

Faculté de Médecine

Année 2023

Thèse N°

Thèse pour le diplôme d'État de docteur en Médecine

Présentée et soutenue publiquement

Le 14 septembre 2023

Par Clara Gilbert

Intérêt du scanner spectral dans le suivi des anévrismes

intracrâniens traités par WEB : exploration in vitro et in vivo

Thèse dirigée par Pr Aymeric Rouchaud et Dr Géraud Forestier

Examineurs :

M. le Pr Charbel Mounayer, CHU de Limoges

M. le Pr Aymeric Rouchaud, CHU de Limoges

M. le Dr Géraud Forestier, CHU de Limoges

M. le Pr Denis Herbreteau, CHU de Tours

M. le Dr Florian Sanglier, CHU de Limoges

Président

Directeur

Co-directeur

Juge

Juge





Faculté de Médecine

Année 2023

Thèse N°

Thèse pour le diplôme d'État de docteur en Médecine

Présentée et soutenue publiquement

Le 14 septembre 2023

Par Clara Gilbert

Intérêt du scanner spectral dans le suivi des anévrismes

intracrâniens traités par WEB : exploration in vitro et in vivo

Thèse dirigée par Pr Aymeric Rouchaud et Dr Géraud Forestier

Examineurs :

M. le Pr Charbel Mounayer, CHU de Limoges
M. le Pr Aymeric Rouchaud, CHU de Limoges
M. le Dr Géraud Forestier, CHU de Limoges
M. le Pr Denis Herbreteau, CHU de Tours
M. le Dr Florian Sanglier, CHU de Limoges

Président
Directeur
Co-directeur
Juge
Juge



Doyen de la Faculté

Monsieur le Professeur **Pierre-Yves ROBERT**

Assesseurs

Madame le Professeur **Marie-Cécile PLOY**

Monsieur le Professeur **Jacques MONTEIL**

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
BOURTHOUMIEU Sylvie	CYTOLOGIE ET HISTOLOGIE
CAIRE François	NEUROCHIRURGIE
CHRISTOU Niki	CHIRURGIE VISCERALE ET DIGESTIVE
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

DRUET-CABANAC Michel	MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL
DURAND Karine	BIOLOGIE CELLULAIRE
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
LOUSTAUD-RATTI Véronique	HEPATOLOGIE
LY Kim	MEDECINE INTERNE
MAGNE Julien	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
MAGY Laurent	NEUROLOGIE
MARCHIX Pierre-Sylvain	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
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
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

COMPAGNAT Maxence

MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION

COUVE-DEACON Elodie

BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE

DELUCHE Elise

CANCEROLOGIE

DUCHESNE Mathilde

ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES

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

PASCAL Virginie

IMMUNOLOGIE

RIZZO David

HEMATOLOGIE

SALLE Henri

NEUROCHIRURGIE

SALLE Laurence

ENDOCRINOLOGIE

TERRO Faraj

BIOLOGIE CELLULAIRE

WOILLARD Jean-Baptiste

PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE

YERA Hélène

PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE (mission
temporaire)

P.R.A.G.

GAUTIER Sylvie

ANGLAIS

Maitre de Conférences des Universités associé à mi-temps

BELONI Pascale

SCIENCES INFIRMIERES

Professeur des Universités de Médecine Générale

DUMOITIER Nathalie (Responsable du département de Médecine Générale)

Professeur associé des Universités à mi-temps de Médecine Générale

HOUDARD Gaëtan (du 01-09-2019 au 31-08-2025)

Maitres de Conférences associés à mi-temps de médecine générale

BUREAU-YNIELA Coralie (du 01-09-2022 au 31-08-2025)

LAUCHET Nadège (du 01-09-2020 au 31-08-2023)

SEVE Léa (du 01-09-2021 au 31-08-2024)

Professeurs Emérites

ADENIS Jean-Paul du 01-09-2017 au 31-08-2021

ALDIGIER Jean-Claude du 01-09-2018 au 31-08-2022

BESSEDE Jean-Pierre du 01-09-2018 au 31-08-2022

BUCHON Daniel du 01-09-2019 au 31-08-2022

DARDE Marie-Laure du 01-09-2021 au 31-08-2023

DESSPORT Jean-Claude du 01-09-2020 au 31-08-2022

MABIT Christian du 01-09-2022 au 31-08-2024

MERLE Louis du 01-09-2017 au 31-08-2022

MOREAU Jean-Jacques du 01-09-2019 au 31-08-2023

NATHAN-DENIZOT Nathalie du 01-09-2022 au 31-08-2024

TREVES Richard du 01-09-2021 au 31-08-2023

TUBIANA-MATHIEU Nicole du 01-09-2018 au 31-08-2021

VALLAT Jean-Michel du 01-09-2019 au 31-08-2023

VIROT Patrice du 01-09-2021 au 31-08-2023

Assistants Hospitaliers Universitaires

ABDALLAH Sahar	ANESTHESIE REANIMATION
APPOURCHAUX Evan	ANATOMIE CHIRURGIE DIGESTIVE
BUSQUET Clémence	HEMATOLOGIE
CHAZELAS Pauline	BIOCHIMIE
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
PLATEKER Olivier	ANESTHESIE REANIMATION
ROUX-DAVID Alexia	ANATOMIE CHIRURGIE DIGESTIVE
SERVASIER Lisa	CHIRURGIE OPTHOPEDIQUE

Chefs de Clinique – Assistants des Hôpitaux

ABDELKAFI Ezedin	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE
AGUADO Benoît	PNEUMOLOGIE
ALBOUYS Jérémie	HEPATO GASTRO ENTEROLOGIE
ASLANBEKOVA Natella	MEDECINE INTERNE
BAUDOUIN Maxime	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
BEAUJOUAN Florent	CHIRURGIE UROLOGIQUE
BLANCHET Aloïse	MEDECINE D'URGENCE
BLANQUART Anne-Laure	PEDIATRIE (REA)
BONEY Clément	RADIOLOGIE

BONILLA Anthony	PSYCHIATRIE
BOSCHER Julien	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
BURGUIERE Loïc	SOINS PALLIATIFS
CHASTAINGT Lucie	MEDECINE VASCULAIRE
CHAUBARD Sammara	HEMATOLOGIE
CHROSCIANY Sacha	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
COLLIN Rémi	HEPATO GASTRO ENTEROLOGIE
COUMES-SALOMON Camille	PNEUMOLOGIE ALLERGOLOGIE
CURUMTHAULEE Faiz	OPHTALMOLOGIE
DARBAS Tiffany	ONCOLOGIE MEDICALE
DU FAYET DE LA TOUR Anaïs	MEDECINE LEGALE
DUPIRE Nicolas	CARDIOLOGIE
FESTOU Benjamin	MALADIES INFECTIEUSES ET TROPICALES
FORESTIER Géraud	RADIOLOGIE
FRACHET Simon	NEUROLOGIE
GIOVARA Robin	CHIRURGIE INFANTILE
LADRAT Céline	MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION
LAGOUEYTE Benoit	ORL
LAPLACE Benjamin	PSYCHIATRIE
LEMACON Camille	RHUMATOLOGIE
MEYNARD Alexandre	NEUROCHIRURGIE
MOI BERTOLO Emilie	DERMATOLOGIE
MOHAND O'AMAR ép. DARI Nadia	GYNECOLOGIE OBSTETRIQUE
NASSER Yara	ENDOCRINOLOGIE
PAGES Esther	CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE
PARREAU Simon	MEDECINE INTERNE

RATTI Nina	MEDECINE INTERNE
ROCHER Maxime	OPHTALMOLOGIE
SALLEE Camille	GYNECOLOGIE OBSTETRIQUE
SEGUY ép. REBIERE Marion	MEDECINE GERIATRIQUE
THEVENOT Bertrand	PEDOPSYCHIATRIE
TORDJMAN Alix	GYNECOLOGIE MEDICALE
TRAN Gia Van	NEUROCHIRURGIE
VERNAT-TABARLY Odile	OPHTALMOLOGIE

Chefs de Clinique – Médecine Générale

BOURGAIN Clément

HERAULT Kévin

RUDELLE Karen

Praticiens Hospitaliers Universitaires

HARDY Jérémie	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
LAFON Thomas	MEDECINE D'URGENCE
TRICARD Jérémy	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE MEDECINE VASCULAIRE

« Pour faire une femme médecin, il faut lui faire perdre la sensibilité, la timidité, la pudeur, l'endurcir par la vue des choses les plus horribles et les plus effrayantes [...] Lorsque la femme en serait arrivée là, je me le demande, que resterait-il de la femme ? Un être qui ne serait plus ni une jeune fille ni une femme ni une épouse ni une mère ! »

Docteur Henri Montanier, la Gazette des hôpitaux, 1868

A toutes les femmes qui m'inspirent au quotidien.

Remerciements

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Charbel Mounayer

**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.

Je vous remercie de vos précieux enseignements lors de mon semestre en NRI.

Soyez assuré 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 d'avoir encadré cette thèse, de ta disponibilité et de tes conseils.

Merci de m'avoir toujours permis de me perfectionner professionnellement.

Sois assuré de ma reconnaissance et de mon respect envers ton travail.

Monsieur le Docteur Géraud Forestier,

Docteur en Radiologie et imagerie médicale, Chef de clinique au CHU de Limoges.

Merci d'avoir encadré ce travail, mais surtout de m'avoir tant épaulée depuis mon deuxième semestre. C'était un plaisir de travailler avec toi.

Je te souhaite le meilleur dans ta future carrière clermontoise que je sais déjà brillante.

Monsieur le Professeur Denis Herbreteau

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

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger à mon jury de thèse et d'avoir fait le déplacement depuis la lointaine ville de Tours.

Soyez assuré de ma profonde estime.

Monsieur le Docteur Florian Sanglier

Docteur en Radiologie et imagerie médicale, Praticien hospitalier au CHU de Limoges.

Je te remercie de siéger au jury d'une énième thèse.

Tu m'as tellement appris sur la radiologie interventionnelle et diagnostique digestive, et j'espère pouvoir profiter de tes enseignements pertinents encore longtemps.

A ma mère, à son courage et à toutes ses valeurs transmises (l'honnêteté en premier lieu...). Puissé-je avoir un jour ne serait-ce qu'un dixième de ta ténacité et de ta résilience. Il serait trop long de lister tout ce que je te dois, et j'essaie de tout mon cœur de te rendre la pareille.

A mon père, ce travail t'est dédié comme tout l'a été depuis si longtemps. Je crois que tu es toujours quelque part près de moi.

A Juju, ma SJC, à son amour irrationnel et inconditionnel. Merci pour ton soutien indéfectible depuis tant d'années.

A Dada et à sa smala (Mymy, Raphael et Anna). Nous avons fini (tardivement) par nous connaître, et je suis très heureuse de t'avoir à mes côtés.

A Romain, ma raison d'être, mon port d'attache, avec qui nous passons tant de bons moments au Time's Up. Hast du ein Kartoffelpuffer gegessen ?

A ma grand-mère et à tous mes souvenirs estivaux.

A la famille Seignolle et notamment Yvon et Eliane qui m'accompagnent dans mes aventures limousines depuis bientôt 10 ans.

Au professeur Bouvier-Leduc, j'ai été dure mais c'est pour toi que je l'ai fait.

A Momo, le soleil de mes nuits, le phare dans la tempête, la meilleure glue du marché. Tu es entre de bonnes pattes pour ce semestre, ne vide pas l'eau de la piscine.

A Emma Bessetha, pas loin de 20 ans ont passé depuis notre première rencontre. Rien n'a changé depuis le début. Tu es loin et pourtant si proche à la fois.

A Camille, ton rire résonne toujours dans un coin de ma tête. Je ne t'oublie pas.

A Martine, qui m'a transmis l'amour du travail via le plus bel art.

A Marion, mon petit prout pas fan. Je te souhaite le meilleur avec B., mais n'oublie pas que je suis ton keum.

Aux yolals : **Caca** (et son poisson pas frais ; et Océane), **Gregou** et **Loulou** (et les chorés endiablées), **Aline** le démon (et son chi), **Clémence** (et son gros diams), **Camille** (et ses nouvelles oreilles), **Sec** (et les chèvres), **Coco** ; mes meilleurs et insoucians souvenirs sont probablement avec vous. C'est une bouffée d'oxygène de vous revoir.

Aux chacal.e.s, qui éclairent mes journées grâce à leur bienveillance et aux memes.

A Fwitew, ma maman canard et mon double. C'est grâce à toi que je suis ce chemin. Merci pour ta présence et pour tout ce que tu m'as transmis radiologiquement, ou non.

A Camille, le meilleur paps pour Louissette. J'étais morte à tes yeux, j'ai pourtant ressuscité puisque je te compte maintenant comme l'un de mes plus proches amis.

A Coudew, futur second meilleur paps, je ne compte plus les fous rires depuis la dernière garde du semestre d'hiver 2021. Vivement le brunch à 5 !

A Douchez, la meuf la plus sympa de France (et la best RI de France). Merci de m'avoir autant appelée pour des astreintes trépidantes. J'espère t'entendre brailler depuis Bordeaux.

A Paulo, notre rayon de soleil (levant ou couchant selon la couleur du pantalon). Merci pour ce super semestre à Guéret. Je continuerai à surveiller ton alimentation à distance...

A Déniiiiiii, la belle plante du service, le ficus suisse qui sait tout faire. Hydrate-toi.

A Boney, qui ne m'a pas réveillé cette nuit de novembre 2022... Ne m'appelle plus.

A Sébastien, notre tyran bienveillant, traumatique à répétition. Merci pour les coups.

A MB, qui a toujours été si patient avec moi notamment durant l'été 2020.

A SS, et ses conseils toujours précieux.

A DM, MCM pour tous ces appendices non vus.

A mes co-internes de promo Sakina, TTBM et Youyou. Je vous souhaite une belle carrière.
A tous les internes de radiologie, ML, Flow Diverter, KO, TL, AB, Colique Néphrétique le S, Embolie Pulmonaire, CS, JBD, MM, et les petits agneaux que je connais mal. Je vous souhaite de vous épanouir dans cette belle spécialité qu'est la radiologie.

A CL, partie trop loin.

A l'ensemble du personnel du service de radiologie du CHU de Limoges, **Audrey** et **Sylvain** en premier lieu qui m'ont tant aidée dans ce travail, **Brubru** qui nous régale toujours, **aux équipes de nuit** (Augeaud-Ludo <3), et également **au service de radiologie de l'HME** (Karine et Lolo, cœur sur vous). Vous êtes une belle équipe.

A l'ensemble du formidable personnel de IMRO, merci de votre accueil chaleureux.

A VH, qui m'a supporté pendant 6 mois (et inversement...). Je te dois beaucoup plus que ce que tu ne crois savoir. Je suis désolée que tu ne puisses pas me juger une fois de plus.

A DB, merci pour tout ton savoir, ton humour, et ta patience pendant les infiltrations. Je suis reconnaissante d'avoir pu travailler avec toi.

A Monsieur Chardac, mon boomer favori. Votre enseignement et votre gentillesse dans des moments de doute ont beaucoup compté pour moi. A bientôt sur le green !

A YC, l'être supérieur, le puits de science mais qui garde les pieds sur terre (avec les chevilles très gonflées, « bien évidemment »).

A MSG, c'est un plaisir de te voir épanoui personnellement et professionnellement.

A l'ensemble du personnel du service de radiologie du CHCB et surtout à la super équipe des manips et FFM du bloc interventionnel.

A LL, HC, LV pour leur accueil et leur patience.

A mes cointernes bayonnais. **TC**, si tu ne la demandes pas en mariage, je le ferai !

Aux névrosées de l'internat, et nos confessions nocturnes.

A l'ensemble du personnel du CH de Brive et de Guéret (Mireille, arrête de râler).

Aux Brivistes, quel premier semestre éreintant...

A tous ceux que je n'ai pas cités, qui m'ont accompagnés et épaulés durant ces 10 ans d'externat puis d'internat. Je ne vous oublie pas.

A ceux qui, au contraire, ont été très méchants et surtout Patricia de Péricault, pas merci.

Un grand merci à Hugo Pasquier de GE et à Nicolas Antoine de Sim&Cure pour leur aide durant ce travail.

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/>



Liste des abréviations

AI: Anévrisme Intracrânien

ARM: Angiographie par Résonance Magnétique

AVC: Accident Vasculaire Cérébral

CTA: Computed Tomography Angiography (Angioscanner)

DL: Dual Layer

DSA: Digital Subtracted Angiography

GE: General Electrics

GSI: Gemstone Imaging

HSA: Hémorragie Sous-Arachnoïdienne

INR: Neuroradiologue Interventionnel

IRM: Imagerie par Résonnance Magnétique

MAR: Metallic Artifact Reduction

MIP: Maximal Intensity Projection

ROI: Region Of Interest (Région D'Intêret)

SD: Deviation Standard

SL: Single Layer

SLS: Single Layer Spherical

SNR: Signal Noise Ratio (Rapport Signal sur Bruit)

SPCCT: Spectral Photon Counting Computed Tomography

TOF: Time Of Flight

UH: Unité Hounsfield

WEB: Woven EndoBridge

WSM: WEB Shape Modification

Table des matières

Introduction.....	21
I.1. Anévrismes intracrâniens	21
I.1.1. Contexte.....	21
I.1.2. Traitement.....	22
I.1.2.1. Anévrisme non rompu	22
I.1.2.2. Anévrisme rompu	23
I.1.2.3. Modalités thérapeutiques	23
I.1.3. Suivi	25
I.2. Dispositifs WEB	26
I.2.1. Propriétés.....	26
I.2.2. Indications	26
I.2.3. Efficacité et sécurité du WEB.....	27
I.2.4. Suivi	27
I.3. Scanner spectral.....	29
I.3.1. Principe général	29
I.3.2. Bases physiques.....	30
I.3.3. Applications cliniques.....	31
I.4. Objectifs de l'étude	32
II. Matériels et méthodes	33
II.1. Systèmes utilisés pour les acquisitions	33
II.1.1. Modèle in vitro.....	33
II.1.2. Modèle animal.....	34
II.1.3. Modèle humain	34
II.2. Paramètres d'acquisition	35
II.3. Analyse des données	35
II.3.1. Analyse objective	35
II.3.2. Analyse subjective	37
II.4. Analyse statistique.....	37
III. Résultats	38
III.1. Analyse objective.....	38
III.1.1. Rapports de densité de lumière	38
III.1.2. Rapports de densité de collet anévrismal	40
III.1.3. Rapports de densité d'anévrismes.....	42
III.1.4. Rapport signal sur bruit.....	44
III.2. Analyse subjective	46
III.2.1. Visibilité subjective de la lumière artérielle	46
III.2.2. Visibilité subjective du collet anévrismal	48
IV. Discussion.....	50
V. Conclusion	53
VI. Article	54
Références bibliographiques.....	84
Annexes	90
Serment d'Hippocrate.....	99

Table des illustrations

Figure 1 : Schéma d'un AI sacciforme au niveau d'une bifurcation	21
Figure 2 : Localisation et morphologie habituelles des anévrismes intracrâniens	21
Figure 3 : Score PHASES prédictif du risque de rupture d'un AI (11).....	22
Figure 4 : Traitement d'un AI par clipping et par coiling	23
Figure 5 : Traitement d'un AI par coiling simple, coiling assisté par ballonnet, et coiling assisté par stent	24
Figure 6 : Traitement d'un AI par stent flow diverter (28)	24
Figure 7 : Schéma d'un AI traité par WEB	24
Figure 8 : Anévrisme carotidien interne droit traité par coils et stent chez un patient traité au CHU de Limoges.....	26
Figure 9 : Différents types de dispositifs WEB	27
Figure 10 : Anévrisme communicant antérieur traité par WEB-SL.....	28
Figure 11 : Précision des différentes modalités de suivi à l'imagerie selon le matériel.....	28
Figure 12 : Images du traitement d'un anévrisme du sommet basilaire par WEB au moment du traitement, puis à 1 an du traitement.....	29
Figure 13 : Graphique des coefficients d'atténuation linéaire pour l'os et l'iode à faible et forte densité en fonction de l'énergie (keV).....	30
Figure 14 : Reconstitutions monoénergétiques et de décomposition matérielle virtuelles d'un scanner cérébral avec injection chez un patient inclus dans notre étude	32
Figure 15 : WEB (flèche) placé au sein de l'anévrisme dans le modèle en résine	33
Figure 16 : Positionnement du modèle in vitro dans le scanner	34
Figure 17 : Placement des ROIs sur fantôme (A) et sur modèle animal (B) avec une épaisseur de coupe de 0,625mm	36
Figure 18 : Histogrammes des rapports de densité de lumière.....	39
Figure 19 : Histogrammes des rapports de densité de collet.....	41
Figure 20 : Histogrammes des rapports de densité d'anévrisme	43
Figure 21 : Histogrammes des SNR.....	45
Figure 22 : Histogrammes de la visibilité subjective de la lumière	47
Figure 23 : Histogrammes de la visibilité subjective du collet	49
Figure 24 : Différentes technologies de scanner spectral	92

Table des tableaux

Tableau 1 : Moyennes des rapports de densité de lumière non MAR et MAR	93
Tableau 2 : Moyennes des rapports de densité de collet non MAR et MAR.....	94
Tableau 3 : Moyennes des rapports de densité d'anévrisme non MAR et MAR.....	95
Tableau 4 : Moyennes des SNR non MAR et MAR	96
Tableau 5 : Moyennes des visibilitées subjectives de la lumière non MAR et MAR	97
Tableau 6 : Moyennes des visibilitées subjectives du collet non MAR et MAR	98

Introduction

I.1. Anévrismes intracrâniens

I.1.1. Contexte

L'anévrisme intracrânien (AI) est une malformation vasculaire artérielle cérébrale, définie par une dilatation anormale et permanente des tuniques vasculaires d'une artère intracrânienne. Il communique avec l'artère porteuse par une zone appelée le collet anévrisimal (Fig 1).

