

Faculté de Médecine

Année 2022

Thèse N°

Thèse pour le diplôme d'État de docteur en Médecine

Présentée et soutenue publiquement

le 19 octobre 2022

Par Romain Coudert

Reduction of Tantalum artefacts with spectral CT scan for brain AVM analyzes after embolization

Thèse dirigée par le Pr Aymeric Rouchaud, coordonnateur du DES de radiologie et imagerie médicale, CHU Limoges.

Examineurs :

M. le Pr Charbel Mounayer, CHU de Limoges

M. le Pr Aymeric Rouchaud, CHU de Limoges

M. le Pr Frédéric Clarençon, Pitié-Salpêtrière

M. la Dr Suzana Saleme, CHU Limoges

M. le Dr Florian Sanglier, CHU Limoges

Président

Directeur

Juge

Juge

Juge



Faculté de Médecine

Année 2022

Thèse N°

Thèse pour le diplôme d'État de docteur en Médecine

Présentée et soutenue publiquement

Le 19 octobre 2022

Par Romain Coudert

Reduction of Tantalum artefacts with spectral CT scan for brain AVM analyzes after embolization

Thèse dirigée par Aymeric Rouchaud, coordonnateur du DES de radiologie et imagerie médicale, CHU Limoges.

Examineurs :

M. le Pr Charbel Mounayer, CHU de Limoges

M. le Pr Aymeric Rouchaud, CHU de Limoges

M. le Pr Frédéric Clarençon, Pitié-Salpêtrière

M. la Dr Suzana Saleme, CHU Limoges

M. le Dr Florian Sanglier, CHU Limoges

Président

Directeur

Juge

Juge

Juge



Doyen de la Faculté

Monsieur le Professeur **Pierre-Yves ROBERT**

Assesseurs

Madame le Professeur **Marie-Cécile PLOY**

Monsieur le Professeur **Jacques MONTEIL**

Madame le Professeur **Marie-Pierre TEISSIER-CLEMENT**

Monsieur le Professeur **Laurent FOURCADE**

Professeurs des Universités - Praticiens Hospitaliers

ABOYANS Victor	CARDIOLOGIE
ACHARD Jean-Michel	PHYSIOLOGIE
AJZENBERG Daniel	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE
ALAIN Sophie	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
AUBARD Yves	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
AUBRY Karine	O.R.L.
BALLOUHEY Quentin	CHIRURGIE INFANTILE
BERTIN Philippe	THERAPEUTIQUE
CAIRE François	NEUROCHIRURGIE
CHARISSOUX Jean-Louis	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
CLAVERE Pierre	RADIOTHERAPIE
CLEMENT Jean-Pierre	PSYCHIATRIE D'ADULTES
CORNU Elisabeth	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE
COURATIER Philippe	NEUROLOGIE
DAVIET Jean-Christophe	MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION
DESCAZEAUD Aurélien	UROLOGIE

DES GUETZ Gaëtan	CANCEROLOGIE
DRUET-CABANAC Michel	MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL
DURAND-FONTANIER Sylvaine	ANATOMIE (CHIRURGIE DIGESTIVE)
FAUCHAIS Anne-Laure	MEDECINE INTERNE
FAUCHER Jean-François	MALADIES INFECTIEUSES
FAVREAU Frédéric	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
FEUILLARD Jean	HEMATOLOGIE
FOURCADE Laurent	CHIRURGIE INFANTILE
GAUTHIER Tristan	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
GUIGONIS Vincent	PEDIATRIE
HANTZ Sébastien	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
HOUETO Jean-Luc	NEUROLOGIE
JACCARD Arnaud	HEMATOLOGIE
JACQUES Jérémie	GASTRO-ENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE
JAUBERTEAU-MARCHAN M. Odile	IMMUNOLOGIE
JESUS Pierre	NUTRITION
JOUAN Jérôme	CHIRURGIE THORACIQUE ET VASCULAIRE
LABROUSSE François	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
LACROIX Philippe	MEDECINE VASCULAIRE
LAROCHE Marie-Laure	PHARMACOLOGIE CLINIQUE
LIENHARDT-ROUSSIE Anne	PEDIATRIE
LOUSTAUD-RATTI Véronique	HEPATOLOGIE
LY Kim	MEDECINE INTERNE
MABIT Christian	ANATOMIE
MAGNE Julien	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
MAGY Laurent	NEUROLOGIE

MARCHEIX Pierre-Sylvain	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
MARIN Benoît	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
MARQUET Pierre	PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE
MATHONNET Muriel	CHIRURGIE DIGESTIVE
MELLONI Boris	PNEUMOLOGIE
MOHTY Dania	CARDIOLOGIE
MONTEIL Jacques	BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE
MOUNAYER Charbel	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
NATHAN-DENIZOT Nathalie	ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION
NUBUKPO Philippe	ADDICTOLOGIE
OLLIAC Bertrand	PEDOPSYCHIATRIE
PARAF François	MEDECINE LEGALE ET DROIT DE LA SANTE
PLOY Marie-Cécile	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
PREUX Pierre-Marie	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
ROBERT Pierre-Yves	OPHTALMOLOGIE
ROUCHAUD Aymeric	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
SALLE Jean-Yves	MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION
STURTZ Franck	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
TCHALLA Achille	GERIATRIE ET BIOLOGIE DU VIEILLISSEMENT
TEISSIER-CLEMENT Marie-Pierre	ENDOCRINOLOGIE, DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES
TOURE Fatouma	NEPHROLOGIE
VALLEIX Denis	ANATOMIE
VERGNENEGRE Alain	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
VERGNE-SALLE Pascale	THERAPEUTIQUE

VIGNON Philippe	REANIMATION
VINCENT François	PHYSIOLOGIE
YARDIN Catherine	CYTOLOGIE ET HISTOLOGIE

Professeurs Associés des Universités à mi-temps des disciplines médicales

BRIE Joël	CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ET STOMATOLOGIE
KARAM Henri-Hani	MEDECINE D'URGENCE
MOREAU Stéphane	EPIDEMIOLOGIE CLINIQUE

Maitres de Conférences des Universités – Praticiens Hospitaliers

BOURTHOUMIEU Sylvie	CYTOLOGIE ET HISTOLOGIE
COUVE-DEACON Elodie	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
DELUCHE Elise	CANCEROLOGIE
DUCHESNE Mathilde	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
DURAND Karine	BIOLOGIE CELLULAIRE
ESCLAIRE Françoise	BIOLOGIE CELLULAIRE
FAYE Pierre-Antoine	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
FREDON Fabien	ANATOMIE/CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
LALOZE Jérôme	CHIRURGIE PLASTIQUE
LE GUYADER Alexandre	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE
LIA Anne-Sophie	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
RIZZO David	HEMATOLOGIE
TERRO Faraj	BIOLOGIE CELLULAIRE
WOILLARD Jean-Baptiste	PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE

P.R.A.G.

GAUTIER Sylvie	ANGLAIS
-----------------------	---------

Assistants Hospitaliers Universitaires

APOURCHAUX Evan	ANATOMIE CHIRURGIE DIGESTIVE
BUSQUET Clémence	HEMATOLOGIE
HAZELAS Pauline	BIOCHIMIE
DUPONT Marine	HEMATOLOGIE BIOLOGIQUE
DURIEUX Marie-Fleur	PARASITOLOGIE
LABRIFFE Marc	PHARMACOLOGIE
LADES Guillaume	BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE
LOPEZ Stéphanie	MEDECINE NUCLEAIRE
MARTIN ép. DE VAULX Laury	ANESTHESIE REANIMATION
MEYER Sylvain	BACTERIOLOGIE VIROLOGIE HYGIENE
MONTMAGNON Noëlie	ANESTHESIE REANIMATION
PASCAL Virginie	IMMUNOLOGIE CLINIQUE
PLATEKER Olivier	ANESTHESIE REANIMATION
ROUX-DAVID Alexia	ANATOMIE CHIRURGIE DIGESTIVE

Chefs de Clinique – Assistants des Hôpitaux

ALBOUYS Jérémie	HEPATO GASTRO ENTEROLOGIE
ARGOULON Nicolas	PNEUMOLOGIE
ASLANBEKOVA Natella	MEDECINE INTERNE
AVRAM Ioan	NEUROLOGIE VASCULAIRE
BEAUJOUAN Florent	CHIRURGIE UROLOGIQUE
BERRAHAL Insaf	NEPHROLOGIE
BLANQUART Anne-Laure	PEDIATRIE (REA)
BOGEY Clément	RADIOLOGIE
BONILLA Anthony	PSYCHIATRIE

BOSCHER Julien	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
CAUDRON Sébastien	RADIOLOGIE
CAYLAR Etienne	PSYCHIATRIE ADULTE
CENRAUD Marie	NEUROLOGIE
CHAUBARD Sammara	HEMATOLOGIE
CHAUVET Romain	CHIRURGIE VASCULAIRE
CHROSCIANY Sacha	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
CURUMTHAULEE Faiz	OPHTALMOLOGIE
DARBAS Tiffany	ONCOLOGIE MEDICALE
DESCHAMPS Nathalie	NEUROLOGIE
DESCLEE de MAREDSOUS Romain	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
DOUSSET Benjamin	CARDIOLOGIE
DUPIRE Nicolas	CARDIOLOGIE
FESTOU Benjamin	MALADIES INFECTIEUSES ET TROPICALES
FIKANI Amine	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE
FORESTIER Géraud	RADIOLOGIE
GEYL Sophie	GASTROENTEROLOGIE
GIOVARA Robin	CHIRURGIE INFANTILE
GUILLAIN Lucie	RHUMATOLOGIE
LAGOUEYTE Benoit	ORL
LAUVRAY Thomas	PEDIATRIE
LEMNOS Leslie	NEUROCHIRURGIE
MAURIANGE TURPIN Gladys	RADIOTHERAPIE
MOHAND O'AMAR ép. DARI Nadia	GYNECOLOGIE OBSTETRIQUE
PARREAU Simon	MEDECINE INTERNE

PIRAS Rafaela	MEDECINE D'URGENCE
RATTI Nina	MEDECINE INTERNE
ROCHER Maxime	OPHTALMOLOGIE
SALLEE Camille	GYNECOLOGIE OBSTETRIQUE
SANCHEZ Florence	CARDIOLOGIE
SEGUY ép. REBIERE Marion	MEDECINE GERIATRIQUE
SERY Arnaud	ORL
TARDIEU Antoine	GYNECOLOGIE OBSTETRIQUE
THEVENOT Bertrand	PEDOPSYCHIATRIE
TORDJMAN Alix	GYNECOLOGIE MEDICALE
TRICARD Jérémy	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE MEDECINE VASCULAIRE
VAIDIE Julien	HEMATOLOGIE CLINIQUE
VERNAT-TABARLY Odile	OPHTALMOLOGIE

Chefs de Clinique – Médecine Générale

BOURGAIN Clément
HERAULT Kévin
RUDELLE Karen

Praticiens Hospitaliers Universitaires

CHRISTOU Niki	CHIRURGIE VISCERALE ET DIGESTIVE
COMPAGNAT Maxence	MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION
HARDY Jérémie	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
LAFON Thomas	MEDECINE D'URGENCE
SALLE Henri	NEUROCHIRURGIE

À ma mamie Micheline, à mon papy Jean-Pierre

“ N'a de convictions que celui qui n'a rien approfondi ”

Emil Cioran

“ Qui peut le dire ”

Dr F. Sanglier

“ Absence de présence ”

Dr L. Mazel

Remerciements

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Charbel Mounayer, président du jury

***Professeur des Universités de Radiologie et imagerie médicale, Praticien hospitalier,
Chef de service de radiologie du CHU de Limoges.***

Vous me faites l'honneur de juger mon travail de thèse et je vous en remercie.
Je vous remercie également pour votre accueil chaleureux et votre enseignement pertinent
notamment lors de mon passage en neuroradiologie interventionnelle durant un semestre,
j'en garde un souvenir ému.

Soyez assuré de l'admiration que je porte à votre savoir, et de mon profond respect.

Monsieur le Professeur Aymeric Rouchaud,

***Professeur des Universités de Radiologie et imagerie médicale, Praticien hospitalier,
Coordonnateur du DES de radiologie du CHU de Limoges***

Merci de m'avoir encadré pour ce travail mais aussi pour ta disponibilité et ton soutien durant
tout mon internat. Je te remercie de prendre soin de tes internes comme tu le fais, ce qui t'a
d'ailleurs permis de remporter une webcam à la forme douteuse. Ton dynamisme et ton
dévouement pour sans cesse perfectionner le service sont des exemples pour nous tous.

Sois assuré de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance.

Monsieur le Professeur Clarençon Frédéric,

***Professeur des Universités de Radiologie et imagerie médicale, Praticien hospitalier,
Coordonnateur de DES de radiologie à l'APHP, chef de l'unité fonctionnelle de
Neuroradiologie interventionnelle de la Pitié-Salpêtrière.***

Je vous remercie d'avoir accepté de faire le déplacement depuis la capitale pour siéger à
mon jury de thèse. Je vous remercie pour votre accueil et votre enseignement que vous
savez prodiguer dans un cadre bienveillant.

Je vous prie de trouver ici l'expression de ma profonde estime.

Madame la Docteure Suzana Saleme

Praticienne hospitalière de neuroradiologie interventionnelle.

Je te remercie pour l'honneur que tu me fais de juger ce travail, pour tes enseignements, ta
gentillesse et ta joie à toute épreuve.

Monsieur le Docteur Florian Sanglier

Praticien hospitalier en radiologie interventionnelle périphérique et imagerie digestive.

Je te remercie d'avoir accepté de siéger dans mon jury, c'est un plaisir toujours renouvelé de
travailler à tes côtés, merci d'avoir été toujours disponible et d'excellent conseil durant mon
internat.

Aux chefs, CCA et assistants de mon internat

À **Deniiis**, véritable force tranquille et arbitre du service, merci pour ta bienveillance, tes conseils, tes relectures efficaces d'arthroscanners et pour ces parties de tennis endiablées. J'ai hâte de revenir travailler avec toi et de constater le virage diabolique que ce semestre aux côtés de DC t'a fait prendre.

Au **Sanglier épineux**, pointure de l'embolisation supra sélective du segment IV, mon (notre) CCA de cœur, j'ai passé des moments incroyables avec toi au bloc, merci de m'avoir tant transmis, en verbalisant si peu, sache qu'aucun de tes successeurs n'a surpassé les stats Xplore de ton clinicat.

À **Mathilde**, je te remercie pour tes relectures de bilan d'extension ORL que je ne souhaite à personne, merci pour les pauses café toujours pleines de potins.

À **Didier Moriau**, *Dids*, merci pour l'apprentissage que vous m'avez offert en radio-pédiatrie. Vos connaissances encyclopédiques et la passion pour votre discipline que vous transmettez avec patience et humour sont des exemples pour moi, soyez assuré de mon profond respect.

Au **Seb**, c'est avec toi que j'ai fait mes premiers pas au bloc via les leçons de bonne pratique de pose de Pic-line, je te remercie de m'avoir tant enseigné par la suite. J'apprends toujours quelque chose de surprenant quand je parle avec toi, je te remercie pour ta patience, ta bienveillance, ton humour, pour toutes tes relectures de mon début d'internat et les staffs grêlites de lendemain de garde. Tu as toute mon affection et je te souhaite le meilleur.

