FBP on nests of nickel and platinum coils only (a).

## CONCLUSION

Cette étude démontre l'apport d'IMAR dans la réduction des artéfacts métalliques en périphérie des MAVP traitées. En effet, le logiciel réduit les artéfacts et améliore la visibilité des structures adjacentes, de façon significative et avec plus de succès que les techniques habituelles, telles que les reconstructions monoénergétiques à haute énergie et les rétroprojections filtrées.

De plus, IMAR est la seule technique efficace contre les artéfacts générés par les coils en platine, de plus en plus répandus en radiologie interventionnelle, et générateurs d'importants artéfacts.

Les avancées d'IMAR permettent aujourd'hui des reconstructions avec des filtres plus élevés (H60, B70), et on peut espérer qu'à terme, cette technique puisse être étendue aux autres artéfacts métalliques intra thoraciques, comme les pacemakers, les stents, le matériel d'ostéosynthèse intra thoracique ou les structures métalliques utilisées en chirurgie cardiaque.

**AUTEUR : Legrand Louise**

**Date de Soutenance : 24 juin 2016**

**Titre de la Thèse : la réduction des artefacts métalliques dans l'imagerie des malformations artério-veineuses pulmonaires traitées par voie endovasculaire.**

**Thèse - Médecine - Lille 2016**

**DES + spécialité : DES de radiodiagnostic et imagerie médicale**

**Mots-clés : algorithme ; malformations artério-veineuses pulmonaires ; IMAR ; scanner ; double énergie ; réduction des artefacts métalliques.**

**Contexte :** Le traitement de référence des malformations artério-veineuses pulmonaires (MAVP) est la vaso-occlusion artérielle par voie percutanée. Son principal bénéfice est de réduire considérablement la morbi-mortalité péri chirurgicale et péri anesthésique. En revanche, cela engendre un problème de surveillance et de diagnostic des complications post thérapeutiques. En effet, les spirales métalliques génèrent d'importants artefacts en périphérie de celles-ci et gênent l'interprétation des examens. L'objectif de notre étude est donc de comparer la performance du logiciel IMAR (Iterative Metallic Artifact Reduction), à celles des reconstructions monoénergétiques à haute énergie dans la réduction des artefacts métalliques.

**Méthode :** Les images de surveillance de 29 MAVP vaso-occluses ont été obtenues à l'aide d'une tomодensitométrie (TDM) double source, double énergie (DE). Ensuite, des reconstructions par rétroprojection filtrée (groupe 1), des reconstructions utilisant le prototype IMAR (groupe 2) et des reconstructions monoénergétiques à haute énergie (groupe 3) ont été réalisées. Leurs performances ont été analysées à l'aide d'un score subjectif et d'un score objectif de sévérité. Puis les résultats obtenus ont été comparés en tenant compte de la composition métallique des spires, selon 2 groupes : un groupe A (n=18) contenant uniquement du nickel, et un groupe B (n=11) contenant du nickel et du platine.

**Résultats :** Comparativement au groupe 1, les images des groupes 2 et 3 montraient une réduction significative de la sévérité des artefacts. Les images du groupe 3 présentaient moins d'artefacts sur les analyses subjectives (score de sévérité des artefacts :  $p=0.0118$ ; score de visualisation des structures périphériques:  $p=0.0056$ ) et objectives (mesure de la densité des atténuations :  $p<0.0001$ ).

Dans le groupe A, il n'y avait pas de différence significative de réduction des artefacts dans les groupe 2 et 3, alors que pour le groupe B, les artefacts métalliques étaient réduits significativement dans le groupe 2.

**Conclusion :** IMAR réduit les artefacts métalliques de façon plus efficace que l'imagerie mono énergétique.

**Composition du Jury :**

**Président :** *Mr Le Professeur Jacques Rémy*

**Assesseurs :** *Mr Le Professeur Xavier Leclerc*

*Mr Le Professeur Pierre-Yves Hatron*

*Mr Le Docteur François Pontana*

**Directeur de thèse :** *Madame Le Professeur Rémy-Jardin*