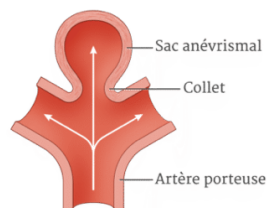


Figure 1 : Schéma d'un AI sacciforme au niveau d'une bifurcation

L'AI est la malformation vasculaire cérébrale la plus fréquente, avec une prévalence d'environ 3% dans la population générale. Les principaux facteurs de risque sont le sexe féminin, l'âge, l'hypertension, la polykystose rénale autosomique dominante et les antécédents familiaux d'AI ou d'hémorragie sous-arachnoïdienne (HSA) (1). Ils se développent préférentiellement au niveau des bifurcations artérielles, avec une prédominance sur la circulation antérieure (carotide interne et sylvienne notamment) sans prédominance latérale droite ou gauche, et sont le plus souvent sacciformes – les anévrismes fusiformes étant moins fréquemment rencontrés (Fig 2). Ils peuvent être multiples dans 15% à 30% des cas (2,3).

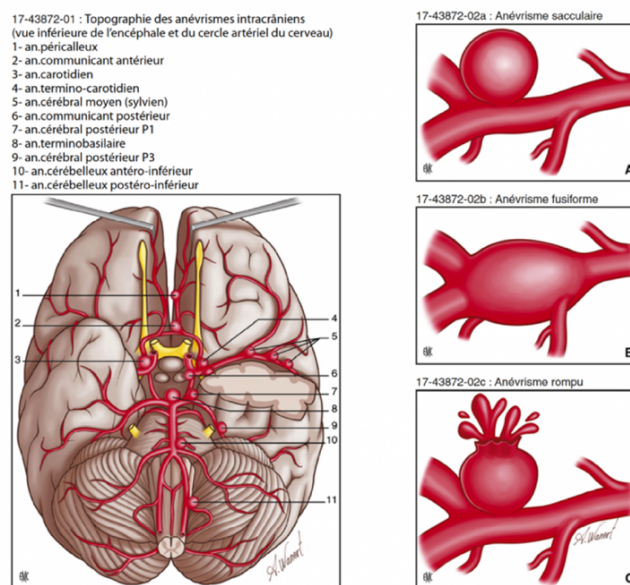


Figure 2 : Localisation et morphologie habituelles des anévrismes intracrâniens

La complication la plus redoutée des AI est la rupture anévrismale, dont l'incidence est estimée à 6/100000 habitants/an (4), et l'HSA qui en résulte représente entre 3% et 7% des accidents vasculaires cérébraux (AVC) (5), avec pour potentielles complications neurologiques aiguës l'hydrocéphalie, l'œdème cérébral, et le vasospasme.

Néanmoins, la survenue à un âge relativement jeune et la morbi-mortalité associée (létalité évaluée à 27-44%) sont un problème de santé publique. La proportion d'années potentielles de vie perdues est ainsi comparable à celle des AVC ischémiques (6,7).

I.1.2. Traitement

I.1.2.1. Anévrisme non rompu

La décision de traitement d'un AI non rompu découvert fortuitement au cours d'une imagerie cérébrale se fait au cas par cas, par une estimation individuelle du risque de rupture à l'aide des données de la littérature. Plusieurs scores existent ; par exemple, le score PHASES (Fig 3), qui dépend de l'âge, du sexe, d'un antécédent personnel ou familial de rupture anévrismale, des facteurs de risque cardio-vasculaires, de la morphologie et de la localisation de l'anévrisme (8–11).

PHASES aneurysm risk score	Points
(P) Population	
North American, European (other than Finnish)	0
Japanese	3
Finnish	5
(H) Hypertension	
No	0
Yes	1
(A) Age	
<70 years	0
≥70 years	1
(S) Size of aneurysm	
<7.0 mm	0
7.0-9.9 mm	3
10.0-19.9 mm	6
≥20 mm	10
(E) Earlier SAH from another aneurysm	
No	0
Yes	1
(S) Site of aneurysm	
ICA	0
MCA	2
ACA/Pcom/posterior	4

To calculate the PHASES risk score for an individual, the number of points associated with each indicator can be added up to obtain the total risk score. For example, a 55-year-old North American man with no hypertension, no previous SAH, and a medium-sized (8 mm) posterior circulation aneurysm will have a risk score of 0+0+0+3+0+4=7 points. According to figure 3, this score corresponds to a 5-year risk of rupture of 2-4%. SAH=subarachnoid haemorrhage. ICA=internal carotid artery. MCA=middle cerebral artery. ACA=anterior cerebral arteries (including the anterior cerebral artery, anterior communicating artery, and pericallosal artery). Pcom=posterior communicating artery. posterior-posterior circulation (including the vertebral artery, basilar artery, cerebellar arteries, and posterior cerebral artery).

Table 4: Predictors composing the PHASES aneurysm rupture risk score

Figure 3 : Score PHASES prédictif du risque de rupture d'un AI (11)

I.1.2.2. Anévrisme rompu

Un AI rompu requiert un traitement en urgence à cause du risque de resaignement précoce et retardé, et de la mortalité associée (12,13).

I.1.2.3. Modalités thérapeutiques

Le traitement princeps neurochirurgical qui consiste en une craniectomie puis un clippage de l'AI, présente un risque faible de recanalisation, avec cependant un taux de complications non négligeable.

Le traitement endovasculaire par coiling, des spirales de platine placées dans l'AI, s'est largement développé dans les années 1990 et est devenu le traitement de référence pour les AI rompus suite à l'étude ISAT (International Subarachnoid Aneurysm Trial) (14), devant le faible taux de complication avec cependant un risque plus élevé de recanalisation et de resaignement (15–17) (Fig 4).

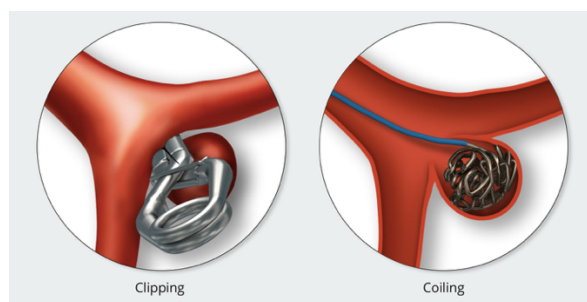


Figure 4 : Traitement d'un AI par clippage et par coiling

Le traitement par la technique du remodeling au ballonnet est apparu à la fin des années 1990, consistant en la mise en place de coils à l'intérieur du sac anévrismal sous couvert d'un ballonnet gonflé dans l'artère porteuse en regard du collet pendant le remplissage du sac, puis dégonflé et retiré en fin de procédure. De la même façon, le traitement par stent-assisted coiling consiste au traitement de l'AI par la mise en place de coils sous couvert d'un stent composé d'alliage métallique, placé dans l'artère porteuse en regard du sac anévrismal (Fig 5). Le stent situé dans l'artère va cependant nécessiter une double anti-agrégation plaquettaire au long cours, au vu du risque thrombo-embolique qu'il génère. Initialement développées pour le traitement des AI à large collet, ces deux techniques permettent d'éviter la migration de coils dans l'artère porteuse ainsi qu'un meilleur « packing » des coils au niveau du collet et dans le sac anévrismal. Ces techniques sont associées à un meilleur taux d'occlusion par rapport au coiling simple avec cependant un plus fort taux de complications (18–23).

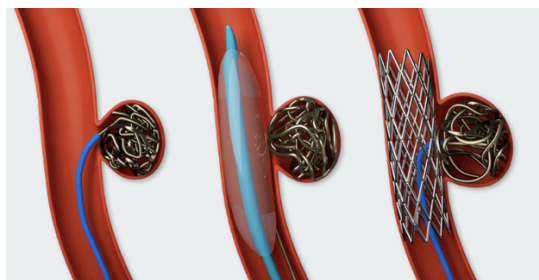


Figure 5 : Traitement d'un AI par coiling simple, coiling assisté par ballonnet, et coiling assisté par stent

Une nouvelle génération de stents, les stents à diversion de flux (flow-diverter), a vu le jour à la fin des années 2000. Ce sont des dispositifs en Nitinol (alliage Nickel-Titane) et/ou Cobalt-Chrome, utilisés seuls ou en association avec les coils, et placés dans l'artère porteuse en regard de l'AI (Fig 6). Initialement développés pour les AI géants, fusiformes ou à large collet, ils présentent des propriétés architecturales permettant de rediriger le flux sanguin dans l'artère porteuse et évitent les phénomènes de turbulences de flux, amenant à la thrombose progressive de l'AI (24,25), concomitante avec un phénomène de néo-endothélialisation des du stent, permettant une guérison du collet de l'AI (26). Ils nécessitent également une double anti-agrégation plaquettaire au long cours, du fait du risque thrombo-embolique (27).

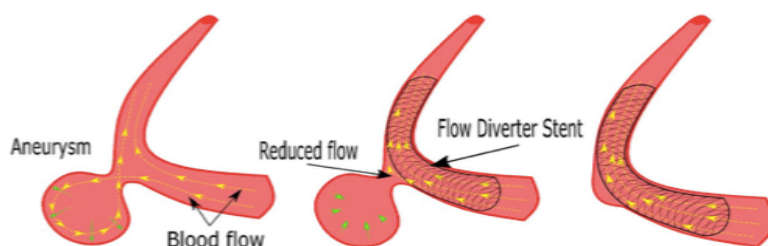


Figure 6 : Traitement d'un AI par stent flow diverter (28)

Enfin, plus récemment sont apparus les dispositifs perturbateurs de flux intra-sacculaires (flow disrupters), de composition proche des stents à diversion de flux en Nitinol, avec une forme de cage se positionnant dans le sac anévrysmal (29) (Fig 7). Le dispositif WEB est le premier des flow disrupters utilisés chez l'Homme depuis 2011 (30).

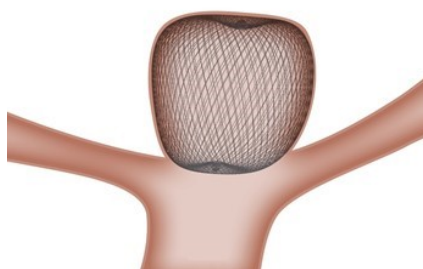


Figure 7 : Schéma d'un AI traité par WEB

I.1.3. Suivi

La recanalisation anévrysmale après le traitement endovasculaire d'un AI survient dans 20% à 25% des cas avec un taux de retraitement autour de 10% en cas de coiling simple (31,32), et dans 15% à 20% des cas avec un taux de retraitement autour de 5% en cas de traitement par flow diverter (33,34). Ce risque ainsi que la possibilité de survenue d'anévrysmes de novo imposent un suivi radiologique à court, moyen et long terme (35).

L'artériographie cérébrale est considérée comme le gold standard, mais il s'agit d'un examen irradiant (36) qui présente un risque non négligeable de complications, notamment ischémiques, et hémorragiques au point de ponction artérielle (37,38). Il s'agit également d'un examen coûteux à cause du matériel utilisé, de l'hospitalisation, et du personnel médical et paramédical dédié (39). La plupart du temps cet examen est réalisé pour le suivi à court et moyen terme de l'anévrysmes traité.

Le suivi à long terme des anévrysmes traités chirurgicalement est principalement réalisé en angioscanner cérébral, devant les importants artéfacts liés au clip lors de leur exploration par IRM (40,41).

Le suivi au long terme des anévrysmes traités par coils est réalisé en IRM (imagerie par résonnance magnétique) avec séquences d'angiographie par résonnance magnétique (ARM) grâce à la séquence 3D TOF (time of flight) avec ou sans injection de produit de contraste (42), permettant d'objectiver une éventuelle recanalisation intra-coils (43).

Cependant, le suivi par IRM des anévrysmes traités par stents est moins performant du fait d'artéfacts de susceptibilité métallique, et d'un effet « cage de Faraday » avec une perte de signal en regard du stent (44). Par conséquent, chez les patients traités par stent, l'évaluation d'un collet anévrysmal résiduel, ou le segment endoluminal de l'artère porteuse stentée (notamment à la recherche d'une sténose intra-stent) à l'aide de l'IRM est rendu difficile voire impossible (45,46) (Fig 8). C'est également le cas pour le suivi des patients traités par les dispositifs WEB (47).

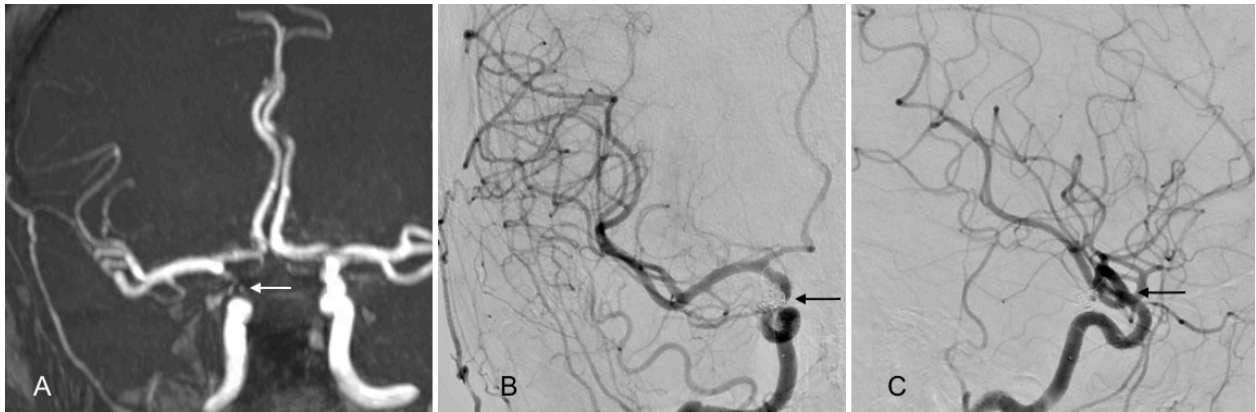


Figure 8 : Anévrisme carotidien interne droit traité par coils et stent chez un patient traité au CHU de Limoges.

Faux positif d'une sténose sur l'artère stentée (flèche) visible sur la séquence IRM 3D TOF avec MIP (A) mais non visible sur l'artériographie de face (B) ou de profil (C)

I.2. Dispositifs WEB

I.2.1. Propriétés

Les dispositifs Woven EndoBridge (WEB) sont des dispositifs intra-sacculaires perturbateurs de flux (flow disrupters), développés au début des années 2010. Leur composition est proche des flow diverters avec une cage tressée en Nitinol, et deux marqueurs radio-opaques en position proximale et distale en platine/iridium, permettant une meilleure visualisation du dispositif lors de son déploiement en position intra-anévrismale sous contrôle scopique. Contrairement aux flow diverters, ils se placent dans le sac anévrismal afin de réduire le flux à l'intérieur de l'anévrisme. La thrombose in situ du sac concomitante avec l'endothélialisation du dispositif mènent à la cicatrisation de l'AI (48,49).

L'avantage des dispositifs WEB par rapport aux stents est lié à l'absence de nécessité de traitement anti-agrégant plaquettaire prolongé, ce dernier étant au contraire indispensable après la mise en place d'un stent. En effet, sans matériel en position endoluminale, le risque de thrombogénicité est largement diminué, comme c'est le cas avec les WEB.

I.2.2. Indications

Les premières générations de WEB ont été initialement conçues pour le traitement des AI des bifurcations à collet large (50). Ces dispositifs étaient de grand diamètre, de forme globalement cylindrique, et composés d'une double couche distale de nitinol (WEB-DL : Dual Layer).

Les générations plus récentes comportent une simple couche de nitinol (Single Layer), permettant leur navigation dans des microcathéters de calibre 0.017" contre 0.027" initialement. Cela permet une navigation moins traumatique, plus distale et ainsi le traitement

d'AI de plus petit diamètre. Deux types de WEB existent, de forme cylindrique (WEB-SL : Single Layer) ou sphérique (WEB-SLS : Single Layer Spherical) (51–53) (Fig 9).

Les WEB peuvent être utilisés dans le traitement des AI non rompus mais également rompus car ne nécessitent pas de prémédication par antiagrégants plaquettaires (54).

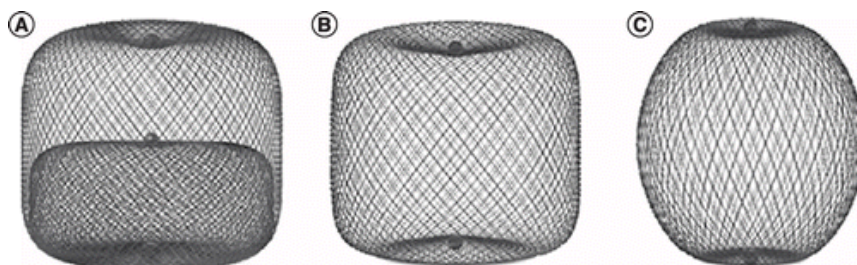


Figure 9 : Différents types de dispositifs WEB
WEB-DL (A), WEB-SL (B), WEB-SLS (C)

I.2.3. Efficacité et sécurité du WEB

L'efficacité et la sécurité du traitement des AI rompus ou non, traités par WEB ont été démontrées par plusieurs études (55–58); ainsi, la revue de 2022 par *Dmitryw et al.* retrouve une occlusion anévrismale satisfaisante dans 85,7% des cas (54).

Cependant, pour certains anévrismes traités, un phénomène de « WEB Shape Modification » (WSM), a été mis en évidence sur les suivis des WEB. Ce processus probablement multifactoriel, en partie lié à la thrombose intra-anévrismale et à la fibrose induite par le processus de cicatrisation, est à l'origine d'une diminution progressive de la hauteur et d'une modification (augmentation ou diminution) de largeur du WEB. Ce phénomène influence cependant peu l'occlusion anévrismale (49,59), mais une étude récente sur modèle animal retrouve une corrélation entre les WSM et la guérison et la fibrose de l'AI, plus particulièrement sur le suivi à court terme (60).

I.2.4. Suivi

Comme la plupart des AI traités, les AI traités par WEB sont généralement dans un premier temps contrôlés par artériographie cérébrale.

Mais le suivi à plus long terme est difficilement réalisable par IRM, du fait d'artéfacts de susceptibilité magnétique et d'un effet cage de Faraday similaire aux flow diverters, ne permettant pas une détection remnographique optimale des reliquats anévrismaux (61–63) (Fig 10).

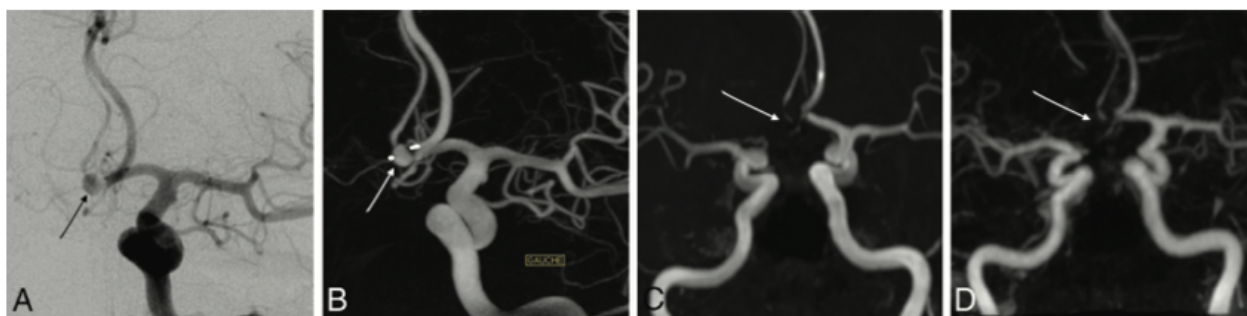


Figure 10 : Anévrisme communicant antérieur traité par WEB-SL

Recanalisation anévrismale avec recirculation intra-WEB sur l'angiographie de face (A), les reconstructions angiographiques 3D (B), non visible sur le 3D TOF MIP sans (C) et avec (D) injection de gadolinium (61)

Soize et al. ont proposé en 2016 une revue des modalités de suivi selon le type de matériel d'embolisation d'AI, et s'interrogent sur la place de l'angioscanner cérébral (CTA) pour les flow disrupters (47) (Fig 11). À notre connaissance, seules deux études ont évalué le CTA pour le suivi d'anévrismes traités par WEB, montrant sur des cohortes de petite taille une bonne corrélation avec l'artériographie, malgré les artéfacts de durcissement liés au marqueur proximal et à la cage du dispositif (64,65) (Fig 12).