À **Marc-Samir**, tu m'as accompagné dans la radiologie dès mon stage d'externe en suscitant mon attrait pour cette belle spécialité. Je te remercie pour ta gentillesse, tes relectures et avis toujours pertinents sur tous les domaines que j'ai pu porter à ton regard. Je te souhaite de profiter de tout le bonheur que tu mérites.

À **GG**, tu as été un excellent co-interne durant ce stage de NRI, merci de m'avoir soutenu et initié aux finesses du cercle restreint des mustélidés, car oui, Géraud, c'est toi qui a les oreilles les plus pointues du service.

À **Paulooo** : assurément la personne qui met le plus de couleurs dans ce service, vestimentaires également. Merci pour toutes ces onomatopées maintenant devenues célèbres, pour ta patience que j'ai parfois mise à l'épreuve, tu es quelqu'un de formidable et je t'apprécie énormément, j'espère travailler avec toi le plus longtemps possible.

À **Bogey**, autoproclamé pussy pilote, une des rares personnes capables de réciter a capella *Pitbull*, merci pour ton aide à chaque fois que je l'ai sollicitée, tu es un exemple pour moi tant dans la radiologie, que dans tes qualités de fouine.

À **mon sarcoptérygien préféré**, incontestablement l'un des plus brillants avec qui il m'ait été donné de travailler, intransigeant avec toi-même, peut-être trop, tolérant avec les autres, peut-être trop. Il est rare de côtoyer des personnes qui font tant l'unanimité. Je te remercie pour tes enseignements et ta vision des choses si inspirante. Sois assuré de mon profond respect et de ma sincère gratitude.

À **Houssam**, merci de m'avoir chaleureusement accordé votre confiance dès les premiers instants du semestre. Je ne saurais comment vous remercier pour tous vos précieux conseils.

À PJP, merci d'avoir rythmé les pauses café et d'avoir mis de la bonne humeur dans ce semestre corrézien

À AHC, shared-CCA, merci de ton soutien sans faille durant mes premiers pas en radiologie, je suis ravi que tu t'épanouisses à Brive.

À ma famille, amis et co-internes,

À mes parents, Bernard et Valérie, merci de m'avoir toujours laissé libre de mes choix, de m'avoir fait confiance tout en me rafraîchissant les idées quand j'en avais besoin, merci de m'avoir soutenu durant ces longues années, de m'avoir inculqué vos valeurs du respect et du goût de l'effort qui m'ont fait arriver jusqu'ici. Je me sens reconnaissant et chanceux d'avoir une famille aussi bienveillante.

À Camille, ma plus belle rencontre, l'amour de ma vie, merci de partager mon quotidien depuis maintenant plus d'une décennie, avec autant d'affection et de gentillesse. On a grandi ensemble, j'espère que l'on vieillira ensemble.

À tonton, premier Dr de la famille, tu n'es évidemment pas étranger à l'appétence que j'ai eu pour la médecine, j'ai toujours apprécié les moments passés en ta compagnie. Je te souhaite le meilleur et bien plus.

À mamie, pour son amour et sa bienveillance

À mes cousins Fanny, Antonin, Nathan

À Mathias et Romane, de toujours être rayonnants de joie de vivre, c'est un plaisir de partir en vacances avec vous.

À mes beaux-parents Thierry et Isabelle, merci de m'avoir accueilli les bras ouverts dans votre famille

À Camille, mon chacal, on a tout partagé depuis le début cet internat, merci d'être la personne que tu es et sur qui je peux compter. C'est un bonheur de t'avoir à mes côtés depuis toutes ces années, comment aurais-je fais sinon. Merci pour tout, je ne te le rendrai jamais assez, tu fais partie de ma famille.

À Louise, oh tu ne pouvais pas trouver un foyer plus aimant petite beauté, si tu savais comme tu combles tes parents de bonheur. Tonton Coudé come-back soon.

À Camille, la Mams, merci de prendre soin comme tu le fais de ces deux petites loutres. Vivement les prochains week-end sur la côte.

À Benjamin, mon plus fidèle ami d'enfance, à tous ces étés, ces vacances, ces week-end, à toutes les fois où on a failli laisser des plumes, à toutes les autres où on en a laissées. Te côtoyer depuis toutes ces années n'est pas de tout repos, mais qu'est-ce que c'est cool.

À Cyrielle, merci d'avoir partagé ces nombreux entraînements douloureux, merci pour ta joie de vivre et ta bonne humeur, hâte de te retrouver au bord des bassins.

À Hugo Pasquier, je te remercie pour ton investissement, ton aide et tes précieux conseils pour l'élaboration de ce travail.

Aux chacales : je suis content que l'on soit passé outre quelques à priori de début d'internat, vous êtes deux chicowteuses formidables, parfois intenable mais on ne s'ennuie jamais à vos côtés. **Sandra fwiteyre** les couubiis, merci d'être celle qui n'hésite pas à mettre les pieds dans le plat quand il le faut, merci pour ta gentillesse et ton soutien, sans oublier cette journée

incroyable à Disney. **Gilou**, tout a commencé par une sombre histoire de lymphome mais s'est poursuivi par une belle amitié, merci d'être la preuve que l'on peut vivre sans lobe frontal et être pleine de talent, donc ne doute pas de toi. Quand tu veux pour le brunch, je réitère ;)

À **Clément Nickels**, mon fardeau. Merci d'avoir rendu ce semestre de Brive si mémorable, continue de t'intéresser à tout, de prendre à cœur de bien faire les choses comme tu le fais et tu auras un bel avenir en radiologie (assurément meilleur que celui de trader), je te le souhaite.

À **Momo la gazelle**, tu nous auras tellement régales ce semestre, pardonne nous d'avoir malheureusement déteint sur toi petit sucre va. On aura formé une sacrée team et creusé un trou considérable dans le budget du self. Miss u douceur.

À **Douch**, peut être une des personnes les plus franches et entières que je connaisse, un poil Drama Queen, c'est toujours ultra drôle de te voir répondre au téléphone, un peu moins pour celui/celle qui appelle. Tu seras une maman formidable et je te souhaite le meilleur pour l'avenir.

À **Maxime**, qui partage le trône de la radiologie avec son égo.

À **Youyou** le voltigeur, merci de m'avoir émerveillé avec toutes ces acrobaties. Je te souhaite un futur brillant de radiologue ostéoarticulaire.

À **TM**, le fardeau de DC.

À **JD, Manon** (et son carnet), **Florent, Oumar, Sakina, Arthur, Tabich, Florent**, merci pour les moments que l'on a partagés ensemble et aux nombreux à venir, **Cédric, Élora, Jean-Baptiste** que je ne connais pas encore, je vous souhaite de vous épanouir dans notre belle spécialité.

Aux brow de la PSL :

À **Matthieu Fontaine** aka source inépuisable, merci pour ta bonne humeur et tous ces questionnements spirituels, peut-être un jour aurons-nous les réponses, fais le moi savoir en tout cas.

Big Beurt : sugar daddy du service merci pour tes discussions sur la chronobiologie et le tourisme albanais.

Lucas, fournisseur officiel de haïku pour mes présentations, tu es quelqu'un d'incroyablement inspirant et de profondément atypique, ne change rien.

Thomas, Cooloukoi Cooloukoi Cooloukoi

Carmelia..... Cooooooloukoi

Aux reufs de la NRI, j'ai adoré bosser, que dis-je me faire Shotariser avec vous, shot out to my bro **Yohan**, brillant expatrié neurochirurgien, sans qui les voies radiales auraient ostensiblement manqué de saveur, **Giulio** merci d'avoir confirmé tant de clichés sur les italiens, j'espère venir te voir à Rome ou à Milan. **Hugo**, la *fashionista* du service, hâte de voir le virage entre interne docile et CCA sadique que tu vas opérer en novembre, je sais que tu seras excellent 😊

À **tous les Manips** avec qui j'ai eu la chance de travailler, au CHU de Limoges, au CH de Brive et de Guéret, merci pour votre bonne humeur. Merci spécialement à Audrey pour ton aide à la réalisation et aux scanners de tous les fantômes de tantale.

Aux manip de nuit, notamment **Aurélie** et **Ludo**, merci de m'avoir tant aidé pendant mes premières gardes, merci de votre soutien et pour tous ces moments si spéciaux que peuvent offrir les gardes au scanner 7.

À Inouk, Elliot, Drop, Oslo qui eux aussi ont fait un bout de chemin avec moi.

Droits d'auteurs

Cette création est mise à disposition selon le Contrat :

« **Attribution-Pas d'Utilisation Commerciale-Pas de modification 3.0 France** »

disponible en ligne : <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/fr/>



Table des matières

Introduction.....	23
I. Article.....	32
Conclusion.....	48
Références bibliographiques	49
Serment d’Hippocrate	52

Table des illustrations

Figure 1 : Schéma illustratif de cavernome adaptés de Vanderbilt children's hospital.....	24
Figure 2 : Angio-architecture veineuse normale et dans le cadre d'une AVD, San Millán Ruíz, et al, Cerebral developmental venous anomalies.....	25
Figure 3 : Vue schématique de la classification de Cognard établie selon le drainage veineux : (a-d) fistules dures de types I et II avec drainage veineux dans le sinus, (e-g) fistules dures III et IV avec drainage veineux dans une veine corticale	26
Figure 4 : Schéma illustratif de MAVc adaptés de Mayo Foundation for Medical Education and Research.....	27
Figure 5 : Schéma représentatif des combinaisons des scores pour le calcul du grade de Spetzler-Martin, de <i>ranck Aurelien Chouamou Cheumaga et al. Malformation artérioveineuse occipitale</i>	28
Figure 6 : Scanner cérébral d'un patient ayant bénéficié d'une embolisation d'une MAVc, artéfacté par la présence du Tantale.....	29
Figure 7 : Graphique des coefficients d'atténuation linéaire pour l'os (en supposant que $r = 1 \text{ g/cm}^3$), l'iode (en supposant que $r = 1 \text{ g/cm}^3$) et l'iode de plus faible densité (en supposant que $r = 0,1 \text{ g/cm}^3$) en fonction de l'énergie (en kiloélectronvolts). La même valeur d'atténuation linéaire ($m[E]$) peut être atteinte bien que les matériaux (iode et os) soient différents (flèche). La mesure de l'atténuation à une deuxième énergie permet de différencier les deux matériaux (pointe de flèche).....	30
Figure 8 : Left renal artery embolized by onyx	35
Figure 9 : ROI's from water surrounding Onyx 18 syringe in phantoms	37
Figure 10 : ROI's means, standard deviations and max value from whole rabbits, explanted kidneys, total group.....	41
Figure 11 : Results of univariate serial test, of ROI's data from 70 KeV, 110 KeV and 140 KeV images extract from total group (whole rabbits plus explanted kidneys).	42
Figure 12 : <i>Results of subjective analyze</i> with total points obtained on the y-axis, depending of energy level or criteria of judgement.....	43
Figure 13 : Results of subjective analyze with p-value between 70 KeV, 110 KeV and 140 KeV, according to criteria judgement.....	44
Figure 14 : Fusion with tantalum mask on kidney embolized by Onyx.....	46

Table des tableaux

Tableau 1 : Classification de Cognard des fistules artério-veineuses dures de Gandhi D. et al, AJNR	26
Tableau 2 : mean, standard deviation and max values in UH on each energy level extract from ROIs on total group	39
Tableau 3 : Results from Kendall's correlation test between each observer	45

Liste des Abréviations

MAVc : Malformation artério-veineuse cérébrale

CVC : Cortical venous drainage

AVD : Anomalie veineuse de développement

MAR : Metallic artefact reduction

SPCCT : Tomographie par comptage spectral de photons

Ta : tantale

EVOH : éthylène alcool vinylique

DMSO : diméthylsulfoxyde

IRM : Imagerie par résonance magnétique

CT : computed tomography

MRI : magnetic resonance imaging

bAVM : brain arteriovenous malformation

CTDI : computed tomography dose index

ROI: Region of interest

Max: maximum

Min: minimum

Std: standard deviation

UH: Unité Hounsfield

LD: Low density

Introduction

- **Les malformations vasculaires cérébrales :**

- **sans shunt artério-veineux :**

Ces lésions ne présentent pas de shunt artérioveineux et donc pas de veines artérialisées. Il n'y a pas d'hyper-débit et le traitement prodigué si nécessaire est chirurgical.

Les angiomes caverneux (ou cavernomes) sont des malformations du système nerveux central, constituées de proliférations capillaires et de cavités pleines de sang sans interposition de parenchyme cérébral(1). Ces malformations se révèlent davantage sur une crise d'épilepsie que par un hématome intracrânien, elles peuvent être sporadiques ou s'intégrer dans une cavernomatose familiale (transmission autosomique dominante) voire être radio-induites. Ces lésions renferment des saignements d'âges différents et présentent une évolutivité très variable (progression, stabilité, régression)(2)(3). Une surveillance simple peut être proposée et le traitement est chirurgical si indiqué.(4)

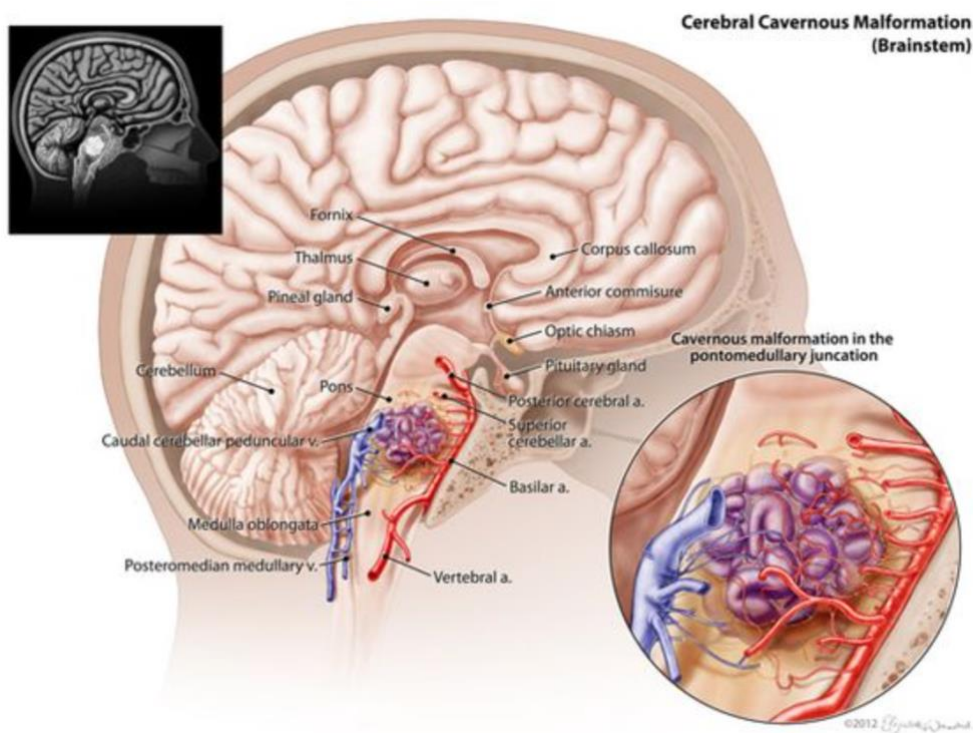


Figure 1 : Schéma illustratif de cavernome adaptés de Vanderbilt children's hospital

Les télangiectasies capillaires sont des malformations capillaires avec interposition de parenchyme cérébral. Ce sont des amas de capillaires dilatés, histologiquement normaux avec une paroi fine délimitée par un endothélium. Cliniquement bénignes et quiescentes, elles ne nécessitent pas de traitement. (5)

Anomalies veineuses de développement (AVD) : veines normales assurant un drainage veineux normal, représentées par la persistance de veines médullaires fœtales en lien avec l'absence de veines piales ou sous épendymaires. C'est une variation angio-architecturale où un territoire veineux profond se draine de manière centrifuge vers les veines superficielles (piales) ou inversement un territoire veineux cortical se draine vers le réseau profond sous épendymaire. La substance blanche traversée est normale (sans gliose)(6)(7). Habituellement asymptomatiques et de découverte fortuite, ces malformations vasculaires n'impliquent pas de traitement. Dans de rares cas elles peuvent se thromboser et être exceptionnellement responsables d'infarctus veineux ou d'une hémorragie (0,15%/an)(8)(9).