	DSA	CE-MRA	TOF-MRA	Radiographs	CTA
Coils	+++	+++	+++	+	?
Stent	+++	++	+	?	+
Flow diverter	+++	++	+	?	+
Flow disrupter	+++	++	+	?	?

Figure 11 : Précision des différentes modalités de suivi à l'imagerie selon le matériel

DSA, angiographie par soustraction numérique ; CE-MRA, ARM avec injection de contraste ;

TOF-MRA, ARM en temps de vol ; CTA, angioscanner

+++ , excellente précision, recommandée pour le suivi de routine ;

++ , précision modérée, peut être utilisée dans des cas spécifiques ;

+ , faible précision, place limitée dans le suivi de routine

?, non évalué (47)

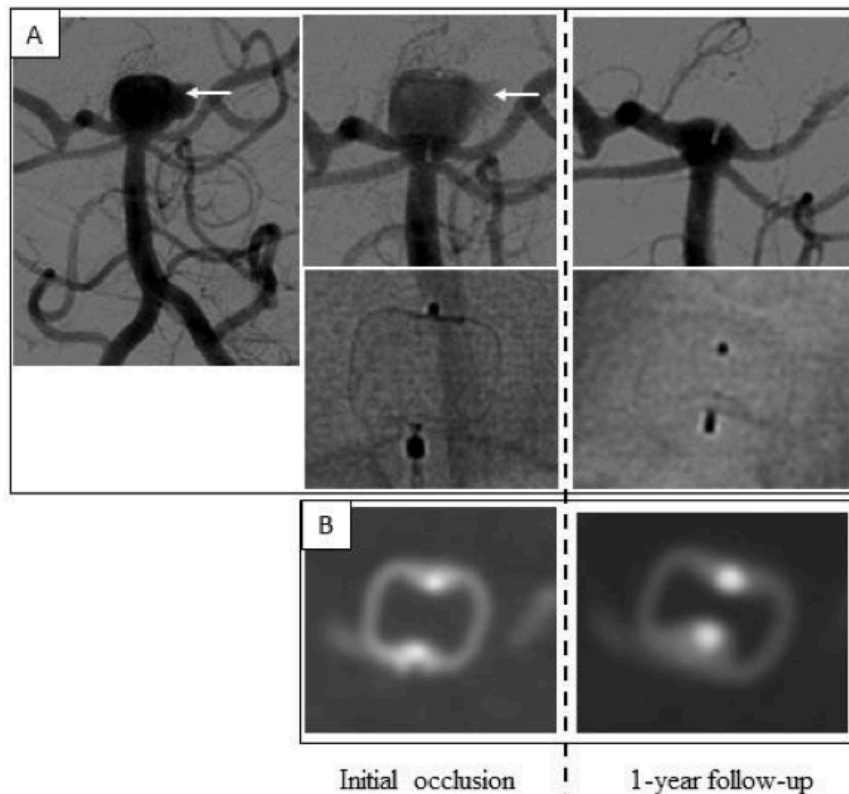


Figure 12 : Images du traitement d'un anévrisme du sommet basilaire par WEB au moment du traitement, puis à 1 an du traitement

A : images DSA à 1 an montrant l'occlusion de la lobulation (flèche) du sommet anévrisimal mais avec une recanalisation du collet ; B : Bonne corrélation avec l'angioscanner cérébral (64)

L'angioscanner cérébral apparaît donc comme une alternative intéressante pour le suivi des patients traités par WEB.

I.3. Scanner spectral

I.3.1. Principe général

Le principe du scanner multi-énergie, ou scanner spectral a été développé dans la fin des années 1970 (66,67). Il n'est cependant arrivé sur le marché Européen que depuis 2016 du fait de l'affranchissement de contraintes technologiques atteignant l'ensemble de la chaîne de la formation de l'image (68). Le CHU de Limoges s'est ainsi doté d'un scanner double-énergie récemment.

Contrairement au scanner conventionnel où le contraste entre les tissus est basé sur l'atténuation moyenne d'un faisceau de rayons X à une énergie fixe, le scanner double énergie mesure l'atténuation des tissus à deux niveaux d'énergie des faisceaux incidents de rayons X, à basse (80 kVp) et haute (140 kVp) énergie. Il y aura ainsi l'adjonction d'une gamme supplémentaire de reconstructions d'images :

- Les reconstructions mono-énergiques en contraste virtuel permettant l'interprétation des images à un certain niveau d'énergie, optimisant les images en fonction des applications cliniques.
- Les reconstructions de décomposition matérielle, permettant des superpositions ou des soustractions de matériaux connus (iode notamment).

I.3.2. Bases physiques

Le principe du scanner est la mesure de l'atténuation exprimée en Unités Hounsfield (UH), d'un spectre de photons X dont l'énergie maximale est définie en amont.

L'atténuation est expliquée par deux phénomènes physiques, intervenant en proportion variable selon l'énergie du faisceau incident : l'effet photo-électrique, prédominant aux basses énergies (kilovoltages bas) et responsable du contraste de l'image, et l'effet Compton, prédominant aux hautes énergies (120-140 kVp) responsable de la dose délivrée. Dès la fin des années 1970, il a été démontré qu'il était possible de séparer les coefficients d'atténuation mesurés en fonction de leurs contributions à l'effet photoélectrique et au processus de diffusion Compton (69,70).

L'atténuation est fonction du coefficient d'énergie linéaire $\mu(E)$, qui dépend de l'énergie du faisceau de rayons X ainsi que du milieu traversé (composition, densité, numéro atomique (Z) des composants). Les mêmes valeurs de coefficient d'atténuation linéaire peuvent être mesurées pour deux matériaux différents à une énergie donnée, en fonction de la densité de masse (Fig 13).

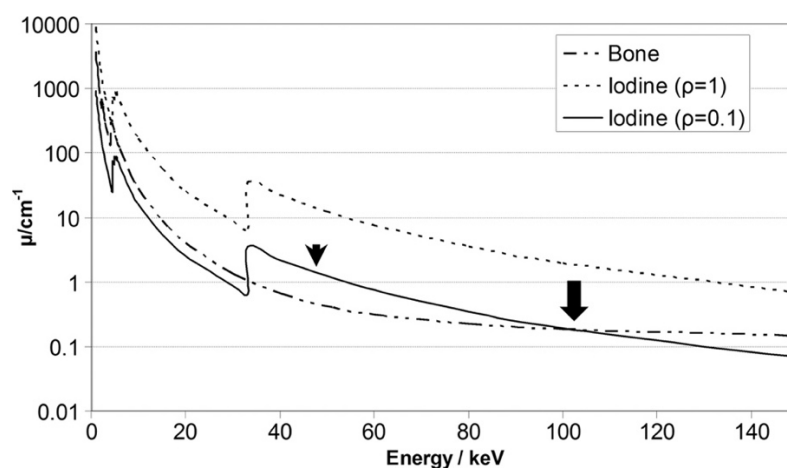


Figure 13 : Graphique des coefficients d'atténuation linéaire pour l'os et l'iode à faible et forte densité en fonction de l'énergie (keV)

A 100 keV, on trouve la même valeur d'atténuation linéaire $\mu(E)$ pour l'iode à basse densité et l'os (flèche). La mesure de l'atténuation à 50 keV permet de différencier les deux matériaux (tête de flèche) (71)

Le scanner double-énergie permet une mesure supplémentaire de l'atténuation à une deuxième énergie, qui permet de différencier et quantifier la composition de matériaux.

Différentes technologies de scanner spectral ont été développées, à simple ou double source, bi- ou multi-énergie (Annexe 1).

Le scanner utilisé pour cette étude est un scanner double-énergie simple source à fast kV Switching : Revolution CT scanner (GE Healthcare, Waukesha, WI, USA), 256-barrettes, avec le Gemstone Spectral Imaging (GSI). Cette technologie, qui consiste en l'émission alternative de faisceaux de rayons à deux niveaux d'énergie (80kVp et 140kVp), offre une bonne décomposition matérielle et facilite la réduction des artefacts de durcissement.

I.3.3. Applications cliniques

Le scanner spectral présente une vaste gamme d'applications cliniques dans de nombreux domaines (caractérisation de calcul rénaux (72), perfusion pulmonaire (73), cartographie de cristaux dans les arthropathies microcristallines(74)) par le biais de différentes reconstructions :

- Les reconstructions monoénergétiques en contraste virtuel :
 - Reconstructions à basse énergie (40 keV) : meilleur contraste vasculaire et tissulaire avec cependant un bruit plus élevé (Fig 14. A).
 - Reconstructions à moyenne énergie (70 keV) : correspond à une imagerie polyénergétique de scanner conventionnel (Fig 14. B).
 - Reconstructions à haute énergie (140 keV) : réduction des artefacts de durcissement et du bruit avec cependant une diminution du contraste (Fig 14. C).
- Les reconstructions de soustraction de matériaux connus :
 - Soustraction d'eau (Fig 14. D) :
 - Évaluation de la concentration d'iode
 - Augmentation du contraste vasculaire
 - Soustraction d'iode (Fig 14. E) :
 - Réalisation d'une série virtuelle sans injection pour limiter l'irradiation.
 - Différenciation entre hémorragie et extravasation de produit de contraste iodé après traitement endovasculaire (thrombectomies cérébrales).

- Soustraction de tout autre matériau dont la courbe d'atténuation est connue et linéaire dans les niveaux d'énergie étudiés.

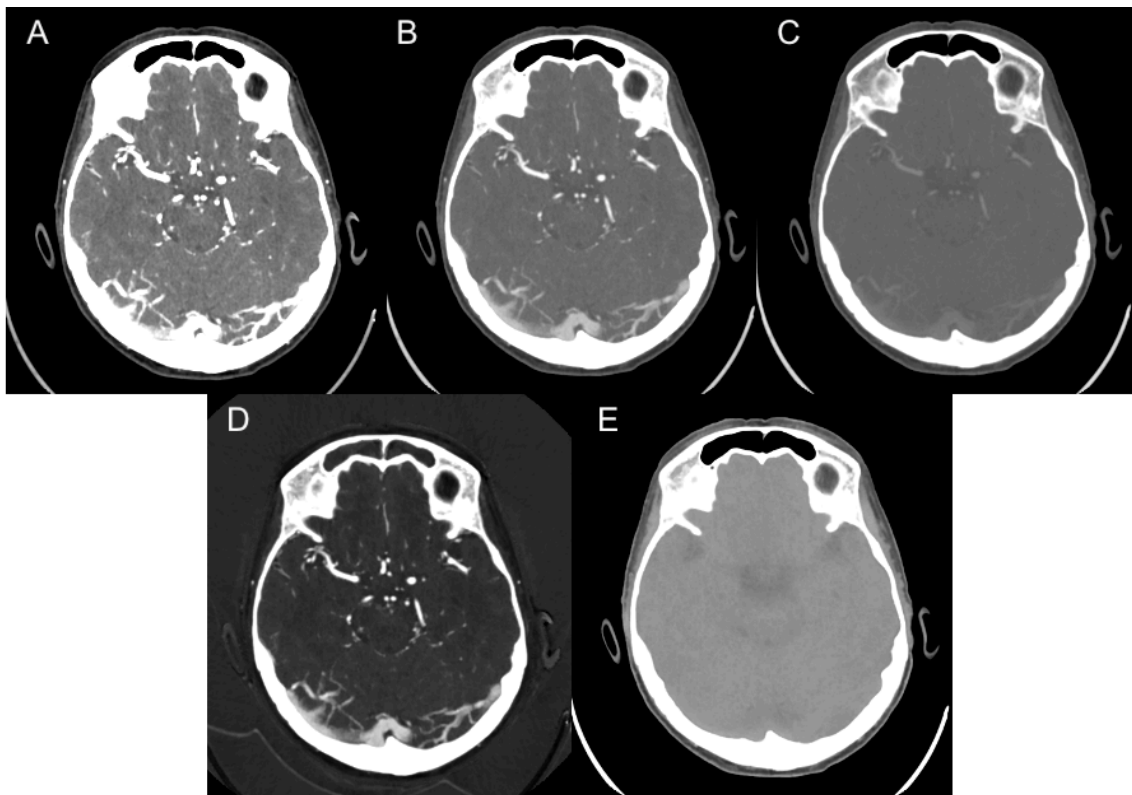


Figure 14 : Reconstructions monoénergétiques et de décomposition matérielle virtuelles d'un scanner cérébral avec injection chez un patient inclus dans notre étude (fenêtres de lecture identiques)

A : monoénergétique 40 keV ; B : monoénergétique 70 keV (équivalent polyénergétique) ;
C : monoénergétique 140 keV ; D : soustraction d'eau ; E : soustraction d'iode

I.4. Objectifs de l'étude

L'élargissement des indications des traitements des AI par WEB pose la question du suivi à moyen et long terme chez ces patients traités par WEB. Au vu des performances insuffisantes de l'IRM et du caractère invasif de l'artériographie, le scanner cérébral semble être une alternative intéressante.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à la réduction des artéfacts des stents intracrâniens grâce au scanner spectral (75,76), mais aucune de ces études n'incluait les WEB.

L'objectif de ce travail est donc d'évaluer la qualité de l'imagerie d'anévrismes traités par WEB grâce à la technologie spectrale et proposer un protocole de suivi en angioscanner cérébral spectral avec des paramètres optimisés.

II. Matériels et méthodes

Les données utilisées dans cette étude proviennent d'analyses faites in vitro sur flow model, in vivo sur modèle animal, et chez l'humain dans le cadre du suivi clinique.

II.1. Systèmes utilisés pour les acquisitions

II.1.1. Modèle in vitro

Nous avons implanté un WEB SLS (7/5,6mm) dans un modèle d'anévrisme en résine synthétique (Formlabs Flexible shore 80A) de 7,8x7,8x7,1mm avec une épaisseur pariétale de 1mm, réalisé à l'aide d'une imprimante 3D par Sim&Cure (Montpellier, France) (Fig 15).

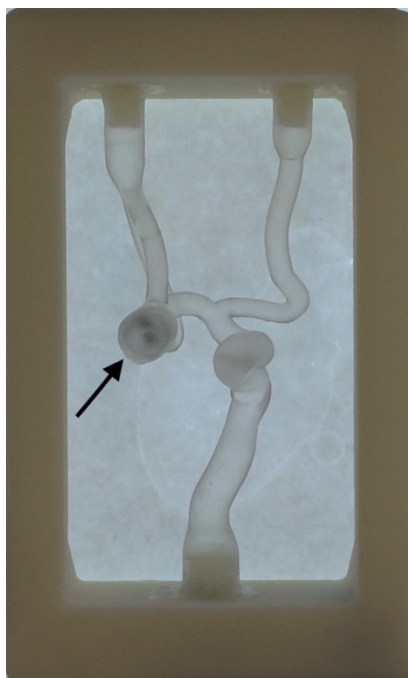


Figure 15 : WEB (flèche) placé au sein de l'anévrisme dans le modèle en résine

Nous avons rempli le fantôme scellé à ses deux extrémités de produit de contraste iodé (350 mg iode/ml, Iomeron 350, Bracco Imaging France) titré avec du sérum physiologique à deux dilutions différentes pour atteindre des densités intraluminales de 280UH et 400 UH ; la densité intra-artérielle attendue d'un angioscanner artériel cérébral étant supérieure à 250 UH (77,78).

Le fantôme a été placé dans une cage reproduisant les artéfacts de la base du crâne en polyamide, réalisée à l'aide d'une imprimante 3D par Sim&Cure puis positionné au niveau de la tête de la table du scanner pour les acquisitions (Fig 16).

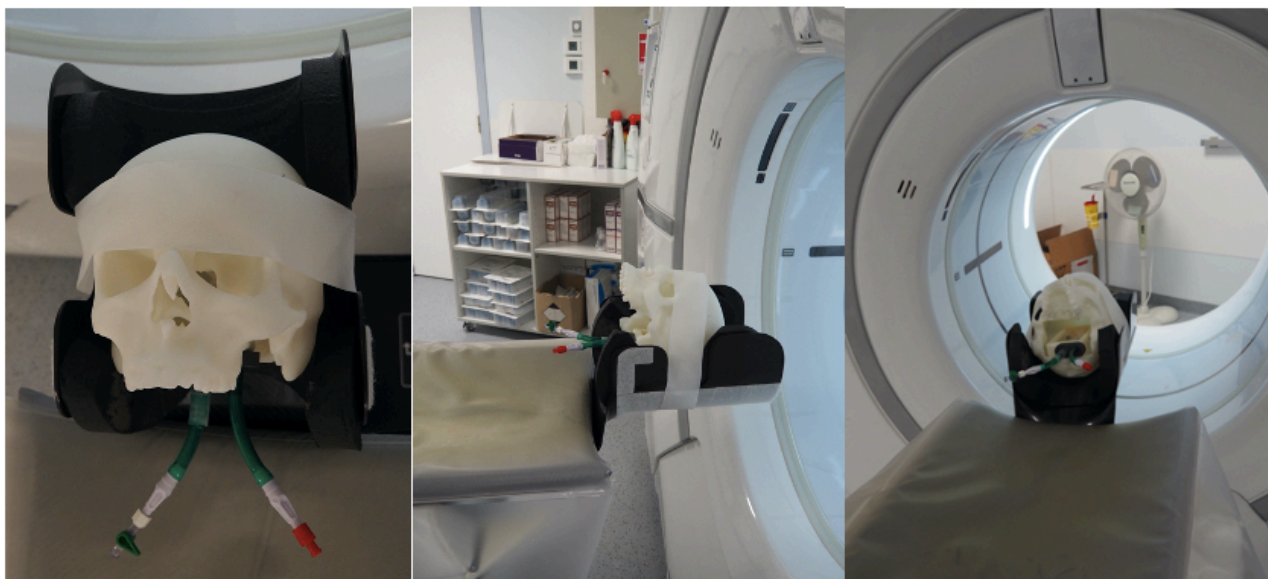


Figure 16 : Positionnement du modèle in vitro dans le scanner

II.1.2. Modèle animal

Dans le cadre de l'étude « WEB-Shape Modification project » (60), réalisée au sein du laboratoire EMIS (Limoges), des WEB ont été implantés dans des anévrismes carotidiens artificiellement créés par élastase chez des lapins New-Zealand (APAFIS#28943-2021011310199793). Afin de réduire le nombre d'animaux conformément aux règles de bien-être animal, nous avons étudié deux lapins de ce projet.

Les acquisitions scanographiques ont été faites sous anesthésie générale, après artériographie à un mois de l'implantation du dispositif. Les deux lapins ont été successivement placés au milieu de la table du scanner. Des hélices en contraste spontané, aux temps artériel et portal d'une injection de contraste (350 mg d'iode/ml, Iomeron 350) ont été acquises via un accès veineux auriculaire droit pour un lapin, et veineux fémoral gauche pour l'autre.

II.1.3. Modèle humain

Deux patients embolisés par WEB au CHU de Limoges ont été rétrospectivement analysés. Pour l'un des patients, il s'agissait d'un anévrisme de découverte fortuite de la bifurcation sylvienne droite de 8,5mm, traité de façon programmée par un WEB SLS 7/6mm ; pour l'autre patient, il s'agissait d'un anévrisme communicant antérieur rompu de 6mm, traité en urgence par un WEB SLS 5/3,6mm. Ils ont bénéficié dans le cadre du suivi d'acquisitions en scanner spectral et d'artériographies.

II.2. Paramètres d'acquisition

L'ensemble des images ont été acquises sur un scanner spectral 256-barrettes (Revolution CT, GE Healthcare, Waukesha, Wisconsin, USA).

Pour le modèle in vitro et in vivo humain, nous avons utilisé le protocole standard d'angioscanner cérébral (fast-kV switching entre 80 kVp et 140 kVp, temps de rotation 0,5s ; pitch 0,992 ; collimation totale 40 mm ; courant du tube 405 mA ; champ de vue 16 cm).

Pour le modèle in vivo animal, nous avons utilisé le protocole conventionnel pour les expérimentations animales (fast-kV switching entre 80 kVp et 140 kVp, temps de rotation 0,5s ; pitch 0,992 ; collimation totale 40 mm ; courant du tube 335 mA ; champ de vue 20,6 cm).

Les données brutes ont été reconstruites avec une épaisseur de coupe de 0,625 mm et un incrément de 0,625 mm, à l'aide d'un algorithme de reconstruction itérative (ASiR V 60%, GE Healthcare).

Des images équivalentes polyénergétiques à 70 keV (niveau d'énergie défini par le constructeur comme égal à des images de scanner conventionnel à 120 kVp), virtuelles monochromatiques de 40 keV à 140 keV par paliers de 10 keV, et de densité matérielle d'iode avec suppression de l'eau iodine(water) ont ainsi été créées, sans puis avec algorithme de réduction des artefacts métalliques MAR.

II.3. Analyse des données

L'analyse des données a été réalisée sur une console dédiée avec reconstructions multiplanaires, utilisant un support GSI (GE Volume Share 4 AW 4.4, GE Healthcare).

Comme le contraste varie significativement entre chaque image monochromatique, la largeur et le niveau du fenêtrage ont été ajustés pour chaque reconstruction, par un radiologue spécialisé en imagerie neurovasculaire. Les évaluations objectives et subjectives utilisaient ce fenêtrage spécifique.

II.3.1. Analyse objective

Les paramètres suivants ont été évalués pour chaque reconstruction polyénergétique, monochromatique et de soustraction matérielle, sans puis avec MAR sur les modèles in vivo, animaux, et humains (Fig 17) :

- Le *rapport de densité de lumière*, évaluant la perte de densité lumineuse liée aux artefacts du WEB, définie comme la densité de l'artère porteuse en regard du WEB divisée par la densité de l'artère native. Les mesures de densité ont été réalisées en délimitant une ROI elliptique évitant les artefacts du WEB sur 3 coupes successives.

Elles s'expriment en UH, hormis les images virtuelles de soustraction matérielle, exprimées en concentration d'iode en milligramme/millilitre.

- Le *rapport de densité du collet anévrismal*, évaluant la perte de densité du collet liée aux artéfacts du WEB, définie comme la densité du collet anévrismal divisée par la densité de l'artère native. Les mesures de densité ont été réalisées en délimitant une ROI elliptique évitant les artéfacts du WEB sur 3 coupes successives. Elles s'expriment en UH, hormis les images virtuelles de soustraction matérielle, exprimées en concentration d'iode en milligramme/millilitre.
- Le *rapport de densité anévrismale*, défini comme la densité anévrismale divisée par la densité de l'artère native. Ce rapport évalue la perte de densité intra-anévrismale liée aux artéfacts du WEB in vitro, et l'occlusion anévrismale in vivo. Les mesures de densité ont été réalisées en délimitant une ROI elliptique évitant les artéfacts du WEB sur 3 coupes successives. Elles s'expriment en UH, hormis les images virtuelles de soustraction matérielle, exprimées en concentration d'iode en milligramme/millilitre.
- Le *ratio signal sur bruit (SNR)*, défini comme la densité de l'artère native divisée par le bruit de l'image obtenu par la déviation standard de la ROI. Ce ratio évalue le contraste général de l'image. Plus le SNR est haut et plus il témoigne du bon contraste de l'image.

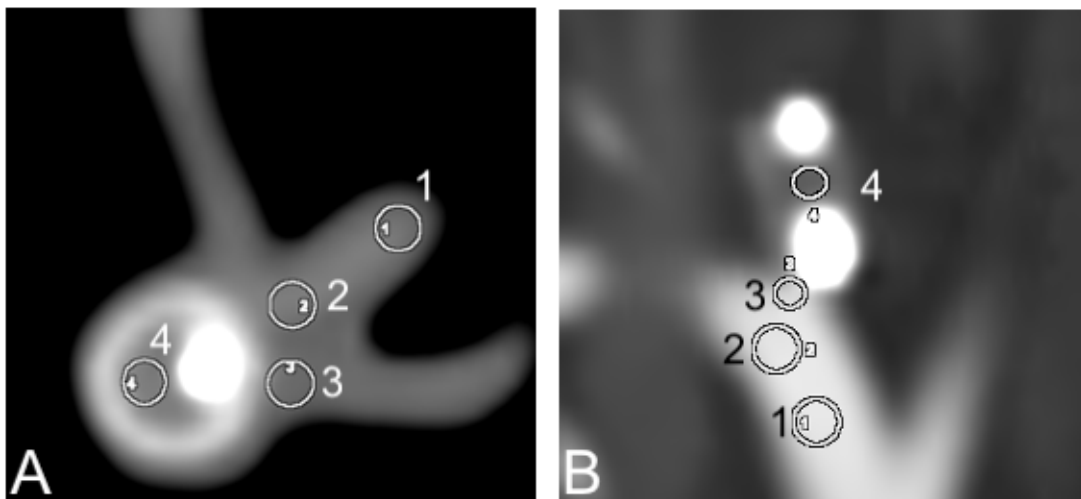


Figure 17 : Placement des ROIs sur fantôme (A) et sur modèle animal (B) avec une épaisseur de coupe de 0,625mm

ROI 1 : artère native ; ROI 2 : artère porteuse en regard du WEB ; ROI 3 : collet anévrismal ; ROI 4 : intra-anévrismale

II.3.2. Analyse subjective

Les paramètres suivants ont été évalués indépendamment deux fois à trois semaines d'intervalle par trois lecteurs expérimentés en aveugle pour chaque reconstruction polyénergétique, monoénergétique et de soustraction matérielle de l'eau, sans puis avec MAR sur les modèles in vivo à 280 UH, animal au temps artériel, et humains :

- La *visibilité de la lumière de l'artère porteuse en regard du WEB*, utilisant une échelle qualitative ordinale à 4 points :
 - 1 : lumière artérielle en regard du WEB non visible, du fait d'artéfacts liés au WEB ou d'une augmentation du bruit.
 - 2 : lumière artérielle en regard du WEB visible mais difficilement définissable.
 - 3 : lumière artérielle en regard du WEB visible, quelques artéfacts résiduels.
 - 4 : lumière artérielle en regard du WEB visible, pas d'artéfact.
- La *visibilité du collet anévrysmal*, utilisant une échelle qualitative ordinale à 4 points :
 - 1 : collet non visible, du fait d'artéfacts liés au WEB ou d'une augmentation du bruit.
 - 2 : collet visible mais limites non définissables.
 - 3 : collet visible, quelques artéfacts résiduels.
 - 4 : collet visible, pas d'artéfact.

II.4. Analyse statistique

Les statistiques ont été réalisées avec le logiciel Real Statistics sur Excel.

Une valeur de $p < 0.05$ était considérée comme statistiquement significative. Les résultats sont présentés sous la forme : moyenne [SD].

La normalité des données a été testée à l'aide de la méthode de Shapiro-Wilk.

Les analyses de variance ont été effectuées avec ANOVA pour les données paramétriques continues.

Les analyses de variance ont été effectuées avec le test de Friedman pour les données non paramétriques discontinues.

La reproductibilité inter-observateur entre les 3 observateurs a été calculée en utilisant le coefficient kappa de Fleiss et la reproductibilité intra-observateur pour les deux séries de mesures a été calculée en utilisant le coefficient kappa de Cohen.

III. Résultats

L'ensemble des résultats est détaillé en annexe 2 sous forme de tableaux.

III.1. Analyse objective

III.1.1. Rapports de densité de lumière (Tableau 1)

1. In vitro (Fig 18. A)

Les reconstructions à basse énergie (40-60 keV) non MAR et MAR avaient des rapports de densité de 1.0 [SD 0.2] à 50 keV non MAR et 1.0 [SD 0.2] à 50 keV MAR.

Les reconstructions à haute énergie présentaient des rapports significativement plus hauts à 140 keV non MAR, $p=0.01$.

2. Modèle animal (Fig 18. B et 18. C)

Les rapports de densité de lumière étaient de 1.0 [SD 0.1] pour l'ensemble des mesures.

Les reconstructions à 140 keV non MAR présentaient des rapports significativement plus hauts à 1.1 [SD 0.1], $p=0.03$ au temps portal.

3. Modèle humain (Fig 18. D)

Les rapports de densité de lumière étaient de 1.0 [SD 0] pour l'ensemble des mesures.

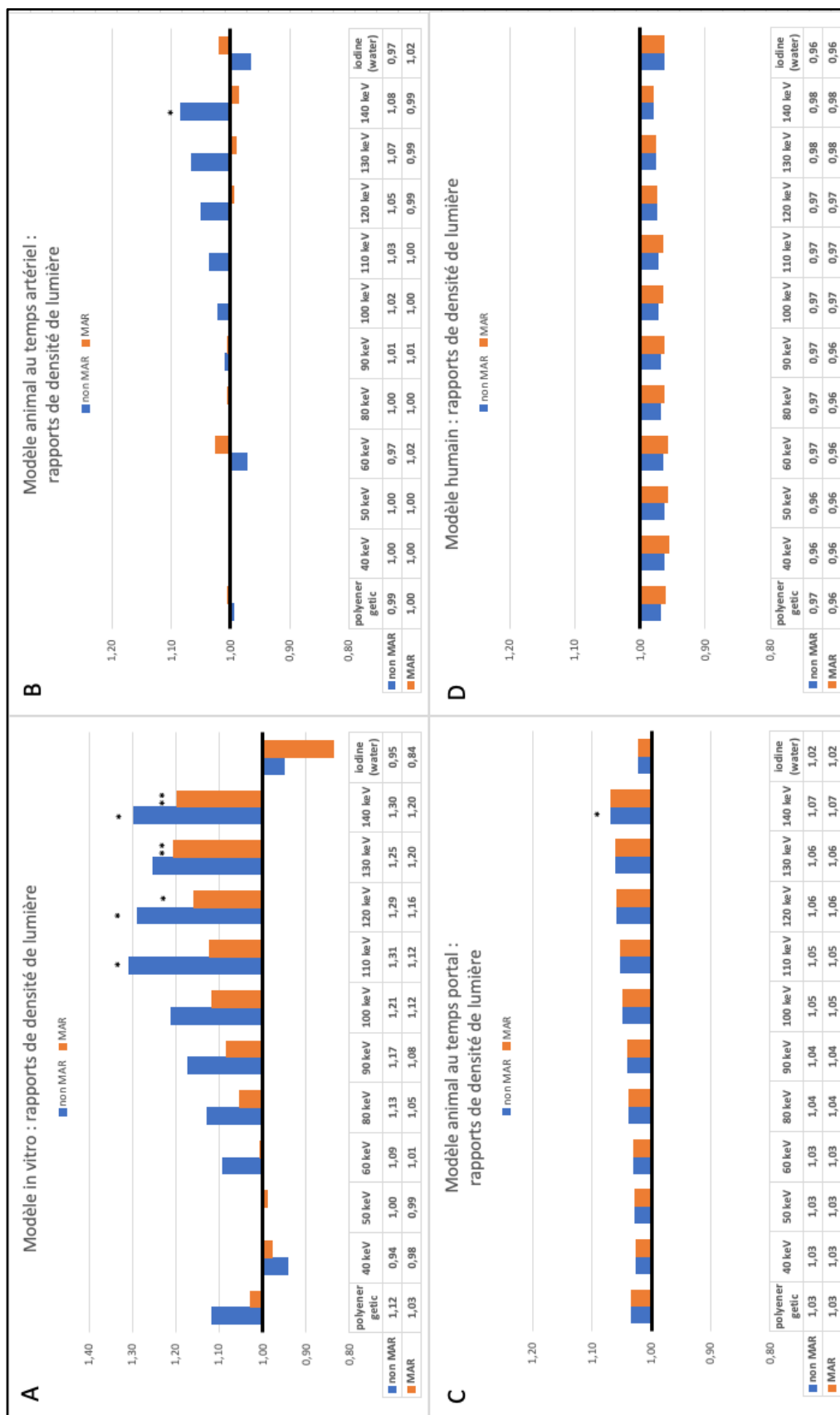


Figure 18 : Histogrammes des rapports de densité de lumière

Les astérisques indiquent les différences significatives par rapport à la reconstruction présentant le rapport le plus proche de 1 (* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$)

III.1.2. Rapports de densité de collet anévrismal (Tableau 2)

1. In vitro (Fig 19. A)

Les rapports étaient bas à 0.8 [SD 0.3] pour l'ensemble des mesures.

Les reconstructions à haute énergie (120-130 keV) non MAR et MAR avaient des rapports de densité de collet mesurés à 1.0 [SD 0.2] à 130 keV MAR.

Les reconstructions à basse et moyenne énergie présentaient des rapports significativement plus bas à 0.5 [SD 0.1] à 40 keV non MAR, $p < 0.001$.

2. Modèle animal (Fig 19. B et 19. C)

Les reconstructions à basse énergie (40-60 keV) non MAR et MAR présentaient les rapports de densité de collet les plus proches de 1 mesurés à 1.0 [SD 0] à 40 keV MAR au temps artériel et à 1.0 [SD 0.2] à 60 keV MAR au temps portal.

Il existait une différence significative avec les rapports des reconstructions à haute énergie non MAR et MAR mesurés à 1.2 [SD 0.4] à 140 keV non MAR au temps artériel, $p = 0.04$, et à 1.4 [SD 0.5] à 140 keV MAR au temps portal, $p = 0.03$.

3. Modèle humain (Fig 19. D)

Les reconstructions à basse énergie (40-60 keV) non MAR et MAR avaient les rapports de densité de collet mesurés à 1.0 [SD 0.1] à 40 keV.

Les reconstructions à 140 keV présentaient des rapports significativement plus hauts mesurés à 1.3 [SD 0.3] à 140 keV, $p = 0.01$.

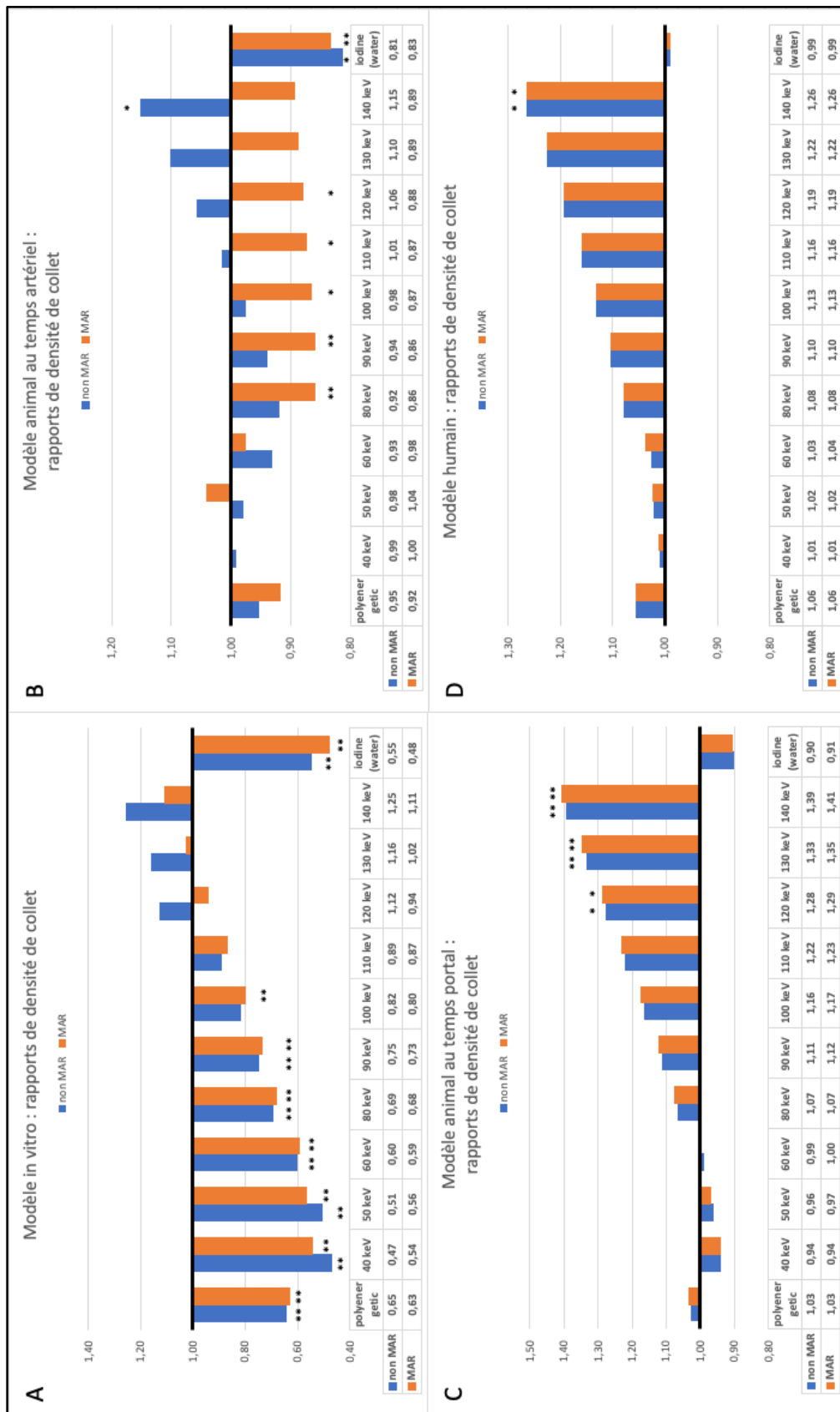


Figure 19 : Histogrammes des rapports de densité de collet

Les astérisques indiquent les différences significatives par rapport à la reconstruction présentant le rapport le plus proche de 1 (* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$).

III.1.3. Rapports de densité d'anévrismes (Tableau 3)

1. In vitro (Fig 20. A)

Les rapports étaient élevés mesurés à 1.6 [SD 0.5] pour l'ensemble des mesures.

Les reconstructions à basse énergie (40-50 keV) et iodine(water) non MAR et MAR avaient des rapports de densité d'anévrismes les plus proches de 1 mesurés à 1.3 [SD 0.2] à 40 keV MAR.

Les reconstructions à haute énergie présentaient des rapports significativement plus hauts à 2.2 [SD 0.8] à 140 keV MAR, $p < 0.001$.

Il existait une différence statistiquement significative entre les reconstructions iodine(water) non MAR et MAR avec des rapports significativement plus bas et plus proches de 1 pour les reconstructions MAR ($p = 0.007$).

2. Modèle animal (Fig 20. B et 20. C)

Au temps artériel, les rapports de densité d'anévrisme étaient bas, mesurée à 0.4 [SD 0.2].

Au temps portal, les rapports de densité d'anévrisme étaient hauts, mesurés à 2.2 [SD 1.0].

3. Modèle humain (Fig 20. D)

Les rapports de densité d'anévrisme étaient bas, à 0.5 [SD 0.5] pour l'ensemble des mesures.

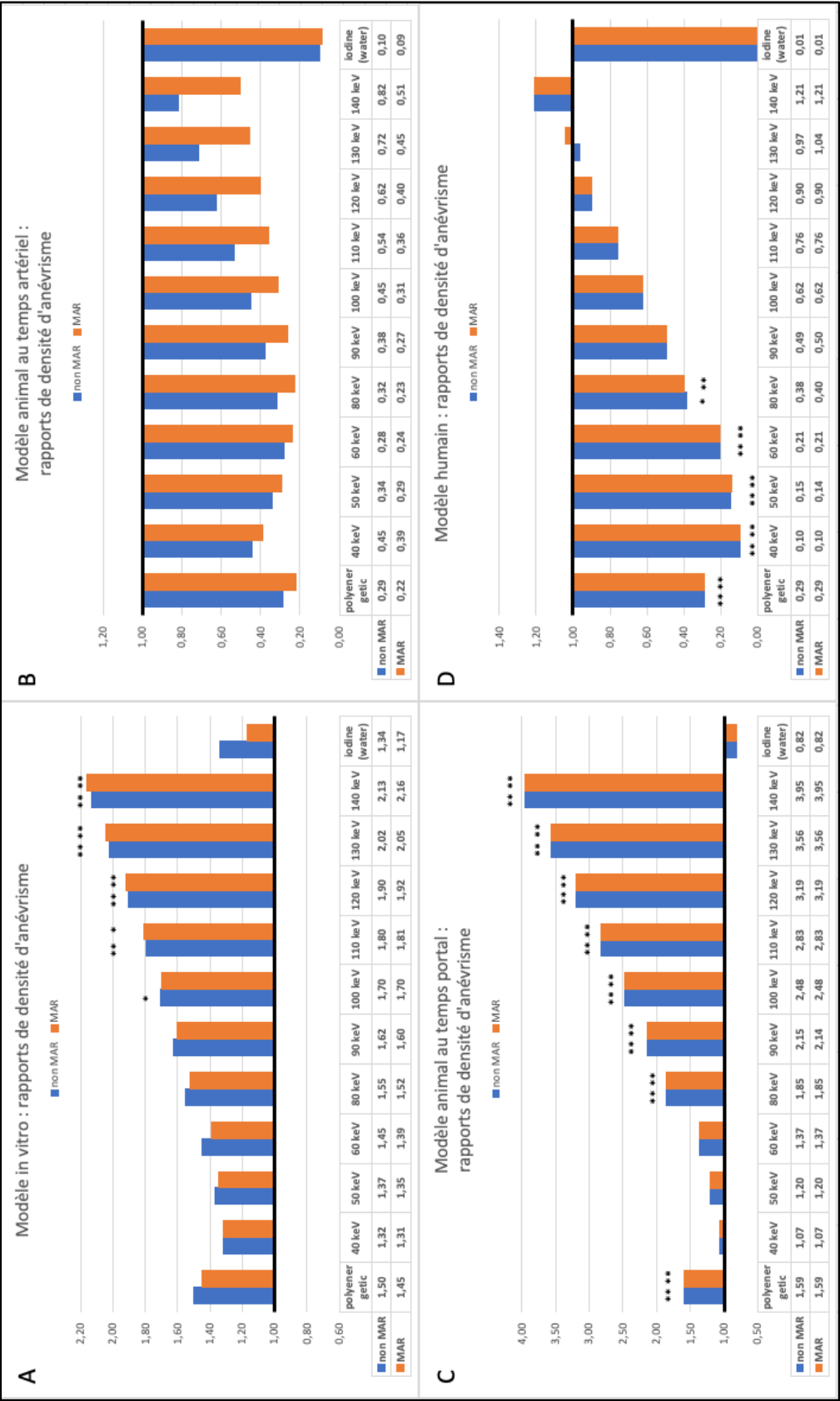


Figure 20 : Histogrammes des rapports de densité d'anévrisme

Les astérisques indiquent les différences significatives par rapport à la reconstruction présentant le rapport le plus proche de 1 (*p<0.05 ; **p<0.01)

III.1.4. Rapport signal sur bruit (Tableau 4)

1. In vitro (Fig 21. A)

Le SNR était significativement plus élevé pour les reconstructions MAR versus non MAR de 60 keV à 140 keV ($p < 0.04$), et iodine(water) ($p = 0.003$).