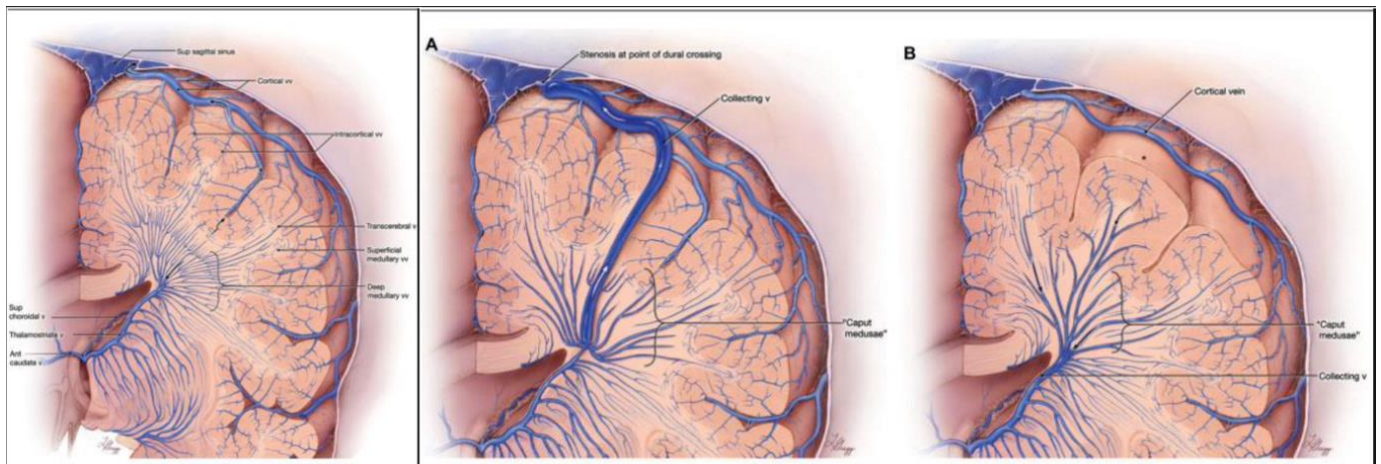


Figure 2 : Angio-architecture veineuse normale et dans le cadre d'une AVD, San Millán Ruíz, et al, Cerebral developmental venous anomalies.

Illustration du drainage veineux usuel, sans malformation. Illustration d'une AVD par drainage du système veineux profond dans le système veineux superficiel (veine corticale) (A) et à l'inverse une AVD par drainage du système superficiel dans une veine cérébrale profonde.

- **avec shunt artério-veineux :**

Il existe plusieurs types de malformations artério-veineuses cérébrales caractérisées par une connexion anormale entre une artère et une veine sans interposition de lit capillaire. Il y a donc un hyperdébit et une artérialisation de structures veineuses.

La fistule artério-veineuse durale est une communication d'une ou plusieurs artères dures (issues de l'artère carotide externe ainsi que de branches dures des artères carotides internes et vertébrales) avec une structure veineuse au sein de l'espace dural, la plupart du temps un sinus (sinus transverse et sinus caverneux le plus souvent) (8)(10). Cette connexion peut être responsable d'un engorgement veineux pial dans des proportions variables et corrélées à la sévérité et au risque hémorragique : classification de Cognard (11). Le traitement, quand indiqué, se partage entre la chirurgie et la voie endovasculaire artérielle ou veineuse.

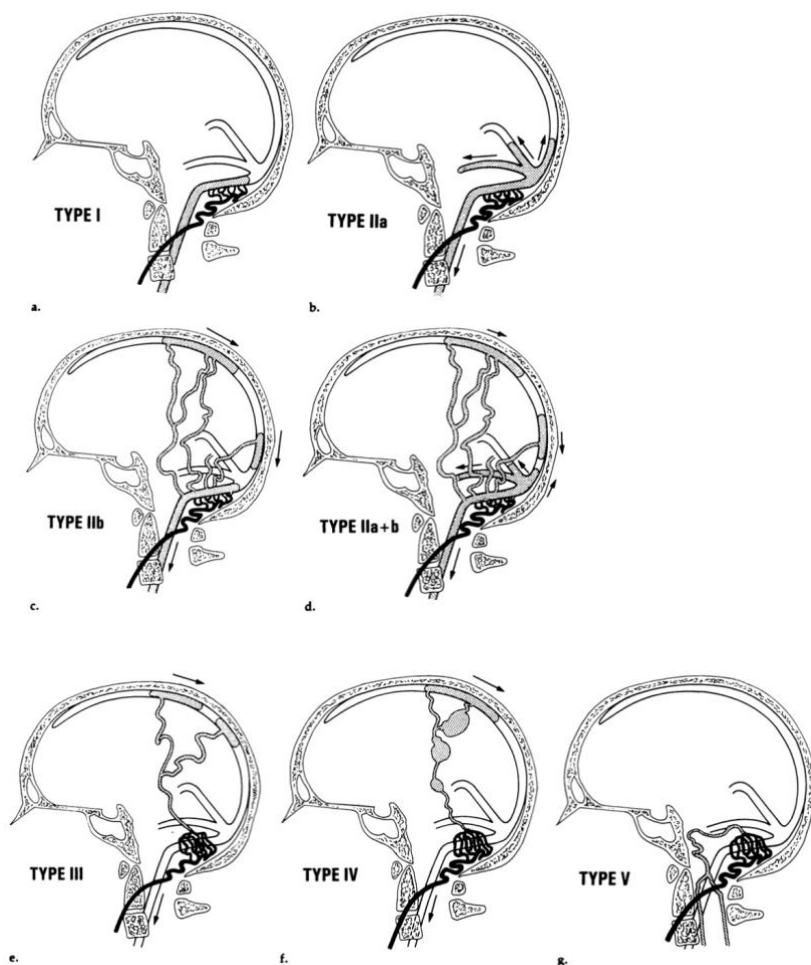


Figure 3 : Vue schématique de la classification de Cognard établie selon le drainage veineux : (a-d) fistules durales de types I et II avec drainage veineux dans le sinus, (e-g) fistules durales III et IV avec drainage veineux dans une veine corticale

Tableau 1 : Classification de Cognard des fistules artério-veineuses durales de Gandhi D. et al, AJNR

Type	Venous Drainage	Flow Pattern in Sinus	CVD
"Benign"			
I	Dural sinus	Antegrade	No
IIa	Dural sinus	Retrograde	No
"Aggressive"			
IIb	Dural sinus	Antegrade	Yes
IIa+b	Dural sinus	Retrograde	Yes
III	Cortical vein		Yes
IV	Cortical vein		Yes + venous ectasia
V	Cortical vein with spinal perimedullary drainage		Yes

CVD : cortical venous drainage

Les malformations artério-veineuses cérébrales (MAVc) sont des lésions vasculaires cérébrales constituées d'un ensemble de vaisseaux anormaux qui, localement, relie directement au sein de l'espace sous pial, les secteurs artériels et veineux, sans passer par le réseau capillaire avec nidus plexiforme (8)(12). Il en résulte une augmentation des vitesses et des pressions circulatoires dans les veines de drainage. Les MAVc sont vascularisées par une ou plusieurs artères cérébrales et drainées dans une ou plusieurs veines. La connexion entre les artères et les veines se fait par un réseau vasculaire généralement dense appelé nidus.

Forme atypique : *malformation artério-veineuse piale superficielle* ou « *fistule piale* » caractérisée par un shunt entre une ou plusieurs artères piales avec une veine corticale sans lit capillaire ni nidus (apanage de la maladie de Rendu-Osler) (13)(14)

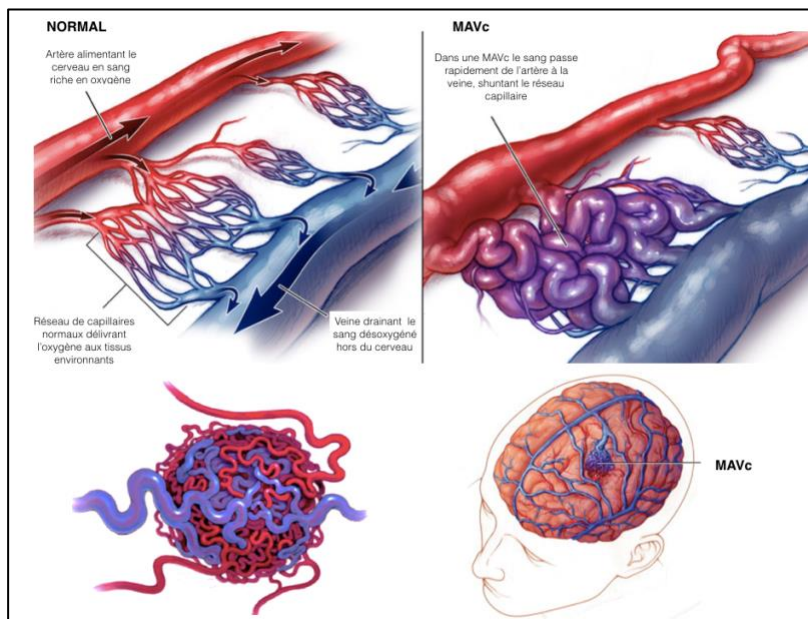


Figure 4 : Schéma illustratif de MAVc adaptés de Mayo Foundation for Medical Education and Research.

Le principal risque des MAVc est l'hémorragie cérébrale en cas de rupture (15)(16). L'objectif du traitement est de prévenir les saignements ou les re-saignements en cas de rupture antérieure. L'embolisation consiste en une occlusion totale de la MAVc, y compris du nidus, des artères afférentes et des veines de drainage. Trois types de traitement sont disponibles pour la guérison de la MAVc : la chirurgie, le traitement endovasculaire et la radiochirurgie stéréotaxique, qui peuvent être combinés(17)(18)(19)(20). Un système de classification des MAVc a été mis en place, la classification de Spetzler-Martin a été publiée afin de permettre de manière simple de prédire le risque de morbidité-mortalité d'une prise en charge (chirurgicale initialement puis étendu à la prise en charge endovasculaire) d'une MAVc.(21)

- Taille de la lésion (en cm)
 - o Petite (< 3 cm) : **1 point**
 - o Moyenne (3-6 cm) : **2 points**
 - o Large (> 6 cm) : **3 points**
- Éloquence de la zone cérébrale
 - o Zone éloquente du cortex cérébral : **1 point**
 - o Zone non éloquente du cortex cérébral : **0 point**

- Drainage veineux
 - o Drainage veineux superficiel : **0 point**
 - o Drainage veineux profond : **1 point**

L'addition des points des trois paramètres permet d'obtenir de grade de la MAVc et ainsi d'orienter la prise en charge de celle-ci.

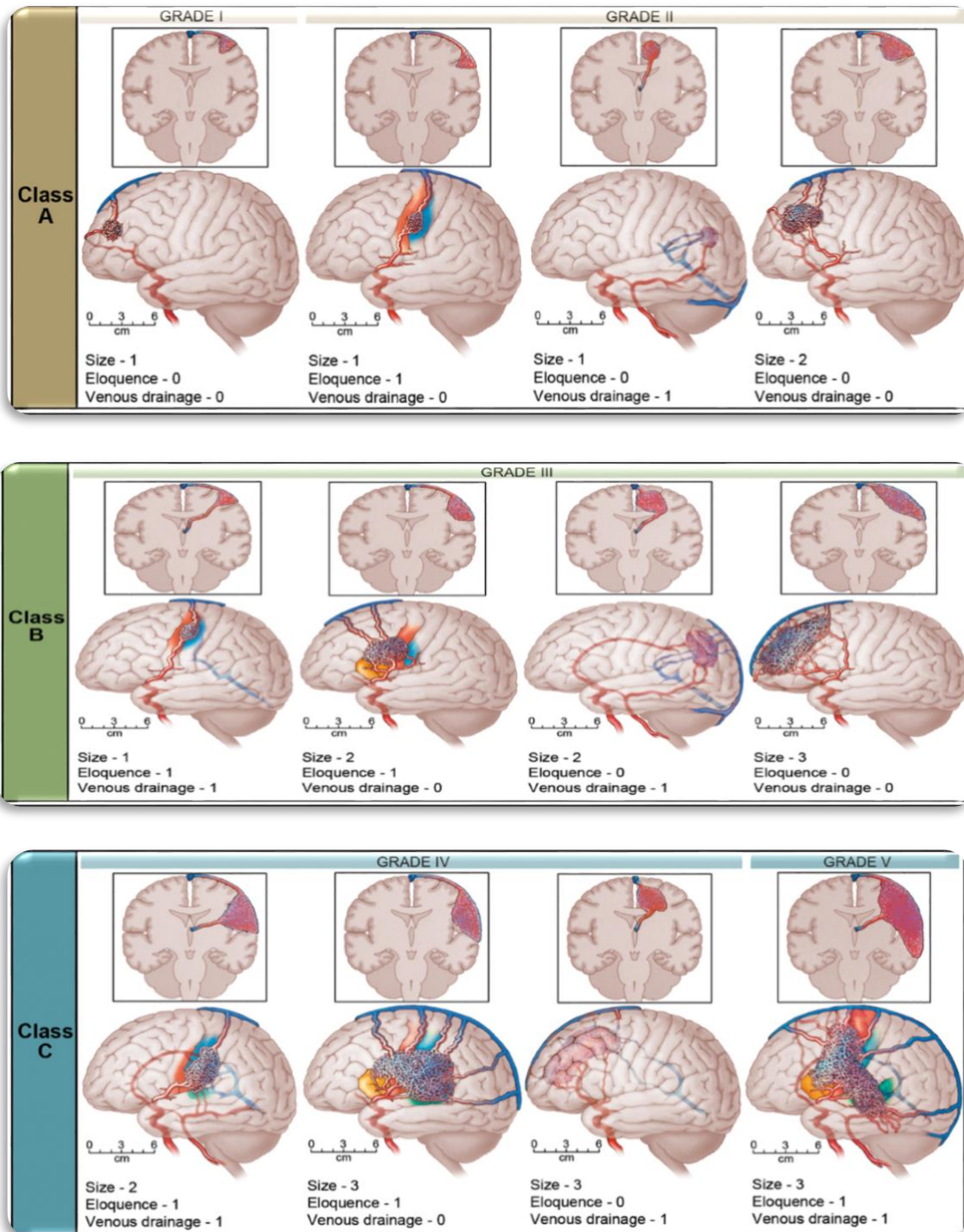


Figure 5 : Schéma représentatif des combinaisons des scores pour le calcul du grade de Spetzler-Martin, de ranck Aurelien Chouamou Cheumaga et al. Malformation artérioveineuse occipitale

- **Agents embolisants :**

Les agents emboliques liquides adhésifs sont représentés par la colle telle que Glubran (GEM, Italy) ou Magic glue (Balt, Montmorency, France) mélangés au Lipiodol (Guerbet, France) qui leur confère radio-opacité et viscosité. Ils polymérisent et deviennent adhésifs au contact de solutés ioniques. Ces agents sont de moins en moins utilisés dans l'embolisation des MAVc car l'occlusion est proximale et la pénétration moindre dans la malformation(20). Ils sont cependant utiles dans ces cas de shunts directs à haut débit.