2. Modèle animal (Fig 21. B et C)

Au temps artériel comme au temps portal, il existait une diminution significative du SNR avec l'augmentation des keV mesurés respectivement à 2563 [SD 1245] à 50 keV MAR et à 14.6 [SD 5,3] à 140 keV MAR au temps artériel, $p < 0.001$.

Au temps artériel, le SNR était significativement plus haut pour les reconstructions non MAR versus MAR de 70 keV à 130 keV ($p = 0.03$) et iodine(water) ($p = 0.01$).

3. Modèle humain (Fig 21. D)

Il existait une tendance à la diminution du SNR avec l'augmentation des keV.

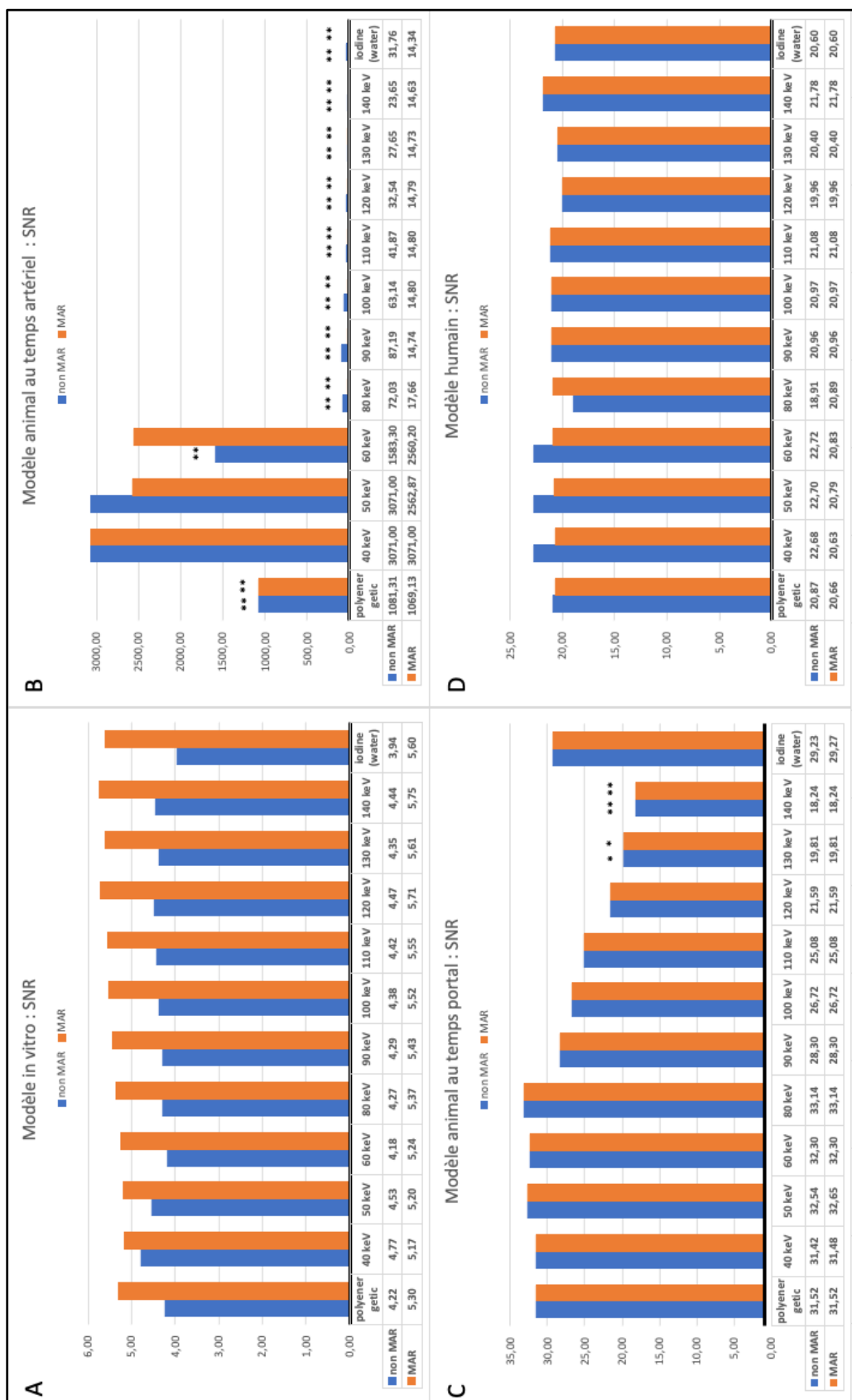


Figure 21 : Histogrammes des SNR

Les astérisques indiquent les différences significatives par rapport à la reconstruction présentant le rapport le plus haut (*p<0.05 ; **p<0.01).

III.2. Analyse subjective

III.2.1. Visibilité subjective de la lumière artérielle (Tableau 5)

1. In vitro (Fig 22. A)

La reproductibilité inter-observateur était faible (k 0,27). La reproductibilité intra-observateur était modérée (k 0,42).

Le score de visibilité subjective était le plus haut pour les reconstructions à moyenne énergie, mesuré à 3.8 [SD 0.4] à 100 keV non MAR.

Les reconstructions à basse énergie et iodine(water) non MAR et MAR présentaient des scores significativement plus bas mesurés à 1.7 [SD 0.8] à 40 keV non MAR, $p=0.03$ et 1.0 [SD 0] pour iodine(water) non MAR, $p=0.03$.

2. Modèle animal (Fig 22. B)

La reproductibilité inter-observateur était faible (k 0,23), de même que la reproductibilité intra-observateur (k 0,40).

Le score de visibilité subjective était le plus haut sur les reconstructions à moyenne et haute énergie, mesuré à 3.5 [SD 0.5] à 120 keV non MAR.

Les reconstructions à 40 keV et iodine(water) non MAR et MAR présentaient des scores significativement plus bas, à 1.6 [SD 1.0] à 40 keV non MAR, $p=0.03$.

Le score était significativement plus haut pour les reconstructions monoénergétiques non MAR versus MAR à moyenne énergie ($p=0.01$ à 110 keV).

3. Modèle humain (Fig 22. C)

La reproductibilité inter-observateur était faible (k 0,22), de même que la reproductibilité intra-observateur (k 0,30).

Le score de visibilité subjective était le plus haut sur les reconstructions à moyenne énergie, mesuré à 3.8 [SD 0.4] à 80 keV non MAR.

Les reconstructions à haute énergie présentaient des scores significativement plus bas, à 2.3 [SD 0.6] à 140 keV MAR, $p=0.03$.

La visibilité subjective était significativement meilleure pour les reconstructions monoénergétiques non MAR versus MAR à moyenne énergie ($p=0.03$ à 80 keV).

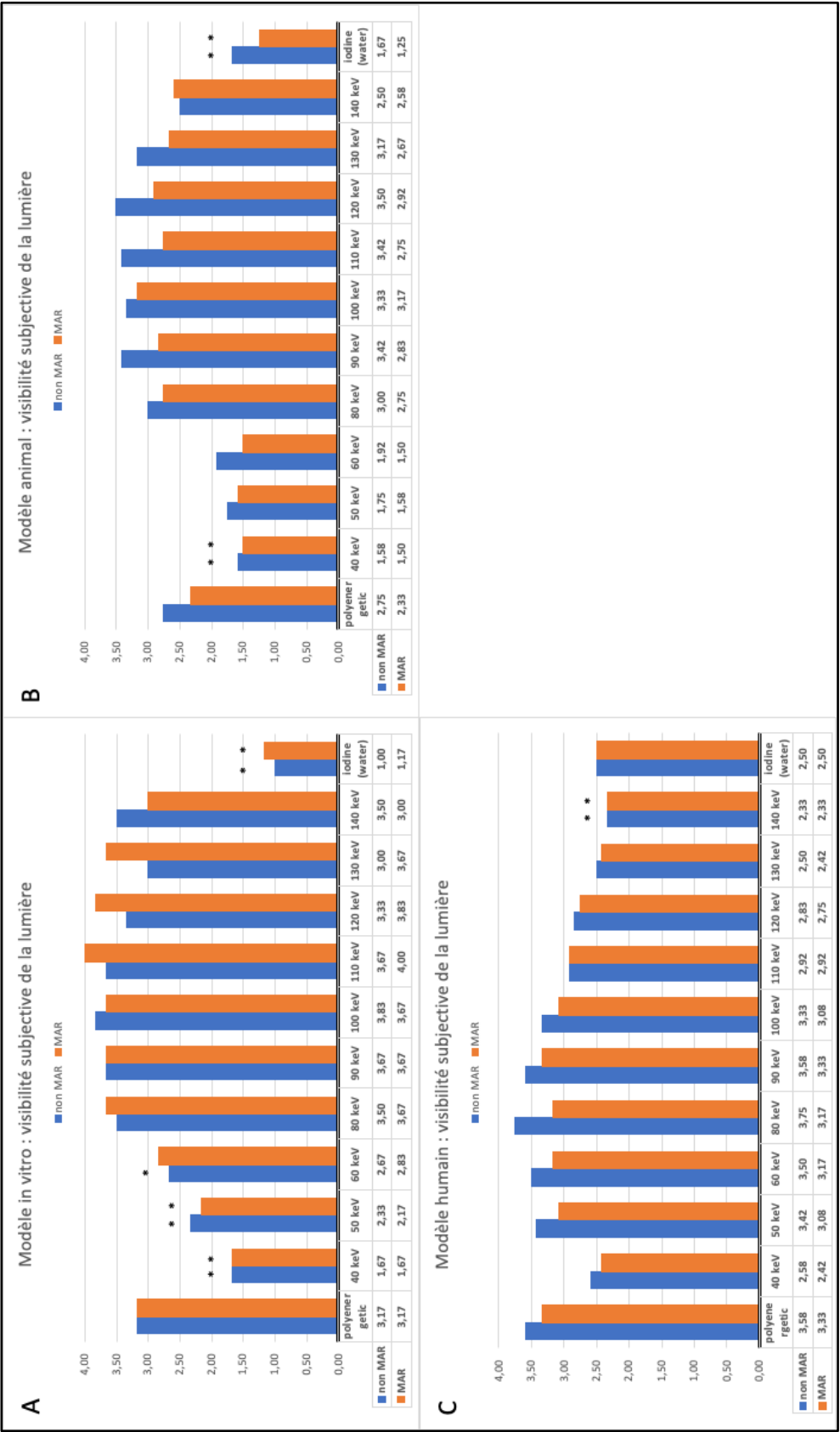


Figure 22 : Histogrammes de la visibilité subjective de la lumière

Les astérisques indiquent les différences significatives par rapport à la reconstruction présentant le rapport le plus haut (*p<0.05).

III.2.2. Visibilité subjective du collet anévrismal (Tableau 6)

1. In vitro (Fig 23. A)

La reproductibilité inter-observateur était très faible (k 0,10). La reproductibilité intra-observateur était faible (k 0,34).

Les scores de visibilité subjective étaient les plus hauts sur les reconstructions à moyenne énergie, mesurés à 3.5 [SD 0.8] à 90 keV non MAR, 3.5 [SD 0.8] à 90 keV MAR.

Les reconstructions à basse énergie et iode (water) non MAR et MAR présentaient des scores significativement plus bas, à 1.5 [SD 0.8] à 40 keV non MAR, $p=0.03$ et 1.0 [SD 0] pour iode(water) non MAR, $p=0.03$.

2. Modèle animal (Fig 23. B)

La reproductibilité inter-observateur était faible (k 0,33). La reproductibilité intra-observateur était modérée (k 0,47).

Les scores de visibilité subjective étaient les plus hauts sur les reconstructions à moyenne énergie, mesuré à 3.4 [SD 0.5] à 110 keV non MAR.

Les reconstructions à basse énergie et iode(water) non MAR et MAR présentaient des scores significativement plus bas, à 1.4 [SD 0.7] à 40 keV, $p=0.03$.

Le score était significativement plus haut pour les reconstructions monoénergétiques non MAR versus MAR à moyenne et haute énergie ($p=0.01$ à 120 keV).

3. Modèle humain (Fig 23. C)

La reproductibilité inter-observateur était très faible (k 0,15). La reproductibilité intra-observateur était faible (k 0,30).

Le score de visibilité subjective était le plus haut sur les reconstructions équivalent polyénergétiques, mesuré à 3.8 [SD 0.5] à 70 keV non MAR.

Les reconstructions à 40 keV et à haute énergie présentaient des scores significativement plus bas, à 2.0 [SD 0.7] à 140 keV non MAR, $p=0.03$.

La visibilité subjective était significativement meilleure pour les reconstructions monoénergétiques non MAR versus MAR à basse et moyenne énergie ($p=0.02$ à 80 keV).

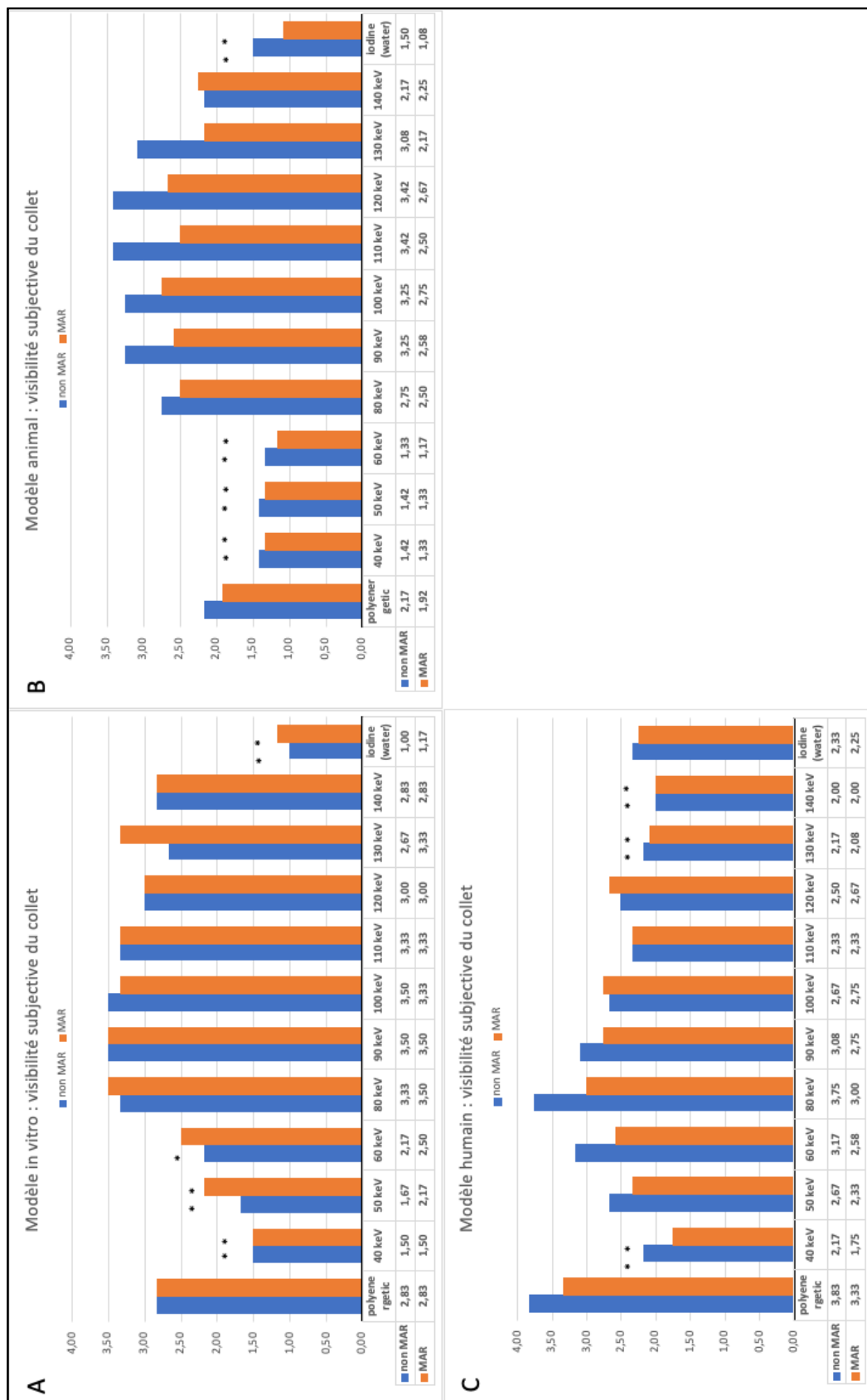


Figure 23 : Histogrammes de la visibilité subjective du collet

Les astérisques indiquent les différences significatives par rapport à la reconstruction présentant le rapport le plus haut (*p<0.05).

IV. Discussion

Ce travail in vitro et in vivo est le premier évaluant l'intérêt de l'angioscanner double énergie après traitement par WEB d'anévrismes intracrâniens.

Les analyses objectives démontrent que les reconstructions monoénergétiques à basse énergie (40-60 keV) permettent une meilleure évaluation de la lumière de l'artère porteuse in vitro et sur modèle animal avec des rapports de densité de lumière proches de 1, sans distorsion par les artéfacts du WEB. Les rapports étaient significativement plus hauts sur les reconstructions à haute énergie (120-140 keV), en lien avec une distorsion par les artéfacts du marqueur proximal du WEB, à l'origine d'une augmentation factice de la densité luminale. Cependant, ces résultats ne sont pas vérifiés sur les patients étudiés où les reconstructions monoénergétiques et polyénergétiques sont toutes équivalentes.

Le collet anévrisimal était également mieux évalué sur les reconstructions à basse énergie (40-60 keV) par rapport aux reconstructions à hautes énergies in vivo ; on retrouve cependant des résultats contraires in vitro avec un rapport de densité de collet proche de 1 sur les reconstructions à moyenne et haute énergie (90-140 keV) et des rapports significativement plus bas à basse énergie (40-60 keV).

Le sac anévrisimal était mieux évalué sur les reconstructions à basse et moyenne énergies (40-90 keV) in vitro, cependant avec des rapports de densité d'anévrisme élevés, corrélés à une distorsion sur les artéfacts de la cage et des marqueurs à l'origine d'une augmentation des densités intra-anévrismales. In vivo, les rapports étaient bas, en lien avec la thrombose du sac anévrisimal et l'absence d'opacification. Chez le lapin, il existait une augmentation des rapports de densité d'anévrisme entre les temps artériel et portal. L'analyse histologique des anévrismes montrait des index de fibrose à 70% et 59% respectivement pour chacun des lapins. Au vu de ces résultats, on peut rapporter cette augmentation des rapports à une fibrose de l'anévrisme.

Les reconstructions à basse énergie (40-60 keV) présentaient un meilleur SNR que les reconstructions à keV plus élevés (90-140 keV) largement significatif sur modèle animal, mais sans significativité in vitro ou chez l'humain.

Sur l'ensemble des analyses objectives, on ne retrouvait pas de différence significative entre les reconstructions monoénergétiques et polyénergétiques conventionnelles. Les reconstructions iodine(water) permettaient un meilleur rapport de densité d'anévrisme uniquement in vitro. Il n'a pas été démontré d'amélioration systématique des images avec l'algorithme MAR.

Les analyses subjectives montraient que les reconstructions à moyenne énergie (80-110 keV) permettaient une meilleure évaluation tant de la lumière artérielle porteuse que du collet anévrysmal in vitro et in vivo. Ce constat est démontré par des scores significativement moins élevés sur les reconstructions à basse énergie in vitro et chez le lapin, et à haute énergie chez l'humain. Il n'y avait pas de différence significative entre les reconstructions monoénergétiques et polyénergétiques in vivo et sur modèle animal. Chez l'humain, les reconstructions polyénergétiques conventionnelles montraient une meilleure visibilité du collet par rapport aux reconstructions à basse et haute énergie. Les reconstructions iodine(water) étaient à l'origine d'une moins bonne visibilité de la lumière et du collet in vitro et chez le lapin. L'algorithme MAR diminuait la visibilité de la lumière et du collet sur les reconstructions à moyenne énergie.