Les agents emboliques liquides non adhésifs tels que Onyx (Medtronic, Irvine, USA) et plus récemment Squid (Balt, Montmorency, France) constituent la référence. Onyx et Squid sont constitués d'un copolymère d'éthylène-alcool vinylique (EVOH) dissous dans un solvant, le Dimethylsulfoxyde (DMSO) avec une poudre de tantale micronisée en suspension pour le contrôle fluoroscopique pendant l'injection. Après injection dans le sang, le solvant se dissout et l'EVOH précipite pour former un cast EVOH/tantale et occlure le vaisseau. Ces agents ne sont pas adhésifs et remplissent le vaisseau par couches successives par sédimentation (22)(23).

Le tantale, Ta, est l'élément chimique de numéro atomique 73, c'est un métal lourd et il est donc responsable d'artefacts importants de durcissement sur le scanner qui peuvent rendre son interprétation difficile (24)(figure 6)

Après embolisation d'une MAVc, les patients peuvent nécessiter une exploration tomodensitométrique soit dans le contexte aigu suivant l'embolisation, soit dans le cadre d'un suivi à long terme, soit pour une pathologie intercurrente ou un traumatisme crânien par exemple.

Dans le contexte aigu après embolisation, le scanner peut être indiqué en cas de retard de réveil après embolisation ou de complication post-procédure comme un déficit neurologique focal. La complication la plus redoutée étant la rupture de la MAVc favorisée par une hyperpression veineuse et responsable d'un saignement immédiatement ou précoce après l'embolisation(25)(16). Cette investigation est essentiellement réalisée chez des patients intubés et ventilés, pour lesquels l'imagerie d'urgence se limite le plus souvent au scanner. En effet, l'IRM est d'accès limité pour les patients réanimatoires (26)



Figure 6 : Scanner cérébral d'un patient ayant bénéficié d'une embolisation d'une MAVc, artéfacté par la présence du Tantale.

- **Scanner spectral :**

Actuellement, le scanner conventionnel n'offre pas de performances diagnostiques satisfaisantes en raison de l'artefact provoqué par le tantale, notamment lors de la recherche d'une hémorragie péri-nidale au contact du cast d'EVOH(27). De plus, l'artefact de durcissement peut également affecter la planification d'une éventuelle radiothérapie (28) qui peut être utilisée en complément de l'embolisation, et augmente ainsi les doses de radiation. D'autres auteurs se sont déjà penchés sur la réduction des artefacts liés au tantale, comme Riederer et al (29) utilisant la tomographie par comptage spectral de photons (SPCCT), Pop et al (27) comparant les artefacts générés par le tantale contenu dans l'Onyx vs le Squid et Todd C. Soesbe et al (30) montrant qu'une distinction pourrait être faite entre le tantale et l'iode via la cartographie « iode » (sur un scanner Philips).

Plusieurs techniques de réduction des artefacts existent déjà, comme la réduction des artefacts métalliques (MAR), qui réduit de manière significative, mais pas totalement, les artefacts de durcissement du faisceau(31)(32).

L'atténuation du faisceau de rayon X dépend du coefficient d'atténuation linéaire $m(E)$, qui est fonction de la composition du matériau, des énergies photoniques interagissant avec le matériau et de la densité du matériau. L'utilisation de rayons X monoénergétiques, à une énergie donnée peut donner les mêmes coefficients d'atténuation linéaire entre deux matériaux différents. Les données acquises à une autre énergie, permettraient de différencier les deux (33). Le scanner spectral est apparu comme une nouvelle technologie offrant une différenciation supérieure de la matière, puisque l'on ajoute une mesure supplémentaire de l'atténuation obtenue avec une deuxième énergie de rayon X (33).

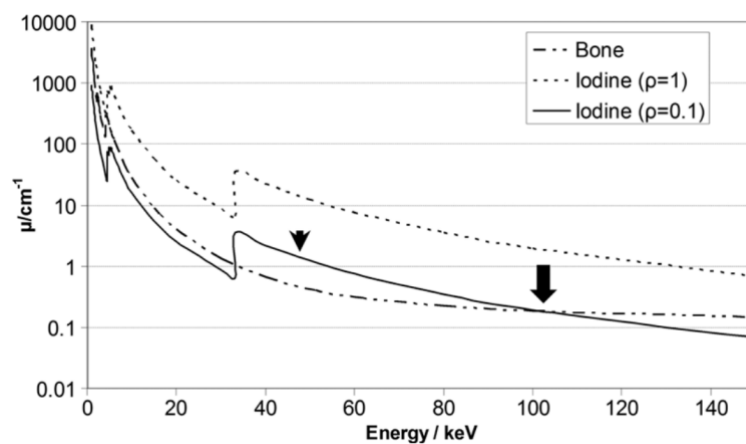


Figure 7 : Graphique des coefficients d'atténuation linéaire pour l'os (en supposant que $r = 1 \text{ g/cm}^3$), l'iode (en supposant que $r = 1 \text{ g/cm}^3$) et l'iode de plus faible densité (en supposant que $r = 0,1 \text{ g/cm}^3$) en fonction de l'énergie (en kiloélectronvolts). La même valeur d'atténuation linéaire ($m[E]$) peut être atteinte bien que les matériaux (iode et os) soient différents (flèche). La mesure de l'atténuation à une deuxième énergie permet de différencier les deux matériaux (pointe de flèche).

Plusieurs procédés permettent d'obtenir une imagerie spectrale, à savoir à deux énergies (minimum) selon si on utilise la source ou le récepteur. Le récepteur peut être à double couche : une pour les hautes, une pour les basses énergies. La source peut émettre successivement deux énergies (Kv switching) permettant l'acquisition successive de 180° dans une énergie puis 180° dans la seconde, ou deux sources indépendantes (déphasées spatialement à 90° le plus souvent) peuvent émettre de façon simultanée un faisceau à basse et un faisceau à haute énergie.

Une nouvelle technologie de récepteur capable de compter le nombre de photon arrivant et de mesurer chaque énergie : Photon-counting CT, permet d'améliorer l'image et propose une imagerie spectrale optimisée. Chaque énergie étant prise en compte, le scanner par comptage photonique est capable de reconnaître finement chaque matériau composant la matière. (34)

Le scanner utilisé pour cette étude est un *256-slice Revolution CT scanner (GE Healthcare, Waukesha, WI) in Gemstone Spectral Imaging*, qui utilise la technologie « Kv switching ».

Le scanner spectral a montré son efficacité pour réduire les artefacts métalliques en augmentant l'énergie du faisceau de rayons X, sans augmenter la dose délivrée. (32)(35)(36)

Ce travail est donc une étude expérimentale dont l'objectif principal est une réduction objective de l'artéfact de durcissement entourant le cast EVOH après embolisation grâce à la technologie spectrale. Les objectifs secondaires étaient d'évaluer l'amélioration de la qualité de l'image et de la performance diagnostique globale afin de pouvoir délimiter une zone à irradier, de diagnostiquer une complication précoce telle qu'un saignement, de détecter ou même d'évaluer un reliquat de MAVc.

I. Article

Reduction of Tantalum artifacts with spectral CT scan for the analysis of brain AVM after embolization

R. Coudert, C. David, H. Gortais, H. Pasquier, G. Forestier, A. Mirat, C. Mounayer, A. Rouchaud

INTRODUCTION

Brain Arterio-Venous Malformations (bAVM) are cerebral vascular lesions consisting of a set of abnormal vessels that locally directly connect the arterial and venous sectors, thus shunting the capillary network (37). This results in increased velocities and circulatory pressures in the draining veins. bAVM are vascularized by one or several arteries and drained in one or several veins. The connection between arteries and veins is made through a usually dense vascular network called the nidus.

The main risks of bAVM is cerebral hemorrhage in case of bAVM rupture (15),(16). The aim of bAVM treatment is to prevent bleeding or rebleeding in case of previous rupture. bAVM cure consists of total occlusion of the bAVM including nidus, afferent arteries and draining veins. Three types of treatment are available for bAVM cure: surgery, endovascular treatment and stereotactic radiosurgery, which can be combined. (17)

For endovascular treatment, non-adhesive liquid embolic agents such as Onyx (Medtronic, Irvine, USA) and more recently Squid (Balt, Montmorency, France) are the gold-standard. Onyx and Squid consist of ethylene vinyl alcohol (EVOH) copolymer dissolved in Dimethylsulfoxide (DMSO) with suspended micronized tantalum powder for fluoroscopic control during injection. Tantalum, Ta, is the chemical element with atomic number 73. It is a heavy metal and is therefore responsible for significant beam hardening artifacts on CT that can make CT interpretation difficult(24)(36)

After bAVM embolization, patients may require CT-scan exploration either in the acute setting following embolization, or as part of a long-term follow-up, or for intercurrent pathology or head trauma for example.

In the acute context after embolization, CT might be indicated in case of delayed wake-up after embolization or post-procedural complication such as focal neurological deficit. The most feared complication being bAVM rupture favored by venous hyperpressure and responsible for bleeding immediately or shortly after embolization(38). This investigation is essentially performed on intubated and ventilated patients, for whom emergency imaging is limited to CT most of time. Indeed, MRI is with limited access for intubated patients(26). Currently, conventional CT does not offer satisfactory diagnostic performance because of the artifact caused by tantalum, especially when looking for peri-nidal hemorrhage in contact with the EVOH cast.

In addition, the hardening artifact can also affect the planning of possible radiotherapy(18),(28), which can be used in addition to embolization, and thus increases the radiation doses.

Other authors have already studied the reduction of tantalum-related artifacts, such as Rieder et al(29) using Spectral Photon Counting Computed Tomography (SPCCT), Pop et al (27) comparing the artifacts generated by tantalum contained in the Onyx vs. Squid and Todd C. Soesbe et al (30) showing that a distinction could be made between tantalum and iodine via iodine mapping (on a Philips scanner).

Several artifact reduction techniques already exist, such as Metallic Artifact Reduction (MAR), which significantly, but not totally, reduces beam hardening artifacts.(39)

More recently, spectral CT has emerged as a new technology offering superior material differentiation, which is achieved using the energy dependence of X-ray attenuation in any material(40). Spectral scanner has shown its effectiveness in reducing metal artifacts by increasing the energy of the X-ray beam, without increasing the delivered dose (35),(31),(32),(41),(42).

This work is therefore an experimental study which main objective is to objectively reduce the artefact surrounding EVOH cast after embolization using spectral CT technology. Secondary objectives were to assess improvement of the image quality and of the global diagnostic performance in order to be able to delimit an area to be irradiated, to diagnose early complication such as a bleeding, to detect or even to evaluate a bAVM remnant.

MATERIELS AND METHODS

a. Experimentation

i. In vitro experiments

We designed different phantoms to insert one or several 3 mL syringes of Onyx and Squid for scanning. Syringes were filled with Squid or Onyx similarly to clinical practice.

Several series of scans were performed as follows: 1 syringe with Squid 18, 1 syringe with Squid 12, 1 syringe with Onyx 18, 1 syringe with Squid 12 LD (Low Density). Also, we performed an acquisition with three syringes side by side: Squid 18, Squid 12, Onyx 18 with DMSO. Finally we performed an acquisition of a 3 mL syringe filled with Squid 12 and plugged in a 20 mL syringe of iodine.

Images of each syringe were acquired on a 256-slice Revolution CT scanner (GE Healthcare, Waukesha, WI) in Gemstone Spectral Imaging. The acquisition parameters were as follows: 0.6 s rotation time; 0.992 helical pitch; 80 mm total collimation; Large Body Scan Field Of View. The tube current was set to 335 mA resulting in an acquisition of CTDIvol of 10 mGy. Raw data were reconstructed in virtual monochromatic images of energy ranging from 70 to 140 keV in steps of 10 keV, a 1.25 mm slice thickness with a 1.25 mm increment, a 28.5 cm Display Field Of View, a standard kernel and using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction V 60 %. Each energy level was reconstructed with and without applying MAR algorithm. A total of 64 (4 syringes X 8 energy levels with and without MAR) datasets were reconstructed.

ii. In vivo experiments

To mimic human conditions, we performed *in vivo* experiments in animals, in order to analyze artifact reduction in living tissue with an inhomogeneous tantalum distribution and varying adjacent densities.

Experiments were performed in New-Zealand rabbits under general anesthesia. After shaving and disinfection of the rabbit's groin, right femoral artery was surgically exposed and a 5 French was inserted. Catheterization of the renal arteries was performed with a 5F vertebral catheter and then distal microcatheterization was performed using an Apollo microcatheter (Medtronic, Irvine, USA) under fluoroscopic guidance (Icono, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany). Figure 8

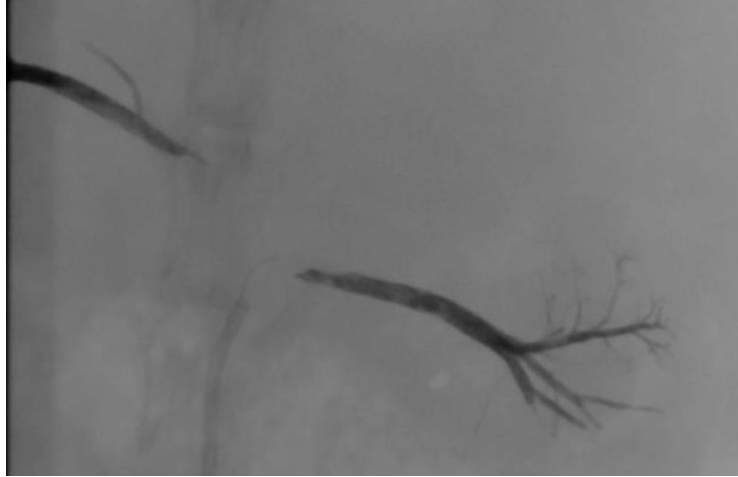


Figure 8 : Left renal artery embolized by onyx

A total of 10 kidneys were embolized with Onyx 18. We chose Onyx 18 because it is the most routinely used in interventional neuroradiology departments, and the most artifact-producing. Immediately after embolization, rabbits were euthanatized. Six kidneys have been explanted and placed in formalin. The two other rabbits were kept whole with kidneys in anatomic place.