Les résultats objectifs démontrant une meilleure qualité des images monoénergétiques à bas keV sont concordants avec une étude antérieure étudiant les stents intracrâniens in vitro (76). D'autres études précédentes décrivaient, au contraire, une réduction des artéfacts et une diminution du bruit avec des reconstructions monoénergétiques à haut keV (79,80). Les images à haute énergie permettent théoriquement une diminution des artéfacts, mais sont à plus à grande distance énergétique du K-Edge de l'iode (33 keV) et sont donc à l'origine d'une diminution du contraste vasculaire et des tissus environnants (81). *Hickethier et al* ont ainsi décrit une réduction du ratio contraste sur bruit et une réduction de la visibilité des sténoses intra-stent in vitro avec l'augmentation des keV (82).

Les résultats relativement discordants entre les analyses objectives et subjectives au sein de notre étude peuvent être expliqués par plusieurs facteurs. D'une part, comme il n'existe pas de recommandations pour le fenêtrage des reconstructions monoénergétiques des angioscanners cérébraux, celles-ci ont été déterminées a priori pour chaque reconstruction ; on ne peut pas exclure une influence sur les résultats subjectifs. Cependant, cette influence est certainement plus faible que si le paramétrage des fenêtres était libre. D'autre part, le scanner spectral étant une technologie nouvelle, la plupart des radiologues ont une plus grande expérience d'interprétation des images polyénergétiques (équivalent monoénergétique à 70 keV), qui se rapprochent visuellement plus des images à moyen keV qu'à bas keV où le contraste vasculaire paraît plus intense et presque artéfacté. De plus, la reproductibilité inter et intra-observateur était suboptimale sur l'ensemble des analyses de notre étude.

Les reconstructions de décomposition matérielle iodine(water) n'ont pas montré une amélioration de la qualité des images, hormis pour l'évaluation objective de la densité anévrysmale in vitro. Au contraire, elles étaient à l'origine d'une diminution de la qualité subjective des images avec une susceptibilité accrue aux artéfacts. Cela peut être lié à l'absence de différenciation par l'algorithme de l'iode et d'autres composants de densité élevée dans les structures de petite taille (83).

L'application de l'algorithme MAR était à l'origine d'une diminution de la qualité subjective des images, ce qui est contradictoire par rapport aux résultats d'études antérieures explorant des AI traités par clipping et coiling (84,85). Cependant, *Bier et al* retrouvaient dans 30% des angioscanners avec MAR réalisés dans le suivi d'AI clippés ou coilés, une diminution du contraste vasculaire adjacent au matériel, réalisant un aspect de « pseudosténose » (86). Une étude de *Conti et al* sur l'intérêt du scanner spectral dans la réduction des artéfacts des prothèses de hanche mettait en évidence la diminution de la qualité des images sur prothèse unilatérale en titane, liée à de nouveaux artéfacts créés par l'algorithme MAR (87). Le WEB étant composé en partie de titane, ces résultats pourraient donc être extrapolés à notre étude, avec une génération d'artéfacts factices par l'algorithme MAR à l'origine d'une moins bonne visibilité luminale et du collet.

Les tentatives de suppression des matériaux composants le WEB à l'origine des artéfacts (platine pour les marqueurs proximal et distal, et Nitinol, un alliage de nickel et de titane, pour la cage) n'ont pas été concluantes. En effet, les courbes d'atténuation du platine et du titane sont biphasiques dans les bornes des niveaux d'énergie du scanner, et l'algorithme de suppression matérielle ne peut pas les reconnaître. De plus, les proportions exactes de l'alliage du nickel et du titane dans le Nitinol ne sont pas connues. Une piste intéressante pour le suivi des AI traités par WEB serait le scanner spectral à comptage photonique (SPCCT, voir Annexe 1.6) qui permettrait de reconnaître spécifiquement les différents matériaux responsables d'artéfacts et ainsi d'obtenir une cartographie de suppression matérielle globale sans altération du contraste tissulaire adjacent. Le scanner spectral à comptage photonique a déjà montré de bons résultats in vitro et in vivo pour la détection de resténose sur stents coronaires (88,89).

Bien que des données cliniques préliminaires soient incluses dans cette étude, une étude clinique prospective comparant le scanner spectral à l'artériographie sur une plus large population est nécessaire pour évaluer l'impact clinique et la possibilité d'un suivi à long terme des AI traités par WEB par angioscanner spectral. Au vu des résultats de cette étude, une analyse sur des reconstructions monoénergétiques à deux niveaux d'énergie à bas et moyen kiloélectronvolt (par exemple, 40 keV et 90 keV) sans MAR serait judicieuse. La reconstruction à bas keV avec un excellent contraste vasculaire sensibiliserait la détection d'une recanalisation et celle à moyen keV avec une diminution des artéfacts confirmerait celle-ci. Il semble moins pertinent d'effectuer des évaluations sur une seule reconstruction, l'intérêt du scanner spectral reposant sur la multiplicité des reconstructions, chacune apportant des informations différentes.

V. Conclusion

Cette étude in vitro et in vivo fournit les premières données sur la possibilité d'imagerie non invasive post-interventionnelle des anévrismes intracrâniens traités par dispositif intra-sacculaire WEB par angioscanner cérébral grâce à un scanner spectral à fast kV-switching.

Les reconstructions monoénergétiques à basse et moyenne énergies offrent une meilleure qualité d'image que les reconstructions monoénergétiques à haute énergie. Cependant, par rapport aux images conventionnelles polyénergétiques, il n'a pas été démontré d'amélioration significative de la qualité d'image avec les reconstructions monoénergétiques ni de soustraction d'eau iodine(water). L'algorithme MAR était à l'origine d'une diminution de la qualité subjective des images, probablement par création de nouveaux artéfacts par l'algorithme.

VI. Article

Relevance of spectral CT-scan in the follow-up of intracranial aneurysms treated with WEB devices: an in vitro and in vivo experiment

INTRODUCTION

Woven EndoBridge (WEB) devices have been developed since 2011 for the treatment of wide-neck intracranial bifurcation aneurysms (1). These cage-like devices, made of braided nitinol wire meshes with mixed platinum/iridium proximal and distal markers, are deployed within the aneurysm sac to reduce intra-aneurysmal flow, induce thrombosis and neo-endothelialization of the aneurysm neck with subsequent aneurysm healing (2–4). Compared to flow diverter stents, WEB do not require prolonged antiplatelet therapy as the device is not in the arterial lumen. Recent technical developments enabled the use of smaller catheters (0.017 inches), allowing the treatment of smaller narrow neck aneurysms, distally located aneurysms or sidewall aneurysms with WEB (5–7). The efficacy and safety of the treatment of ruptured or unruptured intracranial aneurysms with WEB has been evaluated in several studies, and a recent review by *Dmytriw et al* found adequate aneurysmal occlusion in 85.7% of cases (8–12).

The risk of aneurysmal recanalisation after endovascular treatment always requires radiological follow-up of treated patients. Cerebral angiogram is usually performed at least once, as it is considered the gold standard for follow-up. However, it remains an invasive and irradiating procedure with a low but not negligible rate of complications (13,14). Longer-term follow-up of aneurysms treated with coils is performed on MRI using the 3D TOF sequence with or without contrast injection, which allows diagnosis of intra-coil recanalization (15,16). Aneurysms treated surgically, with stents, or with flow diverters cannot be properly analyzed with MRI due to metal artefacts of nitinol or a cobalt-chromium alloy responsible for a Faraday cage effect and signal loss (17–19). Similarly, studies have shown that magnetic susceptibility

artefacts and the Faraday cage effect of WEB do not allow optimal remnographic detection of remnants for aneurysms treated with WEB.

To overcome these challenges, cerebral CT-scan seems to be an interesting alternative for the follow-up of patients treated with WEB. Only two studies have evaluated CT-scan for the follow-up of aneurysms treated with WEB, demonstrating an excellent correlation with angiography in a small cohort, despite hard beam artifacts related to the proximal marker and the device cage (20,21).

Unlike conventional CT, for which tissue contrast is based on the average attenuation of the X-ray spectrum at one energy level, dual-energy CT evaluates tissue attenuation at two different energy levels, providing an additional range of image reconstructions (22). Virtual monochromatic reconstructions allow image interpretation at a specific energy level, optimizing images to the clinical application. Thus, low-energy reconstructions provide better vascular and tissue contrast, while high-energy reconstructions reduce hard beam artifacts (23). The kV switching technology is a dual-energy imaging technique developed by General Electrics (GE Healthcare, Waukesha, Wisconsin, USA) that involves the very fast alternate emission of x-ray beams at two energy levels (80kV and 140kV), providing excellent temporal registration.

Several authors have investigated the reduction of intracranial stent artefacts with spectral and dual-energy CT scanners, however to our knowledge none of these studies have evaluated WEBs (24,25).

The purpose of this work is therefore to assess the image quality of aneurysms treated with WEB using spectral technology and to propose a follow-up protocol for spectral cerebral CTA with optimized parameters.

MATERIAL AND METHODS

The data in this study come from in vitro and in vivo analyses carried out in silicone models, in animals and in humans as part of routine care.

Acquisition systems

In vitro model

WEB device (SLS, 7/5.6mm) was implanted inside an aneurysm phantom supplied by Sim&Cure, with aneurysm measuring 7.8x7.8x7.1mm with a wall thickness of 1mm, made of synthetic resin (Formlabs Flexible shore 80A) using a 3D printer and sealed at each extremity. The phantom was filled with contrast medium (350 mg iodine/ml, Iomeron 350, Bracco Imaging France) titrated with saline in two different dilutions to achieve intraluminal densities of 280 HU and 400 HU; the expected intra-arterial density of a cerebral arterial angioscanner being greater than 250 HU (26,27).

The model was positioned into a shelter provided by Sim&Cure, which reproduced the skull base artefacts, made from polyamide using a 3D printer and placed in the headrest of the dual-energy CT table (Fig I).

Animal model

In the WEB Shape Modification Project, carried out at the EMIS laboratory (Limoges), WEBs were implanted in elastase-induced carotid aneurysms in New Zealand rabbits (APAFIS#28943-2021011310199793) (28). To reduce the number of animals in accordance with animal welfare rules, we studied two rabbits from this project.

Spectral CT scan images were obtained under general anesthesia after arteriography, one month after device implantation. The two rabbits were placed successively in the center of the dual-energy scanner table. Spontaneous contrast, arterial and portal phases of contrast injection (350 mg iodine/ml, Iomeron 350) were performed through a right auricular venous access in one rabbit and a left femoral venous access in the other.

Human patients

Two patients embolized with WEB at the University Hospital of Limoges were retrospectively analyzed. One patient underwent scheduled treatment of an 8.5 mm aneurysm of the right

sylvian bifurcation incidentally discovered with a 7/6 mm WEB SLS; the other patient underwent emergency treatment of a 6 mm ruptured anterior communicating aneurysm with a 5/3.6 mm WEB SLS. Spectral CT scans and DSA angiograms were performed as part of the follow-up.

CT acquisition parameters

CT acquisitions were performed on a 256-slice spectral CT (Revolution CT, GE Healthcare, Waukesha, Wisconsin, USA).

The standard brain CT angiography protocol was used for data acquisition in the flow-model and the human population (fast kV switching between 80 keV and 140 keV, 0.5 s rotation time; 0.992 helical pitch; 40 mm total collimation, tube current-time product 405 mA, field of view 16 cm).

The usual CT protocol for animal experiments was used for data acquisition in the animal model (fast kV switching between 80 keV and 140 keV, 0.5 s rotation time; 0.992 helical pitch; 40 mm total collimation, tube current-time product 335 mA, field of view 20,6 cm).

Raw data were reconstructed with a 0.625 mm slice thickness and 0.625 mm increment using an iterative reconstruction algorithm (ASiR V 60%, GE Healthcare). Virtual monochromatic images were calculated with energy levels from 40 keV to 140 keV in 10 keV steps, including 70 keV monochromatic images (the energy level defined by the CT constructor as equivalent to 120 kVp polychromatic images) and iodine (water) material density images, which suppress water density and enhance iodine density. Each energy level was reconstructed with and without application of the MAR (Metallic Artifact Reduction) algorithm.

CT data analysis

Data analysis was performed on a separate workstation and displayed on multiplanar reconstructions using gemstone spectral imaging software (GE Volume Share 4 AW 4.4, GE Healthcare).

As the contrast differs significantly between each monochromatic image, the window width and level were adjusted for each reconstruction by an INR. Subjective and objective evaluations were performed using the specific window settings.

Objective analysis

The following parameters were evaluated for each CT reconstruction (Fig II):

- The *lumen density ratio*, assessing the loss of luminal density due to WEB-related artifacts, defined as the density of the WEB-facing artery divided by the density of the native artery. Density measurements of the WEB-facing artery and native artery were performed by delineating the maximum elliptical ROI and avoiding WEB-related artifacts on 3 consecutive sections. Density measures from monochromatic images are presented in HU, whereas measures from iodine-specific reconstructions are presented in iodine concentration in milligrams/milliliter.
- The *aneurysm neck density ratio*, which assesses the loss of neck density due to WEB-related artifacts, defined as the density of the WEB-facing neck divided by the density of the native artery. Density measurements of the aneurysm neck and native artery were performed by delineating the maximum elliptical ROI and avoiding WEB-related artifacts on 3 consecutive sections. Density measures from monochromatic images are presented in HU, whereas measures from iodine-specific reconstructions are presented in iodine concentration in milligrams/milliliter.
- The *aneurysm density ratio*, which assesses the loss of luminal density due to WEB-related artifacts in vitro and aneurysm occlusion in vivo, defined as the intra-aneurysmal density divided by the native artery density. Density measurements within the aneurysm and native artery were performed delineating the maximal elliptical ROI and avoiding WEB-related artifacts on 3 consecutive sections. Density measures from monochromatic images are presented in HU, whereas measures from iodine-specific reconstructions are presented in iodine concentration in milligrams/milliliter.

- The *signal-to-noise ratio (SNR)*, which assesses the overall image contrast, defined as the native artery density divided by the image noise, obtained by standard deviation of the native artery density ROI.

Subjective analysis

Subjective visibility of the artery lumen and aneurysm neck in vitro, in the animal model and in the human population was assessed independently by 3 experienced blinded readers twice at 3-week intervals using a 4-point scale:

Subjective assessment of the artery lumen:

- 1 : artery lumen facing the WEB non visible, due to WEB-related artifacts or increased noise
- 2 : artery lumen visible but not assessable
- 3 : artery lumen visible, assessable with some residual artifacts
- 4 : artery lumen visible, no artifact

Subjective assessment of the aneurysm neck:

- 1 : aneurysm neck non visible, due to WEB-related artifacts or increased noise
- 2 : aneurysm neck visible but not assessable
- 3 : aneurysm neck visible, assessable with some residual artifacts
- 4 : aneurysm neck visible, no artifact

Statistical analysis

Statistics were calculated using Real Statistics software on Excel.

A p-value <0.05 was considered statistically significant. Results are presented as mean [SD].

Data were tested for normality using the Shapiro-Wilk method.

Analyses of variance were performed using ANOVA for continuous parametric data.

Analyses of variance were performed using Friedmann's test for discontinuous non-parametric data.

The inter-observer reproducibility between the three observers was calculated using the Fleiss kappa coefficient, and the intra-observer reproducibility for the two sets of measurements was calculated using Cohen's kappa coefficient.

RESULTS

Objective analysis

Lumen density ratio (Fig III, table I)

Lumen density ratios were closest to 1 in low-energy reconstructions (40-60 keV) without and with MAR, with measured ratios of 1.0 [SD 0.2] at 50 keV in vitro, 1.0 [SD 0.2] at 50 keV in the animal model in the arterial phase, 1.0 [SD 0.2] at 50 keV in the animal model in the portal phase, 1.0 [SD 0.2] at 50 keV in the human model.

High-energy reconstructions had significantly higher ratios in vitro and in the animal model ($p=0.01$ and $p=0.03$ at 140 keV, respectively).

Aneurysm neck density ratio (Fig IV, table II)

In vitro, the aneurysm neck density ratios were the closest to 1 in high-energy reconstructions (120-130 keV) with measured ratio of 1.0 [SD 0.2] at 130 keV. Low and medium-energy reconstructions had significantly lower ratios ($p<0.001$ at 40 keV).

In vivo, however, the aneurysm neck density ratios were the closest to 1 in low-energy reconstructions (40-60 keV), with measured ratios of 1.0 [SD 0] at 40 keV in the animal model in the arterial phase, 1.0 [SD 0.2] at 60 keV in the animal model in the portal phase, 1.0 [SD 0.1] at 40 keV in the human model. High-energy reconstructions had significantly higher ratios ($p=0.04$, $p=0.03$ and $p=0.01$ at 140 keV, respectively).

Aneurysm density ratio (Fig V, table III)

In vitro, aneurysm density ratios were closest to 1 in low-energy reconstructions (40-60 keV) and iodine(water), with measured ratios of 1.3 [SD 0.2] at 40 keV MAR and 1.2 [SD 0.5] at iodine(water) MAR. High energy reconstructions had significantly higher ratios ($p < 0.001$ at 140 keV).

In the arterial phase animal model and in the human model, the ratios were low at 0.4 [SD 0.2] and 0.5 [SD 0.5], respectively.

In the arterial phase animal model, the ratios were high, measured at 2.2 [SD 1.0].

SNR (Fig VI, table IV)

In the animal model, low-energy reconstructions were associated with higher SNR, measured at 2563.0 [SD 1245.0] at 50 keV MAR. There was a significant continuous decrease with higher energy levels, with the lowest value at 14.6 [SD 5.3] at 140 keV MAR in the arterial phase ($p < 0.001$).

Subjective analysis

Subjective assessment of the artery lumen (Fig VII, table V)

Interobserver agreement resulted in an overall k of 0.24. Intra-observer agreement resulted in an overall k of 0.37.

Subjective assessment of the artery lumen was highest for medium-energy reconstructions, with measured values of 3.8 [SD 0.4] at 100 keV in vitro, 3.4 [SD 0.4] at 90 keV in the animal model, 3.8 [SD 0.4] at 80 keV in the human model.

In vitro and in the animal model, low-energy and iodine(water) reconstructions had significantly lower values ($p = 0.03$ at 40 keV and in iodine(water), respectively), whereas in the human model, high-energy reconstructions had significantly lower values ($p = 0.03$ at 140 keV).

For medium-energy reconstructions in vivo, the values were significantly higher without MAR than with MAR ($p=0.01$ at 110 keV in the animal model, $p=0.03$ at 80 keV in the human model).

Subjective assessment of the aneurysm neck (Fig VIII, table VI)

Interobserver agreement resulted in an overall k of 0.19. Intraobserver agreement resulted in an overall k of 0.37.

In vitro and animal model, subjective assessment of the aneurysm neck was highest for medium-energy reconstructions, with measured values of 3.5 [SD 0.8] at 90 keV in vitro, 3.4 [SD 0.5] at 110 keV in the animal model. In the human model, the polyenergetic reconstructions showed the highest measured values at 3.8 [SD 0.5].

Low-energy reconstructions had significantly lower values ($p=0.03$ at 40 keV each).

For medium-energy reconstructions in vivo, the values were significantly higher without MAR than with MAR ($p=0.01$ at 120 keV in the animal model, $p=0.02$ at 80 keV in the human model).

DISCUSSION

To our knowledge, this in vitro and in vivo study is the first to assess the relevance of dual-energy CT angiography after WEB treatment of intracranial aneurysms.

Objective analyses showed that low-energy monoenergetic reconstructions (40-60 keV) provide a better assessment of the artery lumen with lumen density ratios close to 1, undistorted by WEB artifacts. The ratios were significantly higher with high-energy reconstructions (120-140 keV) in vitro and in the animal model, which is related to artifact distortion of the proximal WEB marker, causing a false increase in luminal density. The aneurysmal neck was also better assessed on low-energy reconstructions (40-60 keV) compared to high-energy reconstructions in vivo; however, the opposite results were found in vitro, showing a neck density ratio close to 1 on medium and high-energy reconstructions (90-140 keV) and significantly lower ratios at low energy (40-60 keV). The aneurysm sac was best

assessed on low and medium energy reconstructions (40-90 keV) in vitro, but with high aneurysm density ratios, correlating with distortion on the cage and marker artifacts causing increased intra-aneurysmal densities. In vivo, the ratios were low, associated with aneurysm sac thrombosis and lack of opacification. In rabbits, there was an increase in aneurysm density ratios between arterial and portal times. Histological analysis of the aneurysms showed fibrosis indices of 70% and 59% in each of the rabbits. Based on these results, this increase in ratios can be attributed to aneurysm fibrosis. The low-energy (40-60 keV) reconstructions showed a significantly better SNR than the higher-energy (90-140 keV) reconstructions in the animal model. In all objective analyses, there was no significant difference between conventional monoenergetic and polyenergetic reconstructions. The iodine (water) reconstructions provided a better assessment of the aneurysm only in vitro. There was no systematic improvement in images with the MAR algorithm.

Subjective analyses showed that medium-energy reconstructions (80-110 keV) provided better assessment of both the arterial lumen and the aneurysm neck in vitro and in vivo. In human model, conventional polyenergetic reconstructions showed better assessment of the neck compared to low- and high-energy reconstructions. There was no significant difference between monoenergetic and polyenergetic reconstructions in vivo and in animal model. Iodine(water) reconstructions resulted in poorer lumen and neck assessment in vitro and in rabbits. The MAR algorithm reduced lumen and neck assessment in medium energy reconstructions.

The objective results showing a better quality of monoenergetic images at low keV are consistent with a previous study of intracranial stents in vitro (25). On the opposite, other prior studies have described a decreased artifact and noise with high keV monoenergetic reconstructions (23,29). High energy images theoretically reduce artifacts, but are at a greater energy distance from the iodine K-edge (33 keV) and are therefore responsible for a reduction in vascular contrast and surrounding tissue (30). Thus, *Hickethier et al* described a reduction

in the contrast-to-noise ratio and a reduction in the visibility of intra-stent stenoses in vitro with increasing keV (31).

The relatively discordant results between the objective and subjective analyses in our study may be explained by several factors. First, as there are no recommendations for the windowing of monoenergetic reconstructions from cerebral CTA, these were determined a priori for each reconstruction; we cannot exclude an influence on the subjective results. However, this influence is certainly weaker than with freely parameterized windows. Furthermore, as spectral CT scan is a new technology, most radiologists are more experienced in interpreting polyenergetic images (monoenergetic equivalent at 70 keV), which are visually closer to medium-keV images than low-keV images, where the vascular contrast appears more intense and almost artefactual. In addition, inter- and intra-observer reproducibility was suboptimal for all analyses in our study.

Iodine (water) material decomposition reconstructions were shown to cause a decrease in subjective image quality with an increased susceptibility to artifacts. This may be due to the algorithm's inability to distinguish iodine from other high-density components in small structures (32).

The application of the MAR algorithm resulted in a decrease in subjective image quality, which contradicts the results of previous studies investigating intracranial aneurysms treated by clipping and coiling (33,34). However, *Bier et al* found that in 30% of CTA with MAR performed in follow-up of clipped or coiled aneurysm, there was a decrease in vascular contrast adjacent to the material, giving the appearance of "pseudostenosis" (35). A study by *Conti et al* on the value of spectral CT-scan in reducing artifacts in hip prosthesis highlighted the reduction in image quality in titanium prosthesis associated with new artefacts generated by the MAR algorithm (36). As the WEB is partially composed of titanium, these results could be extrapolated to our study, with the generation of false artefacts by the MAR algorithm resulting in poorer luminal and neck visibility.

Attempts to suppress the materials in the WEB that cause the artefacts (platinum and Nitinol, an alloy of nickel and titanium) were inconclusive. The attenuation curves for platinum and titanium are biphasic within the range of the scanner's energy levels, and the hardware suppression algorithm cannot detect them. In addition, the exact proportions of nickel and titanium alloy in Nitinol are not known. An interesting way of monitoring WEB-treated aneurysms would be the Spectral Photon Counting Scanner (SPCCT), which would allow specific detection of the different materials responsible for artefacts and thus provide an overall material suppression map without altering the contrast of adjacent tissue. The SPCCT has already shown good results in vitro and in vivo for the detection of restenosis in coronary stents (37,38).

Although preliminary clinical data are included in this study, a prospective clinical study comparing spectral scanning with arteriography in a larger population is needed to assess the clinical impact and the possibility of long-term follow-up of intracranial aneurysms treated with WEB with spectral CTA. In the light of our results, an analysis of monoenergetic reconstructions at two energy levels at low and medium kiloelectronvolts (e.g. 40 keV and 90 keV) without MAR would be reasonable. Reconstruction at low keV with excellent vascular contrast would increase the detection of recanalisation, and reconstruction at medium keV with reduced artefacts would confirm it. It seems less appropriate to perform assessments on a single reconstruction, as the value of spectral scanning resides in the multiplicity of reconstructions, each providing different information.

CONCLUSION

This in vitro and in vivo study provides the first data on the potential of non-invasive post-interventional imaging of intracranial aneurysms treated with WEB device using CTA with a fast kV switching spectral scanner.

Low- and medium-energy monoenergetic reconstructions provide better image quality than high-energy monoenergetic reconstructions. However, compared with conventional polyenergetic images, no significant improvement in image quality was observed for monoenergetic or water subtraction reconstructions. The MAR algorithm was responsible for a decrease in subjective image quality, probably due to the creation of new artifacts by the algorithm.

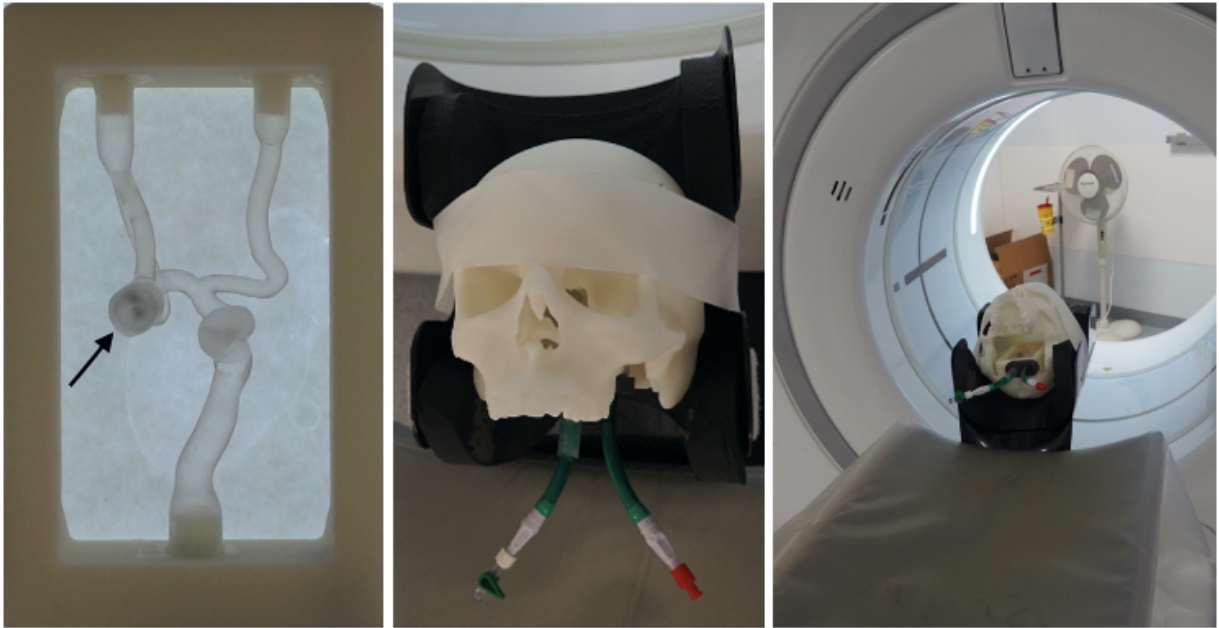


Figure I: Experimental setup: WEB (arrow) inside the aneurysm phantom placed in the skull shelter on the CT scan table

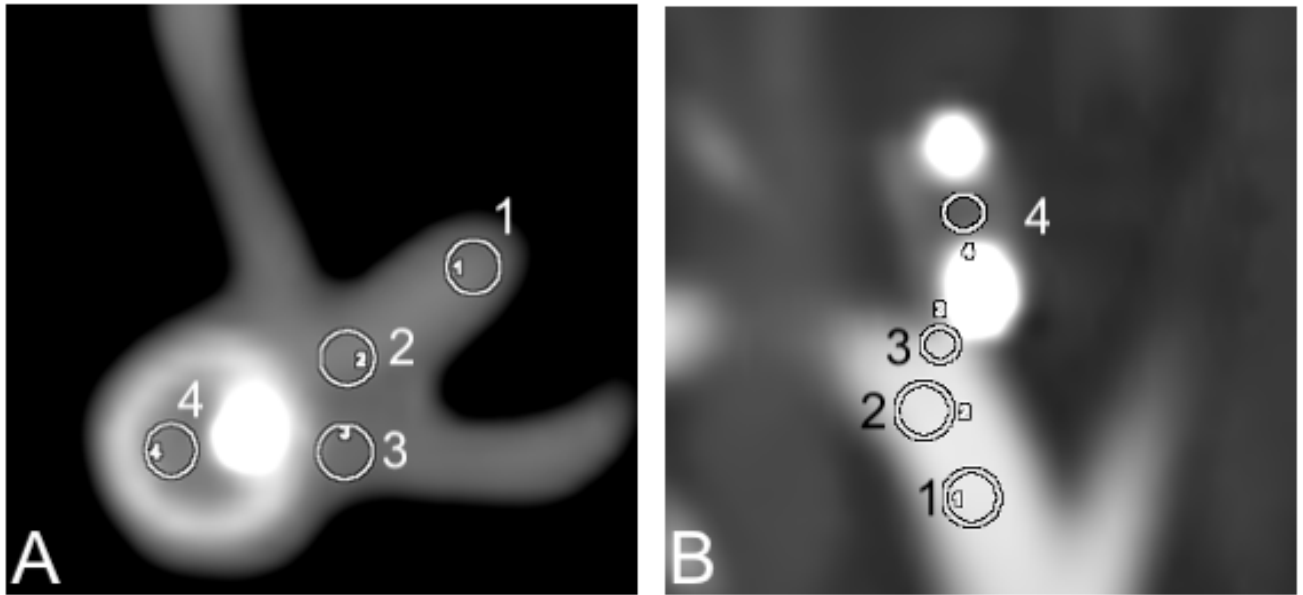


Figure II: ROI placed in aneurysm phantom (A) and in animal model (B)
 1: native artery; 2: artery facing the WEB; 3: aneurysm neck; 4: within the aneurysm

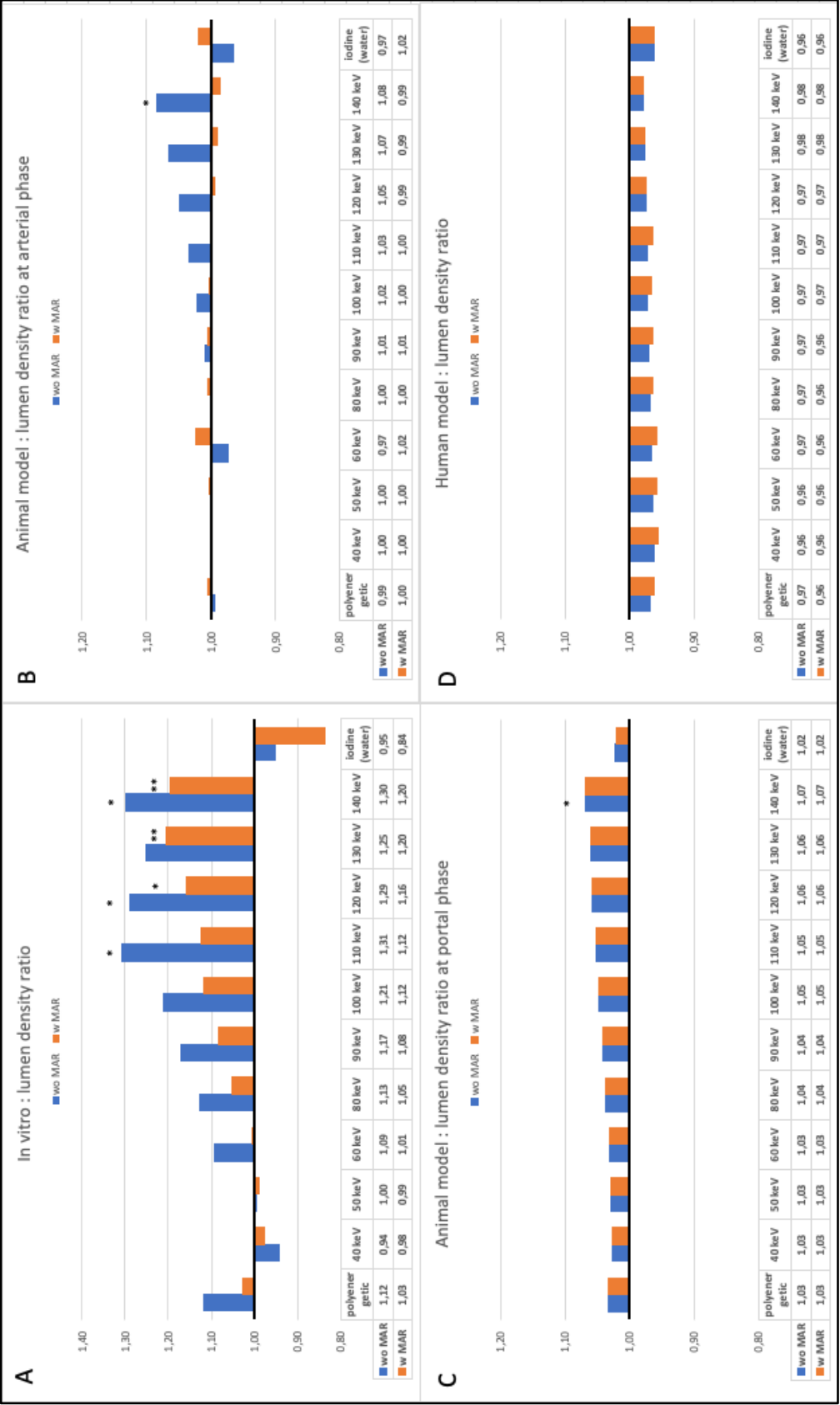


Figure III: Graphic illustration of the lumen density ratio
Asterisks mark statistical significance (* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$).

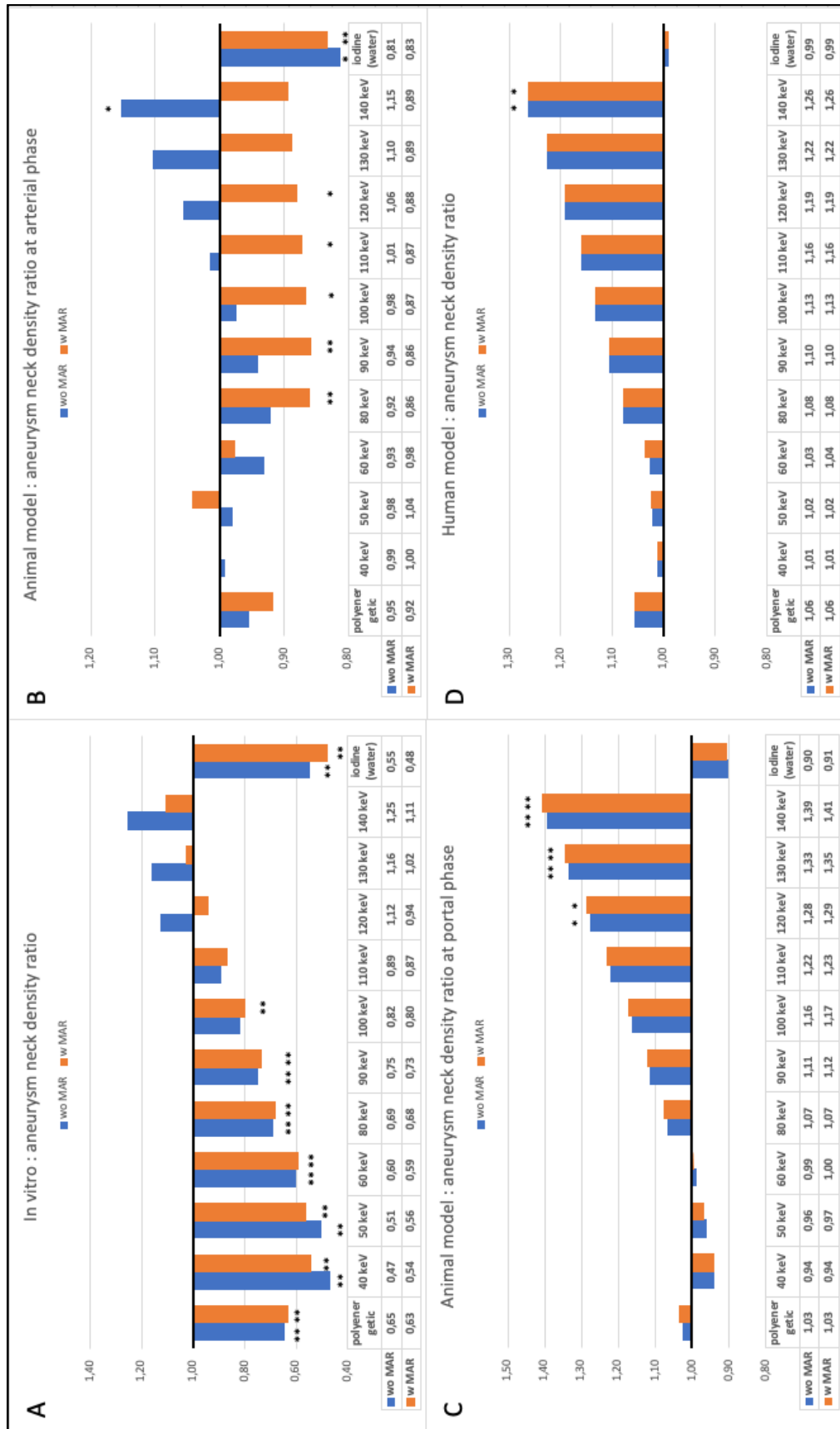


Figure IV: Graphic illustration of the aneurysm neck density ratio
Asterisks mark statistical significance (*p<0.05; **p<0.01).

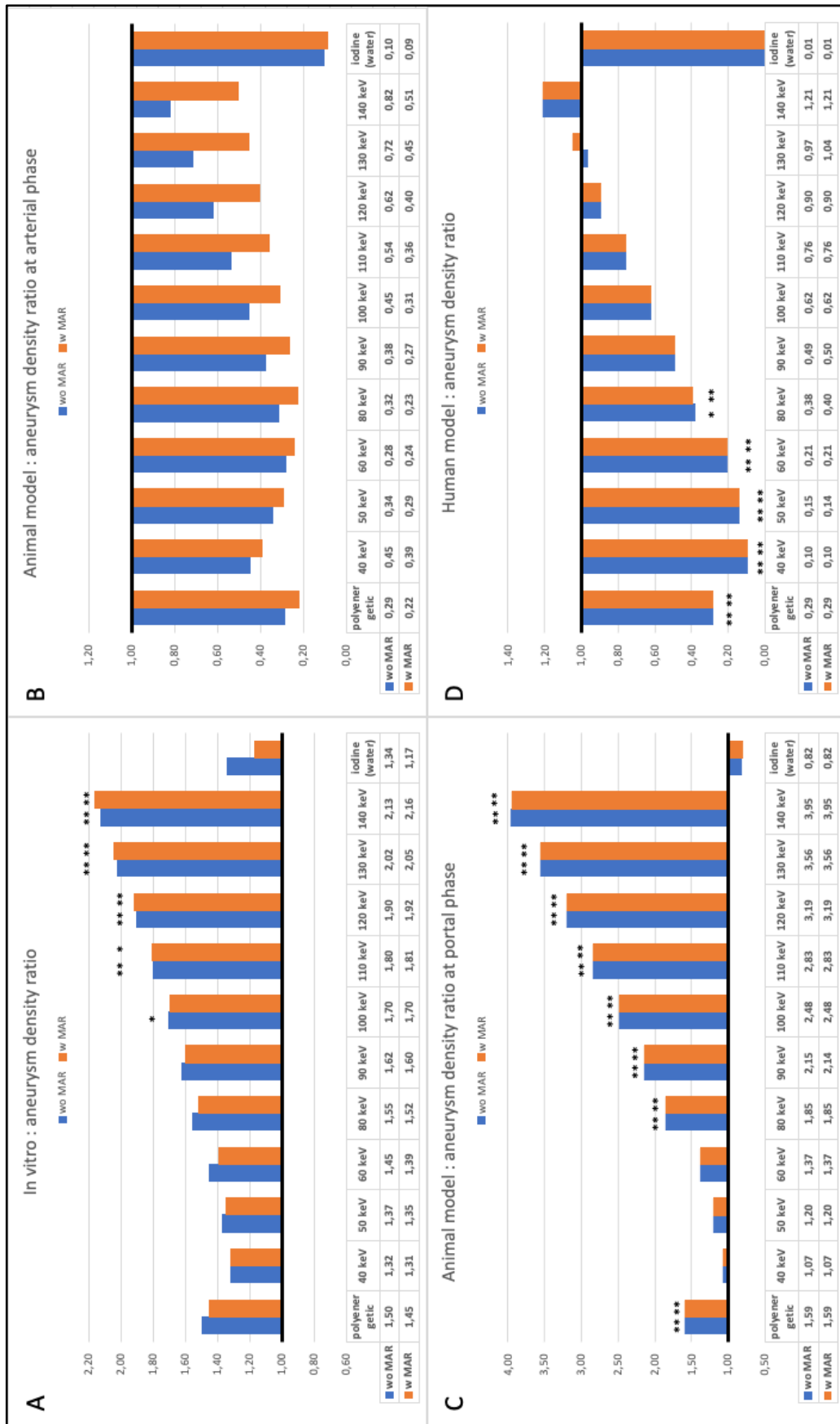


Figure V: Graphic illustration of the aneurysm density ratio
Asterisks mark statistical significance (*p<0.05; **p<0.01).