Formalin fixed kidneys or whole rabbits were CT-scanned with Revolution CT scanner (GE Healthcare, Waukesha, WI). Images were acquired with 256-slice in Gemstone Spectral Imaging with the same parameters than the *in vitro* experiments. Raw data were reconstructed in virtual monochromatic images of energy ranging from 40 to 140 keV in steps of 10 keV. Each energy level was reconstructed with and without applying MAR algorithm.

b. Image quality assessment

i. In vitro

Image quality was assessed using MATLAB R2019a scripts. Two Regions Of Interest (ROI) were defined: a first one ($15 \times 15 \text{mm}^2$) surrounding the syringe ($\text{ROI}_{\text{syringe}}$) and a second one ($60 \times 40 \text{mm}^2$) encompassing the syringe and surrounding water ($\text{ROI}_{\text{total}}$). Mean, Standard Deviation, Min and Max values were measured within a third ROI ($\text{ROI}_{\text{measure}}$), containing only surrounding water, defined as $\text{ROI}_{\text{total}}$ without the pixels contained within $\text{ROI}_{\text{syringe}}$. Measures were repeated on 10 consecutive slides for each dataset.

ii. In vivo

We manually made circular ROIs in the periphery of the EVOH cast, equally distributed in the renal cortex, adjacent fat, medulla, on several successive slices in a single series. These ROIs measured between 11 and 13 mm^2 area, and we duplicated them in all the series of the examination and also in all the acquired energies (with and without MAR) so that they are fully superimposable. Each ROI was chosen by the radiologist to be in a visually homogeneous area of the image where artifact was the only source of data scatter.

We then extracted these data and aggregated them for statistical analysis.

In a second step we extracted monoenergetic images with MAR at 70, 110 and 140 Kev to be randomly rated by three radiologists blinded for the acquisition protocol. Blinded evaluation was performed according to two criteria, the first one was the evaluation of the artifact due to tantalum, and the second one was the evaluation of the contrast resolution of

the image (differentiation between fat and renal cortex / cortex and medulla), then a global score reflecting the global quality of images was given. These three scores were given on a qualitative ordinal scale ranging from 0 (uninterpretable) to 5 (perfect), for a total of 6 ranks. 35 images per energy were randomly distributed in a ppt for analysis by the 3 radiologists who reported the scores in an excel file containing only the image number with the three criteria evaluated. The analysis was then done by adding the number of points. Each energy could thus obtain a score between 0 and 175 points, per examiner, that is 525 in addition.

C. Statistical analysis

i. In vitro

The normality of data was tested using Shapiro-Wilk Method. Depending on the results of the Shapiro-Wilk test, repeated measures with ANOVA or an equivalent nonparametric test was used to compare results; p value $<.05$ were considered as statistically significant. Firstly, results were compared between all embolic agents to assess their impact on the image. Secondly, comparisons were made at all energy levels between images reconstructed with MAR and without MAR to quantify the performance of the algorithm in reducing the artifact. Finally, results were compared between energy levels to evaluate the impact of the energy on the artifact reduction. All statistical comparisons were conducted using Xrealstats Add-in in Microsoft Excel.

ii. In vivo

We compared ROI data from three series: 70 KeV MAR versus 110 KeV MAR and 140 KeV MAR, separating the series acquired on explanted kidneys from the series acquired on whole rabbit as well as on all data (total group). We compared explanted kidneys and whole rabbits separately using the XLStat software.

The comparison of MAR vs without MAR is not interesting since the effectiveness of the MAR is proven and used routinely (39)(36). Moreover, MAR correction can be added independently on any series during post processing (if raw data are available).

The main criterion of this experimental study was the comparison between the means and standard deviations of the ROIs obtained at 70KeV versus 140 KeV.

If this method is effective we should have significantly lower means, max values and standard deviations in the 140 KeV populations. Indeed, the hardening artifact is responsible for a dispersion of the values with an increase of the average Hounsfield Unit in the ROIs. Therefore, we chose to perform a univariate test.

We first tested the normality of the measurements with the Shapiro-Wilk test which shows that none of the data sets follow a normal distribution. We therefore chose to use a non-parametric univariate test with paired samples: serial Wilcoxon test and sign test, because the measurements are performed twice on the same "subject" which is here the position of the ROI. Tiebreaker treatment: Hollander & Wolfe.

For the subjective analysis we first tested the normality of residuals. Then we used a non-parametric univariate test for paired samples: serial Wilcoxon test and sign test, to know if energies tested were significantly different from the point of view of three radiologists according to the criteria evaluated: contrast, artifact and global performance.

A correlation coefficient was also calculated to assess inter-observer agreement using Kendall's test, which measures the association between variables measured in an ordinal scale.

RESULTS

a. Quantitative analysis:

iii. In vitro

Standard, Min and Max values measures on images from Squid 12, Squid 12 LD, Squid 18 and Onyx 18 are presented in Figure 2. Shapiro-Wilk test indicated that Avg, Std, Min and Max values were normally distributed for each embolic agent at all energy levels.

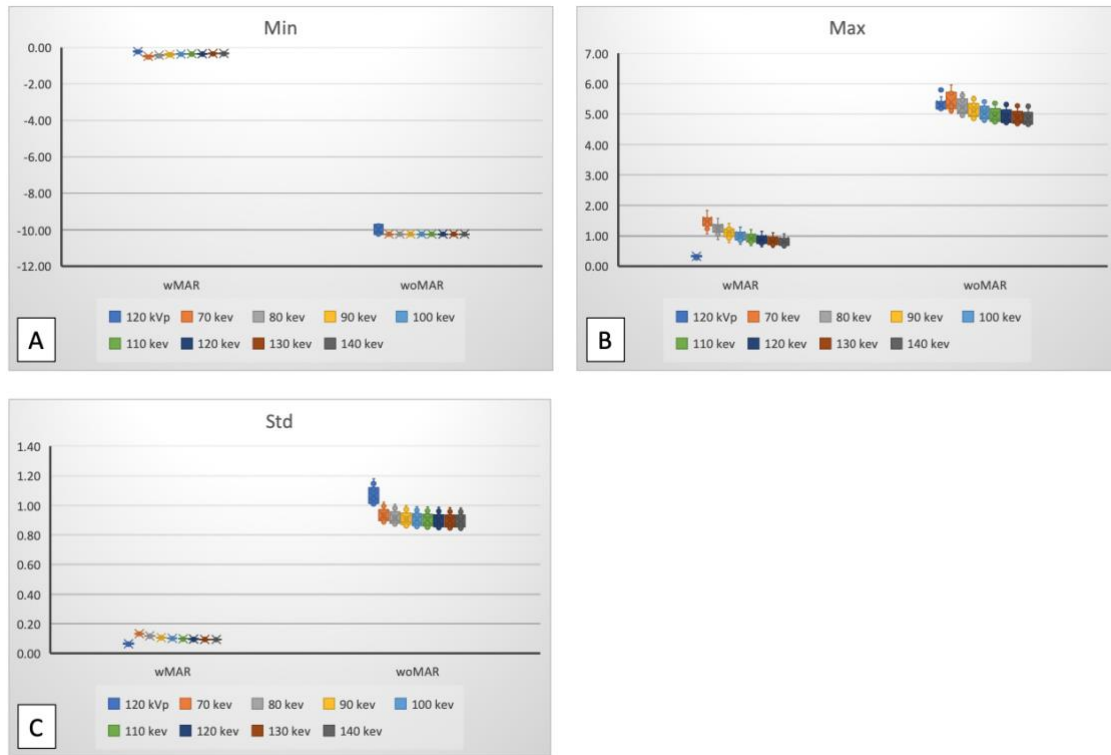


Figure 9 : ROI's from water surrounding Onyx 18 syringe in phantoms

- A- Minimum value from ROI's data
- B- Maximum value from ROI's data
- C- Standard deviation value from ROI's data

On 70 keV images (the energy level defined as equivalent to the one of 120 kVp polychromatic images by the CT constructor) without MAR, all embolic agents generated artifacts in the images. Squid 12LD induced significantly less artifact ($p < .00001$) while Onyx 18 generated significantly more artifact ($p < .00001$) than other embolic agents. For Squid 12, Squid 12LD, Squid 18 and Onyx 18 Std was 11.8 ± 0.2 HU, 48.5 ± 0.5 HU, 41.3 ± 0.6 HU and 93.2 ± 4.7 HU; Min was -47.3 ± 4.7 HU, -537.8 ± 27.0 HU, -431 ± 14.6 HU and -1023.1 ± 0 HU; Max was 59.2 ± 7.3 HU, 247.1 ± 15.2 HU, 277.1 ± 15.3 HU and 539.9 ± 31.1 HU respectively. Compared to Squid 18, Std and Min were significantly higher for Squid 12 ($p < .00001$ for both) while Max was significantly lower ($p = 0.01356$).

Results were similar at higher energy levels (from 80 to 140 keV), Squid 12LD generated significantly less artifact while Onyx 18 caused significantly more artifact ($p < .00001$ for both). For Squid 12, Squid 12LD, Squid 18 and Onyx 18, Std 8.7 ± 0.7 HU, 45.2 ± 1.0 HU, 37.5 ± 1.1 HU and 90.1 ± 4.7 HU; Min was -39.2 ± 5.1 HU, -577.9 ± 26.8 HU, -410.8 ± 14.8 HU and -1023.9 ± 0.5 HU; Max was 38.9 ± 4.8 HU, 200.7 ± 21.2 HU, 238.1 ± 31.5 and 499.3 ± 27.4 HU respectively.

Increasing the X-ray spectrum energy reduced artifacts for all embolic agents. For Squid 12 LD, compared to images reconstructed at 70 keV, Std significantly reduced by 14 to 32% on images from 80 to 140 keV ($p < .00001$ for all comparisons). There was no statistical difference between images reconstructed at 130 and 140 keV ($p = .17495$). Min was significantly increased by 11 to 20% ($p = .00688$ or less) and Max was significantly reduced by 21 to 41% ($p < .00001$ for all comparisons) on images from 80 to 140 keV. Increasing the energy level of the reconstructed images did not significantly impact Min and Max above 80 and 90 keV respectively ($p = .54731$ or more).

For Squid 12, compared to images reconstructed at 70 keV, Std significantly reduced by 3 to 9% on images from 80 to 140 keV ($p < .00001$ for all comparisons). Min was significantly increased by 3 to 10% and Max was significantly reduced by 9 to 24% on images from 80 to 140 keV ($p < .00001$ for Min and Max at all energy levels). Above 100 keV, increasing the energy level of the reconstructed images did not significantly impact Min and Max ($p = .10286$ or more).

For Squid 18, compared to images reconstructed at 70 keV, Std significantly reduced by 4 to 12% on images from 80 to 140 keV ($p < .00001$ for all comparisons). Min was significantly increased by 3 to 6% and Max was significantly reduced by 7 to 18% on images from 80 to 140 keV ($p = .00714$ or less and $p = .00208$ or less for Min and Max respectively). Increasing the energy level of the reconstructed images did not significantly impact Min and Max above 80 and 90 keV respectively ($p = .16102$ or more).

For Onyx 18, compared to images reconstructed at 70 keV, Std significantly reduced by 2 to 4% on images from 80 to 140 keV ($p < .00001$ for all comparisons). Min reached the minimum theoretical HU value of -1024 at all energy levels. Max was significantly reduced by 3 to 10% on images from 80 to 140 keV ($p < .00001$ for all comparisons). There was no statistical difference in Max between 110 and 120 keV, 120 and 130 keV and between 130 and 140 keV ($p = .21742, 0.38141$ and 0.78604 respectively).

For all embolic agent, the application of MAR algorithm reduced the artifacts. For Squid 12, Squid 12 LD, Squid 18 and Onyx 18, Std was significantly reduced by 16%, 82%, 78% and 88% respectively; Min was significantly increased by 34%, 95%, 93% and 96% respectively; Max was significantly reduced by 11%, 80%, 80% and 80% respectively ($p < .00001$ for all comparisons).

After artifact reduction, Onyx 18 images remained the more impacted by artifacts.

After applying MAR to Squid12 LD images, increasing the energy level from 80 to 140 further reduced Std by 14 to 40%, increased Min by 20 to 49% and reduced Max by 17% to 41% compared to images reconstructed at 70 keV ($p < .00001$ for all comparisons). Above 100 keV, increasing the energy level of the reconstructed images did not significantly impact Min and Max ($p = .81892$ or more).

On Squid12 images reconstructed with MAR, increasing the energy level from 80 to 140 further reduced by Std by 15 to 39%, increased Min by 17 to 40% and reduced Max by 20% to 47% compared to images reconstructed at 70 keV ($p = .00062$ or less). Increasing the energy level of the reconstructed images did not significantly impact Min and Max above 90 keV and 80 keV, respectively ($p = .05358$ or more).

On Squid18 images reconstructed with MAR, increasing the energy level from 80 to 140 further reduced Std by 14 to 40%, increased Min by 17 to 45% and reduced Max by 18% to 47% compared to images reconstructed at 70 keV ($p < .00001$ for all comparisons). Increasing the energy level of the reconstructed images did not significantly impact Min and Max above 100 keV and 110 keV, respectively ($p = .13513$ or more).

On Onyx18 images reconstructed with MAR, increasing the energy level from 80 to 140 further reduced Std by 12 to 30%, increased Min by 13 to 32% and reduced Max by 15% to 45% compared to images reconstructed at 70 keV ($p=0.03942$ or less). Increasing the energy level of the reconstructed images did not significantly impact Min and Max above 110 keV and 120 keV, respectively ($p=0.19264$ or more).

iv. In vivo

A total of 584 ROIs were manually affixed near tantalum on the 10 embolized kidneys, 194 on whole rabbits (4 kidneys), and 390 distributed over the 6 explanted kidneys. (Table 2)
The areas of the ROIs measured between 11 and 13 mm².

Tableau 2 : mean, standard deviation and max values in UH on each energy level extract from ROIs on total group

Values	Variable	Observations	Obs. without missing data	Minimum	Maximum	Mean	Standard deviation
Mean	70 KeV	584	584	-142.600	847.600	168.008	160.056
	110 KeV	584	584	-100.700	316.200	76.714	65.638
	140 KeV	584	584	-103.200	199.100	50.968	47.731
Standard deviation	70 KeV	584	584	2.500	189.700	30.048	25.675
	110 KeV	584	584	3.300	11.200	16.918	11.610
	140 KeV	584	584	2.800	108.200	13.506	9.820
Max	70 KeV	584	584	-85.000	1113.00	266.435	188.029
	110 KeV	584	584	-71.000	592.000	122.724	94.666
	140 KeV	584	584	-71.000	560.000	92.243	78.281

From explanted kidneys, means of ROIs are 125.8 ± 127.0 HU at 70 KeV, 66.0 ± 52.3 HU at 110 KeV and 44.5 ± 37.5 HU at 140 KeV. Standard deviations are respectively, 23.3 ± 19.6 HU, 15.6 ± 11.3 HU and 12.8 ± 10.4 HU. Max value: 223.0 ± 148.6 UH, 108.8 ± 87.3 UH and 84.5 ± 76.9 UH respectively with 70 KeV, 110 KeV and 140 KeV.

From whole rabbits, means of ROIs are 252.6 ± 184.5 HU at 70 KeV, 98.1 ± 82.4 HU at 110 KeV and 63.9 ± 61.5 HU at 140KeV, and standard deviations are 43.5 ± 30.6 HU, 19.4 ± 11.6 HU and 14.8 ± 8.3 HU respectively. Max value are 353.6 ± 225.4 UH, 150.6 ± 102.4 UH and 107.7 ± 78.8 UH respectively with 70 KeV, 110 KeV and 140 KeV.

In total group, means of ROIs are 168.0 ± 160.0 HU at 70 KeV, 77.6 ± 65.6 HU at 110 KeV and 50.9 ± 47.7 HU at 140 KeV, and standard deviations are respectively 30.0 ± 25.6 HU, 16.9 ± 11.6 HU and 13.5 ± 9.8 HU. Max value are respectively with 70 KeV, 110 KeV and 140 KeV: 266.4 ± 188.0 UH, 122.7 ± 94.6 UH and 92.2 ± 78.2 UH.

Illustration by whisker boxes of all the results is provided in figure 10.

The results of the univariate non-parametric tests for paired samples show a significant difference with proven inferiority of the means, max values and standard deviations at 140 KeV MAR versus 110 KeV MAR and 70 KeV, this difference is significant on all series (kidneys, whole rabbits, total). On all test (Wilcoxon and Sign test) p-values were all < 0.05 (<0.0001) figure 11

Increasing X-ray beam energy therefore significantly reduces the impact of tantalum on adjacent regions of interest by reducing the mean, maximum values and scatter of the measured values.

Std significantly reduced by 15 and 45% on explanted kidneys, 55 and 65% on whole rabbit, 43 and 55% on total group from 70 KeV to respectively 110 and 140 KeV level.

Means significantly reduced by 47 and 64% on explanted kidneys, 61 and 74% on whole rabbit, 53 and 69% on total group from 70 KeV to respectively 110 and 140 KeV level.

Max values either significantly reduced by increasing energy level by > 50% in each group from 70 KeV to 110 KeV and > 60% from 70 to 140 keV (p-value < .0001 for all comparisons).

Reconstruction at 140 KeV also significantly reduces the artifact compared to 110 KeV (p-value < .001 for all) but with a smaller difference: between 22 and 28% for max values, 32-34% for means and 20-23 % for standard deviations.

This allows for a better delineation of the tantalum and therefore the embolized area within the image.

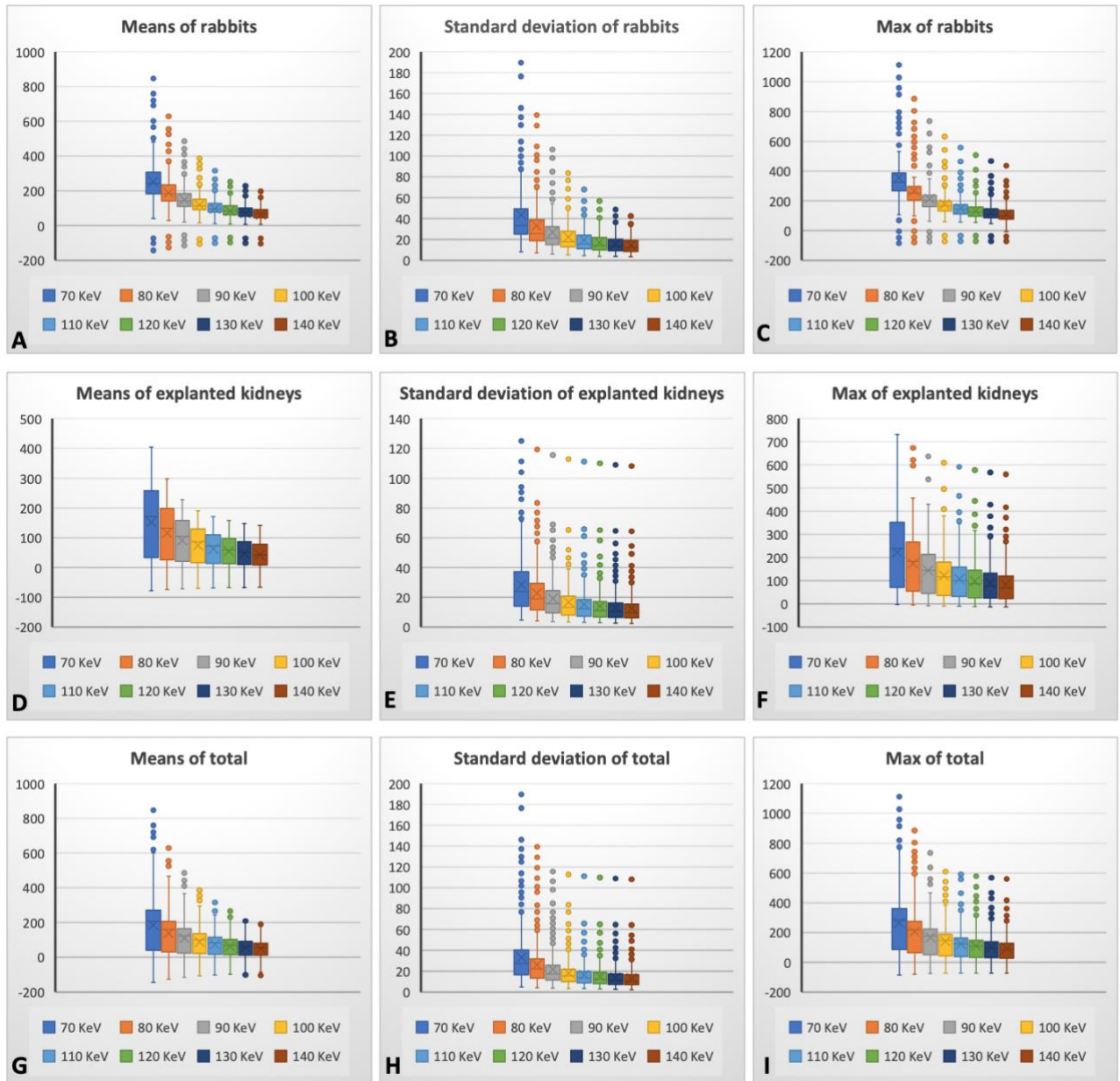


Figure 10 : ROI's means, standard deviations and max value from whole rabbits, explanted kidneys, total group.

- A- Means of ROI from whole rabbits*
- B- Standard deviation of ROI from whole rabbits*
- C- Max value of ROI from whole rabbits*
- D- Means of ROI from explanted kidneys*
- E- Standard deviation of ROI from explanted kidneys*
- F- Max value of ROI from explanted kidneys*
- G- Means of ROI from whole rabbits and explanted kidneys*
- H- Standard deviation of ROI whole rabbits and explanted kidneys*
- I- Max value of ROI from whole rabbits and explanted kidneys*

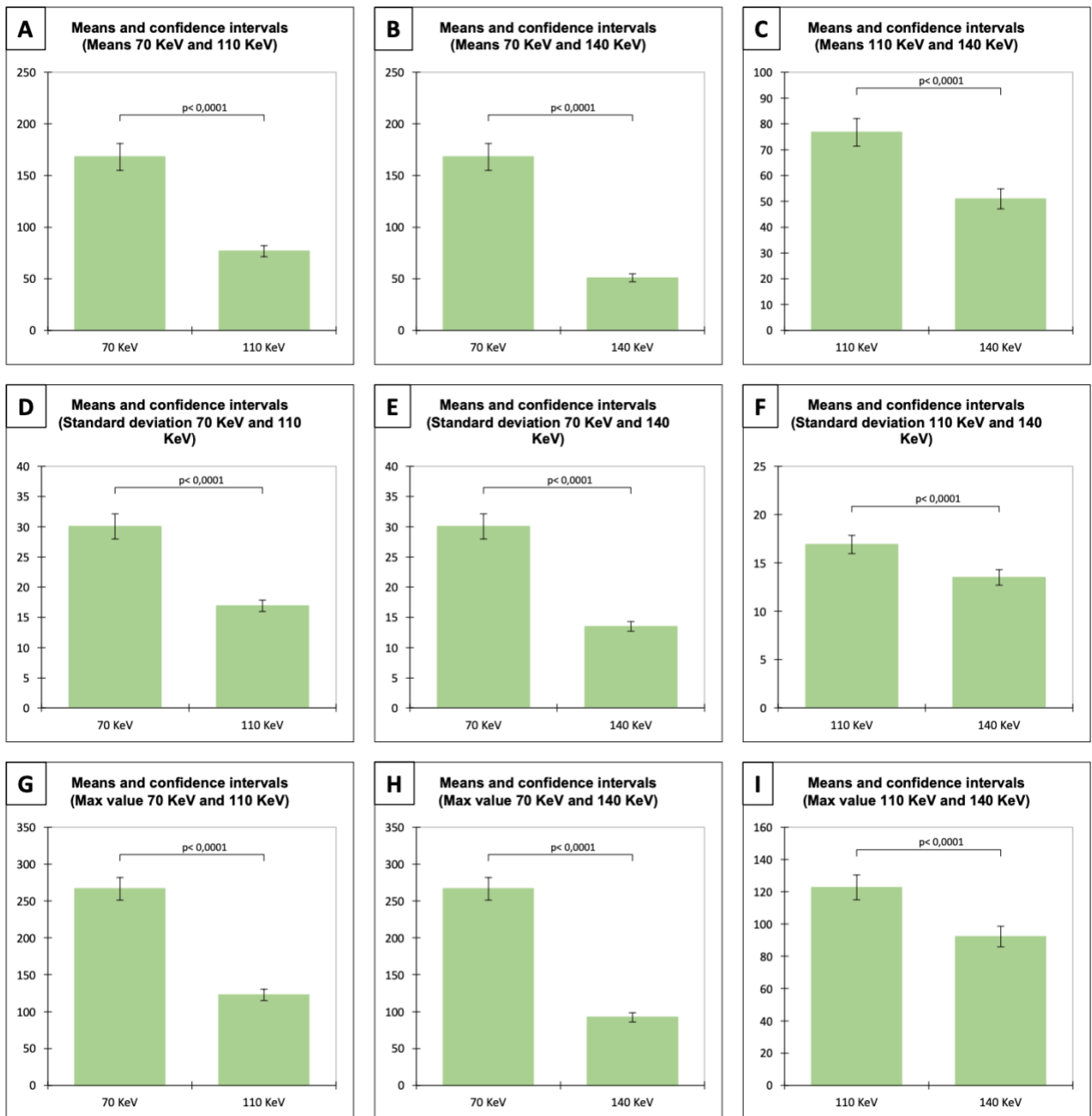


Figure 11 : Results of univariate serial test, of ROI's data from 70 KeV, 110 KeV and 140 KeV images extract from total group (whole rabbits plus explanted kidneys).

- A- Difference between means in 70 KeV and 110 KeV
- B- Difference between means in 70 KeV and 140 KeV
- C- Difference between means in 110 KeV and 140 KeV
- D- Difference between standard deviations in 70 KeV and 110 KeV
- E- Difference between standard deviations in 70 KeV and 140 KeV
- F- Difference between standard deviations in 110 KeV and 140 KeV
- G- Difference between max value in 70 KeV and 110 KeV
- H- Difference between max value in 70 KeV and 140 KeV
- I- Difference between max value in 110 KeV and 140 KeV

b. Subjective

Results of subjective tests according to the energy level or evaluation criteria are shown in figure 12

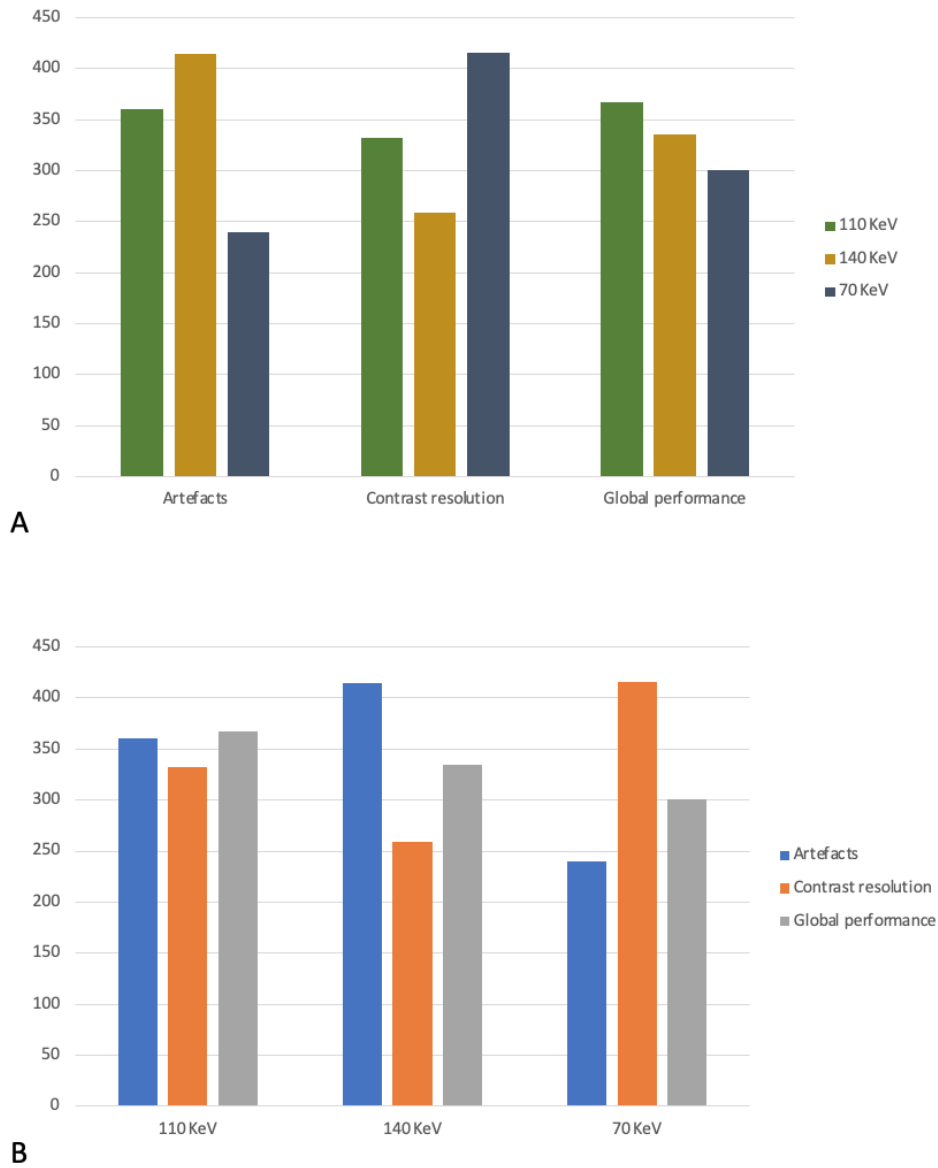


Figure 12 : Results of subjective analyze with total points obtained on the y-axis, depending of energy level or criteria of judgement

- A-** Results of subjective analyze according to criteria of judgement
- B-** Results of subjective analyze according to the energy level

Regarding the evaluation of artifacts, the results at 70 KeV, 110 KeV, 140 KeV were respectively 2.28 +/- 0.78, 3.42 +/- 0.77 and 3.94 +/- 0.70, an increase of 50% from 70 to 110 KeV and 15% from 110 to 140 KeV of performance. (All p are statistically significant < 0.0001)

With the contrast criterion, the results for 70 KeV, 110 KeV, 140 KeV are 3.96 +/- 0.30, 3.16 +/- 0.55 and 2.47 +/- 0.87, i.e. a loss between 70 KeV and 110 KeV of 20% of

performance, between 110 KeV and 140 KeV a loss of 20% more (All p are significant < 0.0001)

The analysis of the overall performance shows higher results at 110 KeV with an average of 3.49 +/- 0.74, than at 140 KeV with 3.19 +/- 0.83 and 70 KeV with 2.86 +/- 0.72. Going from 70 KeV to 110 KeV improves the overall image performance by 22%, from 70 KeV to 140 KeV by 11%. Finally, going from 140 KeV to 110 KeV improves the image by 9%. (All p are significant, < 0.0001 for all except for 110 KeV - 140 KeV comparison (p = 0.002) and for 70 KeV - 140 KeV comparison (p = 0.15)) figure 6

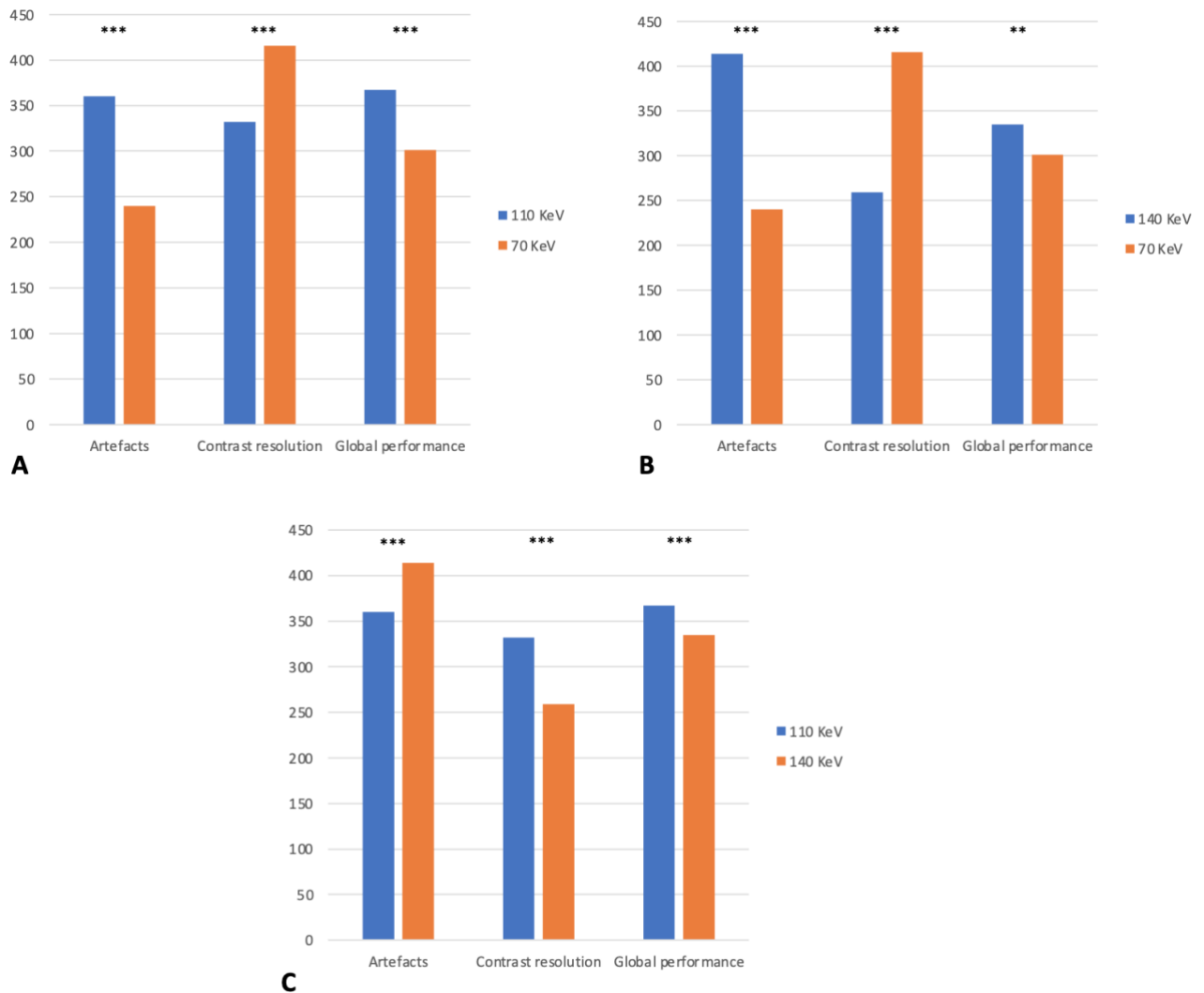


Figure 13 : Results of subjective analyze with p-value between 70 KeV, 110 KeV and 140 KeV, according to criteria judgement

- A- 70 KeV versus 110 KeV
- B- 70 KeV versus 140 KeV
- C- 110 KeV versus 140 KeV
- ** : p-value < 0.05
- ***: p-value < 0.01

Kendall's correlation test showed a positive correlation between the three observers (coefficient 0.34-0.69) and best correlation seen is about contrast resolution, worst correlation is with global performance (0.34-0.46) table 2

All three reviewers considered that higher energies reduce hardening artifact and improved image's quality compared to 70 KeV which is the equivalent of a polychromatic 120 Kvp scanner. Moving from 110 to 140 KeV further reduced hardening artifact but decreased contrast resolution, all 3 examiners considered the 110 KeV image to have the highest overall diagnostic performance. (figure 5)

Tableau 3 : Results from Kendall's correlation test between each observer

All data	Obs 1	Obs 2	Obs 3
Obs 1	1	0.556	0.519
Obs 2	0.556	1	0.589
Obs 3	0.519	0.589	1

A

Global performance	Obs 1	Obs 2	Obs 3
Obs 1	1	0.386	0.347
Obs 2	0.386	1	0.462
Obs 3	0.347	0.462	1

B

Contrast	Obs 1	Obs 2	Obs 3
Obs 1	1	0.697	0.663
Obs 2	0.697	1	0.671
Obs 3	0.663	0.671	1

C

Artefacts	Obs 1	Obs 2	Obs 3
Obs 1	1	0.574	0.541
Obs 2	0.574	1	0.596
Obs 3	0.541	0.596	1

D

- A- Kendall's correlation results according to all data
- B- Kendall's correlation results according to global performance criteria
- C- Kendall's correlation results according to contrast criteria
- D- Kendall's correlation results according to artefact criteria

DISCUSSION

In vitro results show that increasing the energy reduces artifacts surrounding the EVOH cast. Significant differences were observed between the different embolic agents, with Onyx 18 being the biggest source of artifact, followed by Squid 18 and then Squid 12 and 12 LD (43).

The addition of MAR allows in all cases a reduction of the artifact.

Results of in vivo experimental study confirmed that increasing energy level reduces the hardening artifact, which is consistent with the literature (31). However, the higher the energy level, the more the contrast resolution of the surrounding tissues is altered as previously reported by *Weng et al., 2016* and *Mocanu et al., 2018* respectively with intracranial stents and neurosurgery clips for aneurysms (41)(42). Results also found by Zhang et al, 2022 who studied the reduction of peri-prosthetic artifacts after knee arthroplasty, with combination of MAR and mono-energetic reconstruction at 120 KeV significantly reducing hardening artifacts with a good surrounding tissue contrast, while mono-energetic reconstruction at 140 KeV is the most effective regarding reduction of hardening artifacts.(36)

In this study performed on a 256-slice Revolution CT scanner (GE Healthcare, Waukesha, WI) in Gemstone Spectral Imaging, the energy level which allowed the best overall image quality according to the subjective analysis conducted by three radiologists, was 110KeV.

However, reconstructions at 140 KeV allowed a better delineation of the embolization cast. Therefore, a fusion can be created with a Tantalum mask precisely delineated before injection, and a second acquisition after injection of contrast medium allowing to easily depict a bAVM remnant for example or best delineation for radiotherapy (figure 7).

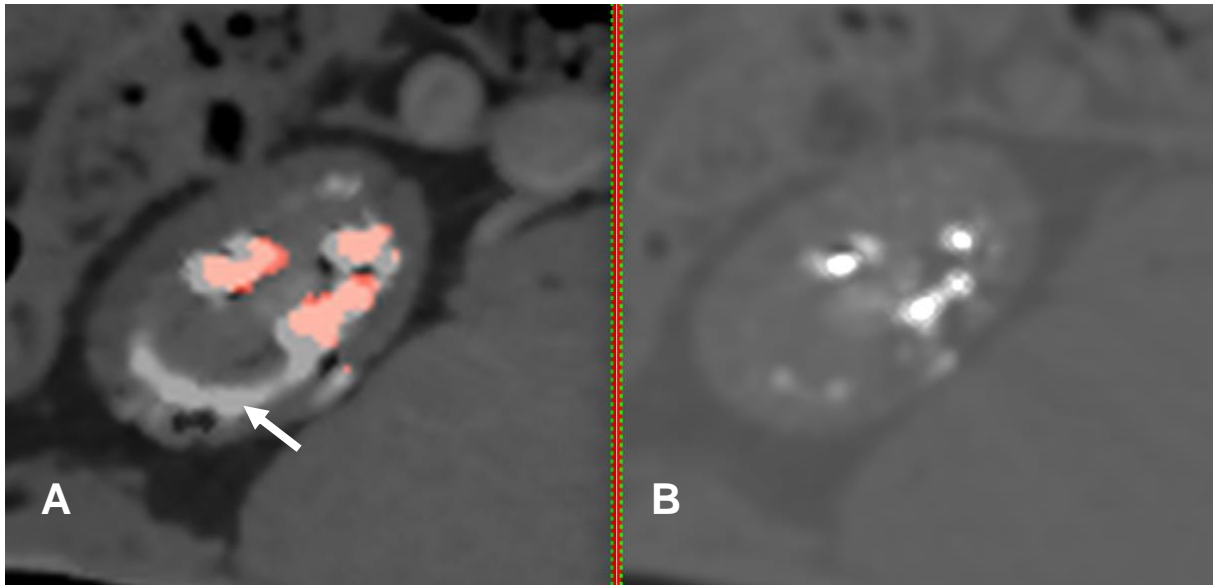


Figure 14 : Fusion with tantalum mask on kidney embolized by Onyx.

A - Spectral acquisition after iodine injection in 140 KeV mono-energetic reconstruction and fusion with tantalum mask. That allowed to diagnose a remnant by identifying contrast not covered by tantalum mask (white arrow)

B- Spectral acquisition without injection in 140 KeV mono-energetic reconstruction

The main limitation of this preliminary study, comes from the manual drawing of the ROI adjacent to the tantalum in kidneys. Although they were positioned on a homogeneous region according to the radiologist, some ROIs may have straddled the kidney and adjacent fat, or renal cortex/medullary. This could bias the comparison of means and standard deviations at different energies. Indeed, the decrease in means and dispersion of values could be explained by the loss of soft tissue contrast and not only by the reduction of the artifact. However, the large number of ROI performed, of reduced dimensions, allows to mitigate this bias.

Moreover, data on phantoms performed by an algorithm on perfectly homogeneous regions shows the same results.

Concerning in vivo acquisitions, although performed without contrast injection, it is not excluded that the images could have been slightly distorted by the contrast used during the embolization procedure. Indeed, after embolization of the renal arteries, it is impossible for the contrast to be excreted.

But the series being matched, this distortion is found to be superposable between the different energy levels.

Tries to specifically recognize tantalum in the image using the biphasic acquisition by knowing his Kedge (67.4KeV) was a repeated failure because the Tantalum absorption curve is bi-phasic and the algorithm cannot differentiate it in a meaningful way. Similarly, the "iodine water" mapping does not remove tantalum from the image, unlike the results obtained by Soesbe et al who worked on a Phillips spectral scanner (30). A serious prospect for the reduction of tantalum-related artifacts is SPCCT, which is able, thanks to all photon's energy, to specifically recognize tantalum in the materiel, and could perform accurate mapping of the EVOH cast to completely remove artifact's source without altering contrast resolution of the surrounding tissues. This has so far only been shown on phantoms (29).

CONCLUSION

Results of this study showed the interest of spectral scanner in the analysis of images carried out after embolization of an AVMc with significant results on phantoms and then in vivo, on embolized rabbits' kidneys, explanted or not. Improvement in the treatment of artifact thanks to mono-energetics reconstructions at high KeV is unfortunately associated with a decrease in the global contrast resolution of the image. The best performance was at 110 KeV in this work. The ability to reconstruct at multiple energies may allow good delineation of the EVOH cast at high energies, possibly allowing construction of a tantalum map, and interpretation of the surrounding soft tissue at lower energies such as 110 KeV, or even 70 Kev if kept away from the source of artifacts.

Conclusion

Les résultats de cette étude ont montré l'intérêt du scanner spectral dans l'analyse des images réalisées après embolisation d'une MAVc avec des résultats significatifs sur des fantômes puis *in vivo*, sur des reins de lapins embolisés, explantés ou non. L'amélioration du traitement des artefacts grâce aux reconstructions mono-énergétiques à haut KeV est obtenue en contrepartie d'une diminution de la résolution en contraste de l'image. Dans ce travail, les meilleures performances d'après les tests subjectifs ont été obtenues à 110 KeV.

La possibilité de reconstruire à plusieurs énergies permet une bonne délimitation du cast EVOH/tantale à des énergies élevées, permettant ainsi la construction d'une cartographie du tantale, et l'interprétation des tissus mous environnants à des énergies plus faibles comme 110 KeV. L'élaboration d'un module de post-traitement pour les MAVc permettra après une acquisition spectrale d'afficher les reconstructions mono-énergétiques et permettre la réalisation semi-automatique d'un calque de tantale, utile pour mettre en évidence un reliquat malformatif (figure 14).

Le rationnel qu'offre cette étude expérimentale permet d'envisager un second travail exclusivement *in vivo*, chez l'Homme, pour confirmer l'apport du scanner spectral en situation réelle, dans le cadre d'une utilisation en routine clinique. Ici le scanner spectral a montré sa supériorité sur des images de reins embolisés, sans complication, versus scanner conventionnel. Mais en est-il de même concernant l'apport diagnostique concernant une complication post embolisation à savoir un hématome, ou même un œdème péri-nidal ?

Par ailleurs une perspective sérieuse pour la réduction des artefacts liés au tantale est le scanner à comptage photonique, qui est capable, grâce à l'énergie de chaque photon, de reconnaître spécifiquement le tantale dans la matière, et pourrait effectuer une cartographie précise du caste EVOH pour éliminer complètement la source de l'artefact sans altérer la résolution du contraste des tissus environnants. Jusqu'à présent, cela n'a été démontré que sur des fantômes.

Références bibliographiques

1. Ahlhelm F, Hagen T, Schulte-Altendorneburg G, Grunwald I, Reith W, Roth C. Kavernöse Malformationen. *Radiol.* oct 2007;47(10):863-7.
2. Gabrillargues J, Barral FG, Claise B, Manaira L, Chabert E. Imagerie des cavernomes du système nerveux central. *Neurochirurgie.* juin 2007;53(2-3):141-51.
3. Cortés Vela JJ, Concepción Aramendía L, Ballenilla Marco F, Gallego León JI, González-Spínola San Gil J. Malformaciones cavernosas intracraneales: espectro de manifestaciones neurorradiológicas. *Radiología.* sept 2012;54(5):401-9.
4. Gao X, Yue K, Sun J, Fang Z, Cao Y, Zhao B, et al. A systematic review and meta-analysis of surgeries performed for cerebral cavernous malformation-related epilepsy in pediatric patients. *Front Pediatr.* 6 sept 2022;10:892456.
5. Gross BA, Puri AS, Popp AJ, Du R. Cerebral capillary telangiectasias: a meta-analysis and review of the literature. *Neurosurg Rev.* avr 2013;36(2):187-94.
6. San Millán Ruíz D, Yilmaz H, Gailloud P. Cerebral developmental venous anomalies: Current concepts. *Ann Neurol.* sept 2009;66(3):271-83.
7. Lasjaunias P, Burrows P, Planet C. Developmental venous anomalies (DVA): The so-called venous angioma. *Neurosurg Rev.* sept 1986;9(3):233-42.
8. Osborn AG, Salzman KL, Jhaveri MD, Dietemann JL. *Neuro-imagerie.* Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2021.
9. Kiroglu Y, Oran I, Dalbasti T, Karabulut N, Calli C. Thrombosis of a Drainage Vein in Developmental Venous Anomaly (DVA) Leading Venous Infarction: A Case Report and Review of the Literature. *J Neuroimaging.* avr 2011;21(2):197-201.
10. Zyck S, De Jesus O, Gould GC. Dural Arteriovenous Fistula. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 [cité 18 sept 2022]. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532274/>
11. Cognard C, Gobin YP, Pierot L, Bailly AL, Houdart E, Casasco A, et al. Cerebral dural arteriovenous fistulas: clinical and angiographic correlation with a revised classification of venous drainage. *Radiology.* mars 1995;194(3):671-80.
12. Barreau X, Marnat G, Gariel F, Dousset V. Intracranial arteriovenous malformations. *Diagn Interv Imaging.* déc 2014;95(12):1175-86.
13. Geibprasert S, Pongpech S, Jiarakongmun P, Shroff MM, Armstrong DC, Krings T. Radiologic Assessment of Brain Arteriovenous Malformations: What Clinicians Need to Know. *RadioGraphics.* mars 2010;30(2):483-501.
14. Kakino S, Ogasawara K, Kubo Y, Ogawa A. Spontaneous pial single-channel arteriovenous fistulae with angiographically occult small feeding arteries: case report. *Surg Neurol.* févr 2008;69(2):187-90.
15. Karlsson B, Jokura H, Yang HC, Yamamoto M, Martinez R, Kawagishi J, et al. Clinical outcome following cerebral AVM hemorrhage. *Acta Neurochir (Wien).* juill 2020;162(7):1759-66.
16. Snyder MH, Chen CJ, Farzad F, Ironside N, Kellogg RT, Southerland AM, et al. Interventional outcomes for patients eligible for entry into the ARUBA clinical trial: a systematic review and meta-analysis. *J Neurosurg.* nov 2021;1-13.
17. van Beijnum J. Treatment of Brain Arteriovenous Malformations. :9.
18. Friedman WA, Bova FJ. Radiosurgery for arteriovenous malformations. *Neurol Res.* oct 2011;33(8):803-19.
19. Tonetti DA, Gross BA. Re-Evaluating Clinical Outcomes for AVM Stereotactic Radiosurgery. In: Niranjan A, Lunsford LD, Kano H, éditeurs. *Progress in Neurological Surgery* [Internet]. S. Karger

AG; 2019 [cité 14 juin 2022]. p. 267-72. Disponible sur:

<https://www.karger.com/Article/FullText/493073>

20. Renieri L, Limbucci N, Mangiafico S. Advances in Embolization of bAVMs. In: Tsukahara T, Pasqualin A, Esposito G, Regli L, Pinna G, éditeurs. *Trends in Cerebrovascular Surgery* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2016 [cité 29 sept 2022]. p. 159-66. (*Acta Neurochirurgica Supplement*; vol. 123). Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-29887-0_23
21. Cheumaga FAC, Ba MB, Sall CMF, Gaye PM. Malformation artérioveineuse occipitale: à propos d'un cas. *PAMJ Clin Med* [Internet]. 2020 [cité 27 sept 2022];4. Disponible sur: <https://www.clinical-medicine.panafrican-med-journal.com/content/article/4/5/full>
22. Imaging Unit, Faculty of Medicine, Universiti Teknologi MARA, Sungai Buloh Campus, Jalan Hospital, 47000 Sungai Buloh, Selangor, Malaysia, Hashim H, Muda AS, Department of Radiology, Universiti Kebangsaan Malaysia Medical Centre, Jalan Yaacob Latif, Bandar Tun Razak, 56000 Cheras, Wilayah Persekutuan Kuala Lumpur, Malaysia, Abdul Aziz A, Department of Radiology, Hospital Sungai Buloh, Jalan Hospital, 47000 Sungai Buloh, Selangor, Malaysia, et al. Onyx in Brain Arteriovenous Malformation Embolisation. *Malays J Med Sci*. 2016;23(4):59-64.
23. Mounayer C, Hammami N, Piotin M, Spelle L, Benndorf G, Kessler I, et al. Nidal embolization of brain arteriovenous malformations using Onyx in 94 patients. *AJNR Am J Neuroradiol*. mars 2007;28(3):518-23.
24. Schmitt N, Floca RO, Paech D, El Shafie RA, Neuberger U, Bendszus M, et al. Imaging Artifacts of Nonadhesive Liquid Embolic Agents in Conventional and Cone-beam CT in a Novel in Vitro AVM Model. *Clin Neuroradiol*. déc 2021;31(4):1141-8.
25. Haw CS, terBrugge K, Willinsky R, Tomlinson G. Complications of embolization of arteriovenous malformations of the brain. *J Neurosurg*. févr 2006;104(2):226-32.
26. Chikata Y, Okuda N, Izawa M, Onodera M, Nishimura M. Performance of Ventilators Compatible With Magnetic Resonance Imaging: A Bench Study. *Respir Care*. 1 mars 2015;60(3):341-6.
27. Pop R, Mertz L, Ilyes A, Mihoc D, Richter JS, Manisor M, et al. Beam hardening artifacts of liquid embolic agents: comparison between Squid and Onyx. *J NeuroInterventional Surg*. juill 2019;11(7):706-9.
28. Ding D, Starke RM, Sheehan JP. Radiosurgery for the management of cerebral arteriovenous malformations. In: *Handbook of Clinical Neurology* [Internet]. Elsevier; 2017 [cité 14 juin 2022]. p. 69-83. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780444636409000072>
29. Riederer I, Bar-Ness D, Kimm MA, Si-Mohamed S, Noël PB, Rummeny EJ, et al. Liquid Embolic Agents in Spectral X-Ray Photon-Counting Computed Tomography using Tantalum K-Edge Imaging. *Sci Rep*. déc 2019;9(1):5268.
30. Soesbe TC, Lewis MA, Nasr K, Ananthakrishnan L, Lenkinski RE. Separating High-Z Oral Contrast From Intravascular Iodine Contrast in an Animal Model Using Dual-Layer Spectral CT. *Acad Radiol*. sept 2019;26(9):1237-44.
31. Vellarackal AJ, Kaim AH. Metal artefact reduction of different alloys with dual energy computed tomography (DECT). *Sci Rep*. déc 2021;11(1):2211.
32. Wellenberg RHH, Boomsma MF, van Osch JAC, Vlassenbroek A, Milles J, Edens MA, et al. Quantifying metal artefact reduction using virtual monochromatic dual-layer detector spectral CT imaging in unilateral and bilateral total hip prostheses. *Eur J Radiol*. mars 2017;88:61-70.
33. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. sept 2015;276(3):637-53.
34. Willemink MJ, Persson M, Pourmorteza A, Pelc NJ, Fleischmann D. Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects. *Radiology*. nov 2018;289(2):293-312.
35. Schwartz FR, Taylor T, Gaca JG, Kiefer T, Harrison K, Hughes GC, et al. Impact of dual

- energy cardiac CT for metal artefact reduction post aortic valve replacement. *Eur J Radiol.* août 2020;129:109135.
36. Zhang J, Wang X, Zhao F, Zhang K, Li Y, Zhang Y, et al. Application of metal artifact reduction software in gemstone spectral computed tomography for patients after total knee arthroplasty. *Ann Transl Med.* août 2022;10(16):864-864.
 37. Steiger HJ. Recent progress understanding pathophysiology and genesis of brain AVM—a narrative review. *Neurosurg Rev.* déc 2021;44(6):3165-75.
 38. Subat YW, Dasenbrock HH, Gross BA, Patel NJ, Frerichs KU, Du R, et al. Periprocedural intracranial hemorrhage after embolization of cerebral arteriovenous malformations: a meta-analysis. *J Neurosurg.* nov 2020;133(5):1417-27.
 39. Dwyer A, Korlaet M, Callary SA, Robertson T, Smitham P, Solomon LB. Impact of computed tomography metal artifact reduction protocol on periprosthetic tissue characterization after total hip arthroplasty: A cadaveric study. *J Orthop Res.* 19 juin 2022;jor.25391.
 40. So A, Nicolaou S. Spectral Computed Tomography: Fundamental Principles and Recent Developments. *Korean J Radiol.* 2021;22(1):86.
 41. Weng CL, Tseng YC, Chen DYT, Chen CJ, Hsu HL. Spectral Imaging for Intracranial Stents and Stent Lumen. Morishita R, éditeur. *PLOS ONE.* 5 janv 2016;11(1):e0145999.
 42. Mocanu I, Van Wettere M, Absil J, Bruneau M, Lubicz B, Sadeghi N. Value of dual-energy CT angiography in patients with treated intracranial aneurysms. *Neuroradiology.* déc 2018;60(12):1287-95.
 43. Richter JS. COMPARAISON DES ARTEFACTS SCANNER SQUID VERSUS ONYX. :22.
 44. Friedlander RM. Arteriovenous Malformations of the Brain. *N Engl J Med.* 28 juin 2007;356(26):2704-12.

Serment d'Hippocrate

En présence des maîtres de cette école, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.

Je dispenserai mes soins sans distinction de race, de religion, d'idéologie ou de situation sociale.

Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser les crimes.

Je serai reconnaissant envers mes maîtres, et solidaire moralement de mes confrères. Conscient de mes responsabilités envers les patients, je continuerai à perfectionner mon savoir.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir de l'estime des hommes et de mes condisciples, si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.

Réduction des artefacts liés au tantale grâce au scanner spectral pour les patients embolisés d'une MAV cérébrale

Introduction : étude expérimentale pour la réduction objective de l'artéfact de durcissement lié au tantale après embolisation grâce à la technologie spectrale et évaluation de l'amélioration de la qualité de l'image et de la performance diagnostique globale.

Matériel et méthode : analyse de ROI adjacentes au caste d'EVOH in vitro sur des fantômes contenant des seringues remplies d'agent embolisant, puis in vivo sur des reins de lapins. Comparaison des valeurs en UH au sein des ROI en fonction des différentes reconstructions mono-énergétiques. Puis analyse subjective en aveugle par trois radiologues d'images extraites des lapins entiers selon trois énergies différents : 70KeV, 110 KeV et 140 KeV.

Résultats : Les résultats in vitro montrent que l'augmentation de l'énergie réduit graduellement les artefacts entourant le moulage EVOH. La valeur Moyenne au sein des ROI a diminué significativement de 61 et 74% sur lapins entiers, de 70 KeV à respectivement 110 et 140 KeV. Cependant, plus le niveau d'énergie est élevé, plus la résolution de contraste des tissus environnants est visuellement altérée. Dans cette étude réalisée sur un scanner spectral Revolution (GE Healthcare, Waukesha, WI) les reconstructions à 140 KeV ont permis une meilleure délimitation du caste d'embolisation mais le niveau d'énergie qui permettait la meilleure qualité d'image globale selon l'analyse subjective menée par trois radiologues, était de 110KeV.

Conclusion : les résultats de cette étude ont montré l'intérêt du scanner spectral dans l'analyse des images réalisées après embolisation d'une MAVc avec des résultats significatifs concernant l'analyse objective et subjective. La réduction des artefacts grâce aux reconstructions mono-énergétiques à haut KeV est malheureusement associée à une diminution de la résolution globale du contraste de l'image. Dans ce travail, les meilleures performances ont été obtenues à 110 KeV

Mots-clés : Tantale, Malformation artério-veineuse cérébrale, embolisation, spectral, scanner, artefact.

Reduction of Tantalum artifacts with spectral CT scan for the analysis of brain AVM after embolization

Introduction : Experimental study in order to objectively reduces the tantalum hardening artefact after embolization using spectral technology and to evaluate the improvement in image quality and overall diagnostic performance.

Materials and methods: Analysis of ROIs adjacent to the EVOH caste in vitro on phantoms containing syringes filled with embolizing agent, then in vivo on rabbit's kidneys. Comparison of HU values within ROIs according to different single-energy reconstructions. Subjective blind analysis by three radiologists of images extracted from whole rabbits at three different energies: 70 KeV, 110 KeV and 140 KeV

Results: in vitro results shows that increasing the energy gradually reduces the artefacts surrounding EVOH cast. Means significantly 61 and 74% on whole rabbit from 70 KeV to respectively 110 and 140 KeV level. However, the higher the energy level, the more the contrast resolution of the surrounding tissue is visually impaired In this study performed on a spectral Revolution CT scanner (GE Healthcare, Waukesha, WI), reconstructions at 140 KeV provided better delineation of the embolization caste, but the energy level that provided the best overall image quality according to subjective analysis by three radiologists was 110 KeV.

Conclusion: The results of this study showed the value of spectral scanning in the analysis of images taken after embolization of an bAVM with significant results regarding objective and subjective analysis. Reduction of artefact handling with high KeV single-energy reconstructions is unfortunately associated with a decrease in overall image contrast resolution. In this work, the best performance according to subjective test was obtained at 110 KeV

Keywords : Tantalum, brain arterio-venous malformation, embolization, spectral, dual-energy, CT, artefacts