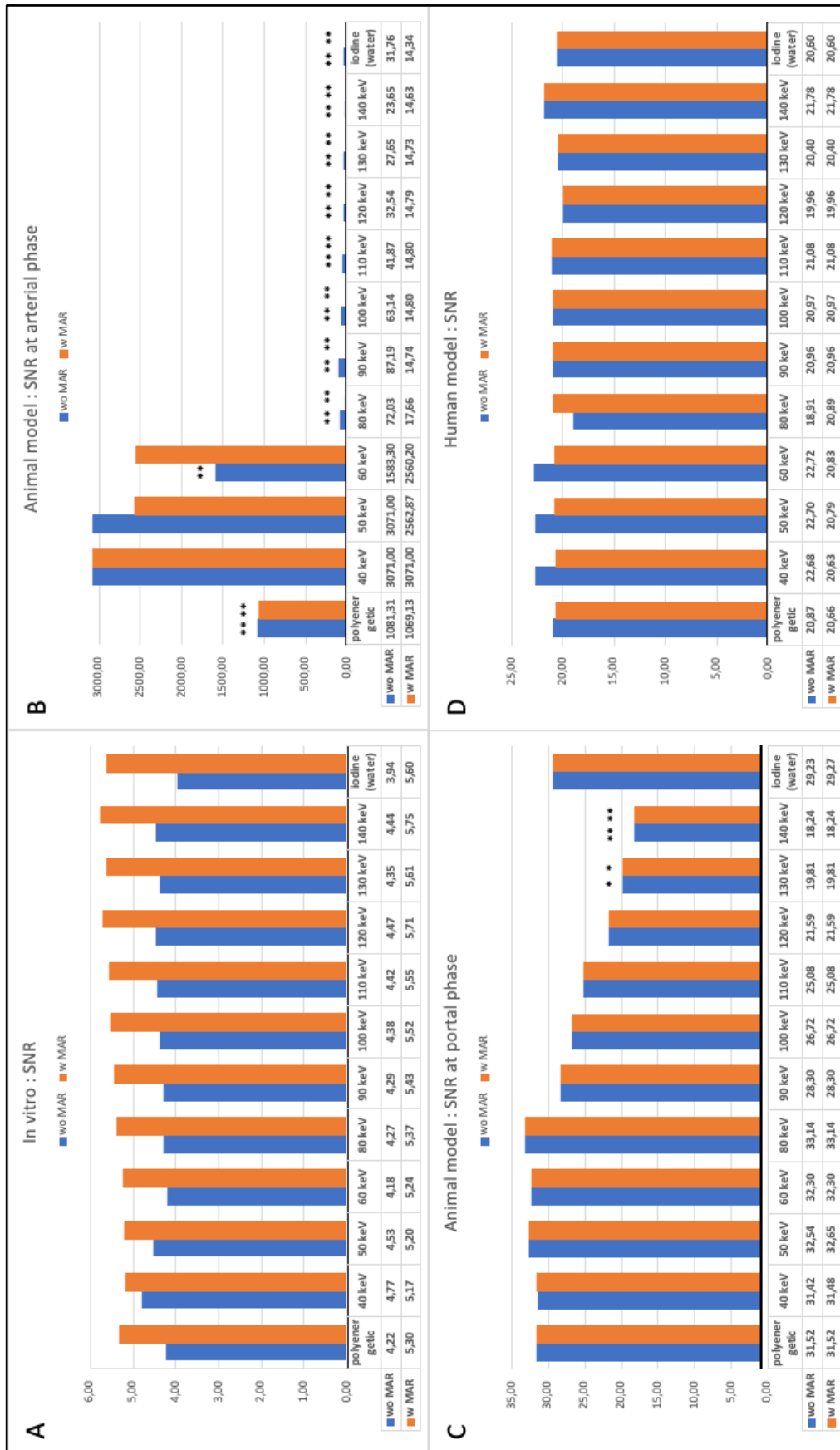


Figure VI: Graphic illustration of the SNR
Asterisks mark statistical significance (*p<0.05; **p<0.01).

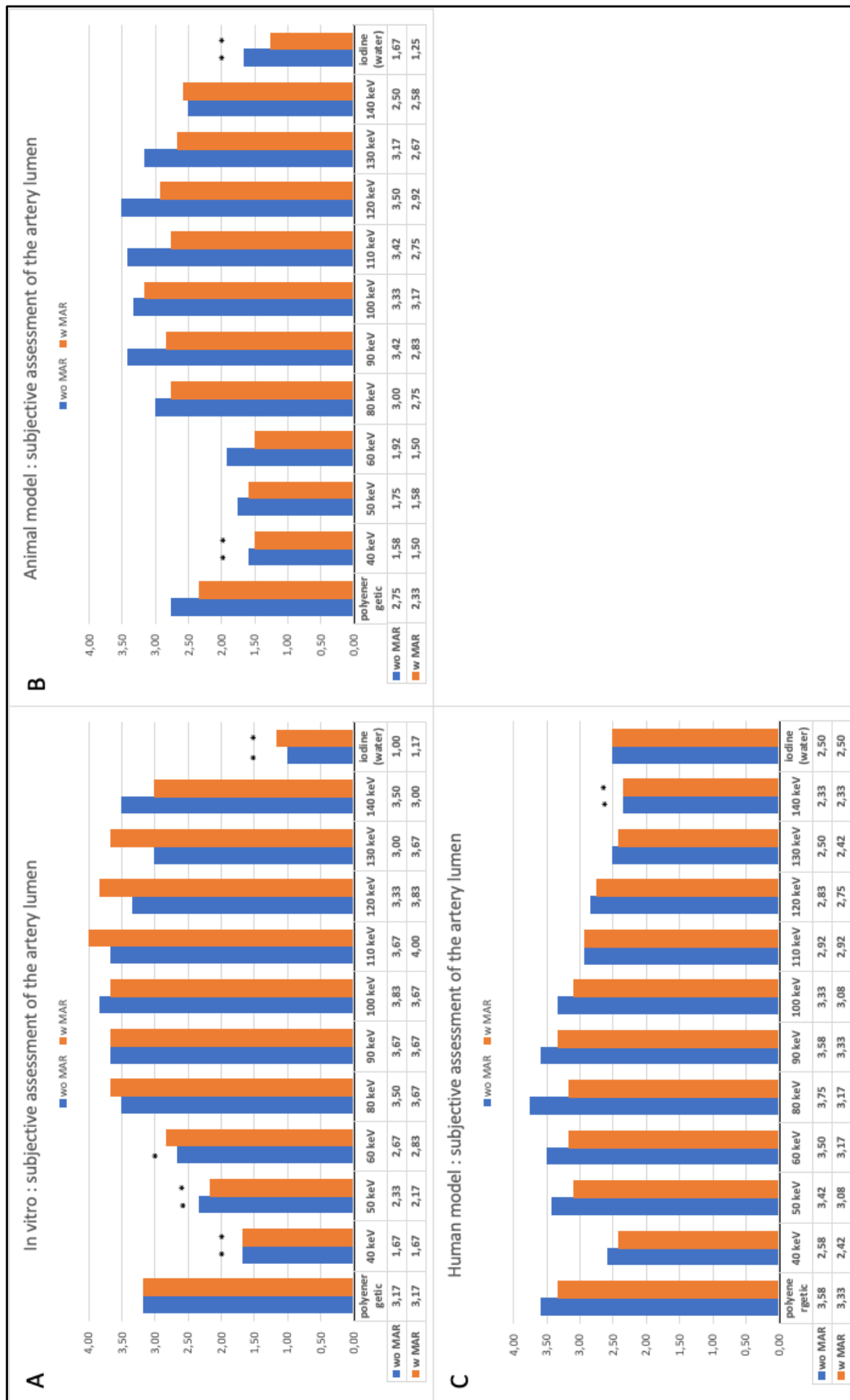


Figure VII: Graphic illustration of the artery lumen subjective assessment
Asterisks mark statistical significance (* $p < 0.05$).

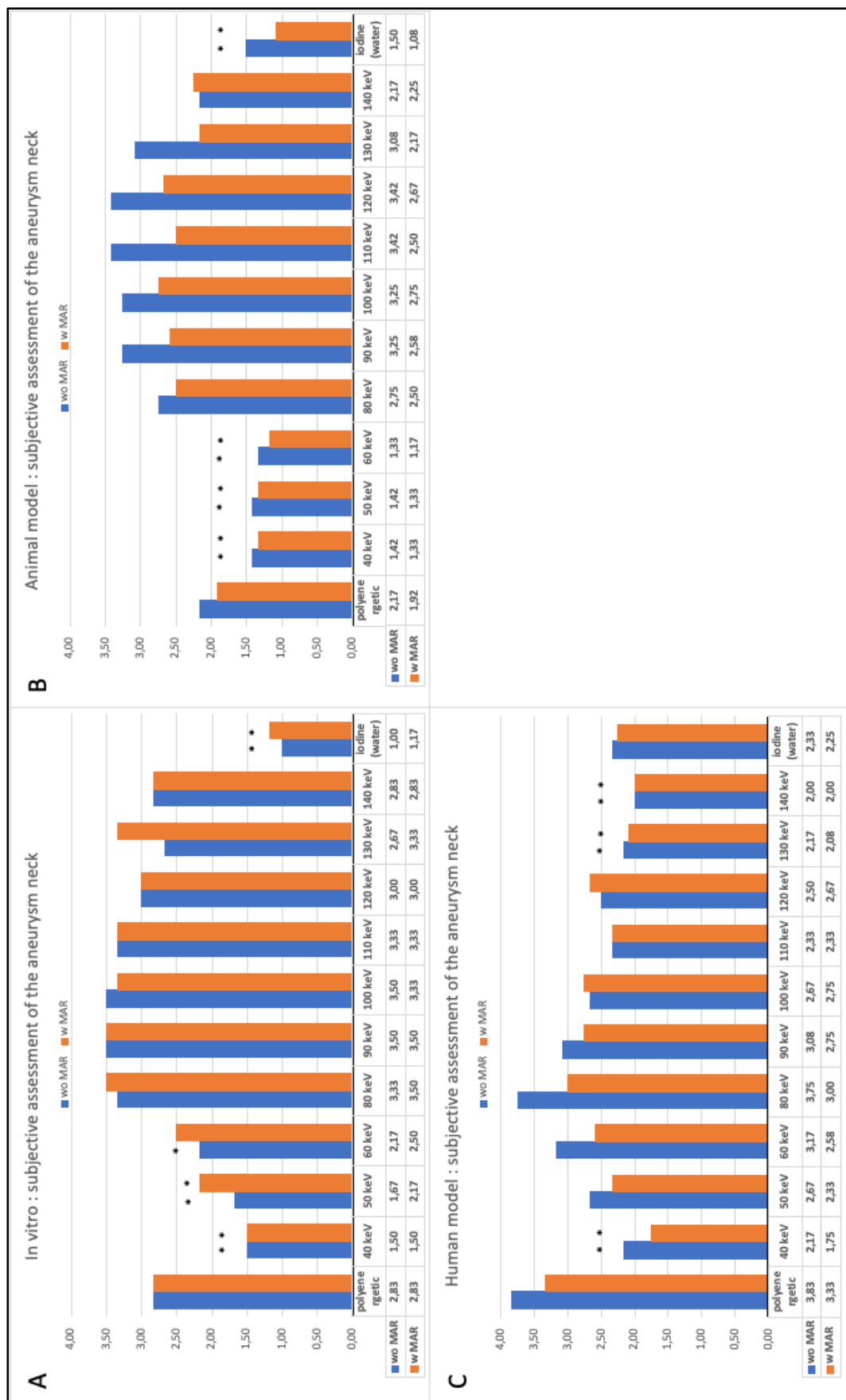


Figure VIII: Graphic illustration of the aneurysm neck subjective assessment
Asterisks mark statistical significance (*p<0.05)

Table I : Lumen density ratio means, without and with MAR

	without MAR						with MAR					
	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD
polyenergetic	1,12	0,99	1,03	0,97	1,03	0,18	1,03	1	1,03	1	1,01	0,04
40 keV	0,94	1	1,03	0,96	0,98	0,1	0,98	1	1,03	0,85	0,96	0,13
50 keV	1	1	1,03	0,96	1	0,1	0,99	1	1,03	0,81	0,96	0,12
60 keV	1,09	0,97	1,03	0,97	1,02	0,17	1,01	1,02	1,03	0,84	0,98	0,13
80 keV	1,13	1	1,04	0,97	1,03	0,19	1,05	1	1,04	0,87	0,99	0,13
90 keV	1,17	1,01	1,04	0,97	1,05	0,15	1,08	1,01	1,04	0,93	1,01	0,14
100 keV	1,21	1,02	1,05	0,97	1,06	0,17	1,12	1	1,05	0,97	1,03	0,15
110 keV	1,31	1,03	1,05	0,97	1,09	0,25	1,12	1	1,05	1,02	1,05	0,16
120 keV	1,29	1,05	1,06	0,97	1,09	0,21	1,16	0,99	1,06	1,06	1,07	0,14
130 keV	1,25	1,07	1,06	0,98	1,09	0,18	1,2	0,99	1,06	1,12	1,09	0,15
140 keV	1,3	1,08	1,07	0,98	1,11	0,2	1,2	0,99	1,07	1,02	1,07	0,17
iodine(water)	0,95	0,97	1,02	0,96	0,98	0,1	0,84	1,02	1,02	1,12	1	0,3
mean	1,15	1,02	1,04	0,97			1,06	1	1,04	0,97		

Table II : Aneurysm neck density ratio means, without and with MAR

	without MAR						with MAR					
	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD
polyenergetic	0,65	0,95	1,03	1,06	0,92	0,23	0,63	0,92	1,03	1,06	0,91	0,23
40 keV	0,47	0,99	0,94	1,01	0,85	0,27	0,54	1	0,94	1,01	0,87	0,24
50 keV	0,51	0,98	0,96	1,02	0,87	0,26	0,56	1,04	0,97	1,02	0,9	0,23
60 keV	0,6	0,93	0,99	1,03	0,89	0,23	0,59	0,98	1	1,04	0,9	0,23
80 keV	0,69	0,92	1,07	1,08	0,94	0,22	0,68	0,86	1,07	1,08	0,92	0,22
90 keV	0,75	0,94	1,11	1,1	0,98	0,22	0,73	0,86	1,12	1,1	0,95	0,23
100 keV	0,82	0,98	1,16	1,13	1,02	0,23	0,8	0,87	1,17	1,13	0,99	0,24
110 keV	0,89	1,01	1,22	1,16	1,07	0,24	0,87	0,87	1,23	1,16	1,03	0,25
120 keV	1,12	1,06	1,28	1,19	1,16	0,27	0,94	0,88	1,29	1,19	1,08	0,27
130 keV	1,16	1,1	1,33	1,22	1,2	0,28	1,02	0,89	1,35	1,22	1,12	0,18
140 keV	1,25	1,15	1,39	1,26	1,27	0,31	1,11	0,89	1,41	1,26	1,17	0,21
iodine(water)	0,55	0,81	0,9	0,99	0,81	0,24	0,48	0,83	0,91	0,99	0,8	0,13
mean	0,79	0,99	1,12	1,1			0,75	0,91	1,12	1,11		

Table III : Aneurysm density ratio means, without MAR and MAR

	without MAR						with MAR					
	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD
polyenergetic	1,5	0,29	1,59	0,29	0,92	0,66	1,45	0,22	1,59	0,29	0,89	0,47
40 keV	1,32	0,45	1,07	0,1	0,73	0,56	1,31	0,39	1,07	0,1	0,72	0,62
50 keV	1,37	0,34	1,2	0,15	0,76	0,58	1,35	0,29	1,2	0,14	0,75	0,6
60 keV	1,45	0,28	1,37	0,21	0,83	0,63	1,39	0,24	1,37	0,21	0,8	0,66
80 keV	1,55	0,32	1,85	0,38	1,03	0,71	1,52	0,23	1,85	0,4	1	0,72
90 keV	1,62	0,38	2,15	0,49	1,16	0,76	1,6	0,27	2,14	0,5	1,13	0,8
100 keV	1,7	0,45	2,48	0,62	1,31	0,83	1,7	0,31	2,48	0,62	1,28	0,88
110 keV	1,8	0,54	2,83	0,76	1,48	0,91	1,81	0,36	2,83	0,76	1,44	0,97
120 keV	1,9	0,62	3,19	0,9	1,65	1	1,92	0,4	3,19	0,9	1,6	1,08
130 keV	2,02	0,72	3,56	0,97	1,82	1,13	2,05	0,45	3,56	1,04	1,78	1,19
140 keV	2,13	0,82	3,95	1,21	2,03	1,2	2,16	0,51	3,95	1,21	1,96	0,91
iodine(water)	1,34	0,1	0,82	0,01	0,57	0,62	1,17	0,09	0,82	0,01	0,52	1,04
mean	1,64	0,44	2,17	0,51			1,62	0,31	2,17	0,51		

Table IV : SNR means, without and with MAR

	without MAR						with MAR					
	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD
polyenergetic	4,22	1081	31,52	20,87	284,5	987,1	5,3	1069	31,52	20,66	281,7	1265
40 keV	4,77	3071	31,42	22,68	782,5	1172	5,17	3071	31,48	20,63	782,1	1172
50 keV	4,53	3071	32,54	22,7	782,7	1172	5,2	2563	32,65	20,79	655,4	1172
60 keV	4,18	1583	32,3	22,72	410,6	1172	5,24	2560	32,3	20,83	654,6	10,33
80 keV	4,27	72,03	33,14	18,91	32,09	13,24	5,37	17,66	33,14	20,89	19,26	9,3
90 keV	4,29	87,19	28,3	20,96	35,18	10,78	5,43	14,74	28,3	20,96	17,36	9,59
100 keV	4,38	63,14	26,72	20,97	28,8	10,94	5,52	14,8	26,72	20,97	17	9,21
110 keV	4,42	41,87	25,08	21,08	23,11	10,59	5,55	14,8	25,08	21,08	16,63	8,13
120 keV	4,47	32,54	21,59	19,96	19,64	9,62	5,71	14,79	21,59	19,96	15,51	8,6
130 keV	4,35	27,65	19,81	20,4	18,05	9,95	5,61	14,73	19,81	20,4	15,14	9,53
140 keV	4,44	23,65	18,24	21,78	17,03	10,66	5,75	14,63	18,24	21,78	15,1	8,83
iodine(water)	3,94	31,76	29,23	20,6	21,38	10,56	5,6	14,34	29,27	20,6	17,45	1,32
mean	4,36	765,5	27,49	21,13			5,45	782	27,51	20,8		

Table V : Subjective assessment of the artery lumen means, without and with MAR

	without MAR					with MAR				
	flow model	animal	human	mean	SD	flow model	animal	human	mean	SD
polyenergetic	3,17	2,75	3,58	3,17	0,79	3,17	2,33	3,33	2,94	0,8
40 keV	1,67	1,58	2,58	1,94	1,02	1,67	1,5	2,42	1,86	0,99
50 keV	2,33	1,75	3,42	2,5	1,11	2,17	1,58	3,08	2,28	1,06
60 keV	2,67	1,92	3,5	2,69	0,99	2,83	1,5	3,17	2,5	1,1
80 keV	3,5	3	3,75	3,42	0,81	3,67	2,75	3,17	3,19	0,71
90 keV	3,67	3,42	3,58	3,56	0,51	3,67	2,83	3,33	3,28	0,71
100 keV	3,83	3,33	3,33	3,5	0,63	3,67	3,17	3,08	3,31	0,63
110 keV	3,67	3,42	2,92	3,33	0,58	4	2,75	2,92	3,22	0,74
120 keV	3,33	3,5	2,83	3,22	0,71	3,83	2,92	2,75	3,17	0,72
130 keV	3	3,17	2,5	2,89	0,73	3,67	2,67	2,42	2,92	0,82
140 keV	3,5	2,5	2,33	2,78	0,81	3	2,58	2,33	2,64	0,57
iodine(water)	1	1,67	2,5	1,72	0,94	1,17	1,25	2,5	1,64	0,87
mean	2,94	2,67	3,07			3,04	2,32	2,88		

Table VI : Subjective assessment or the aneurysm neck means, without and with MAR

	without MAR					with MAR				
	flow model	animal	human	mean	SD	flow model	animal	human	mean	SD
polyenergetic	2,83	2,17	3,83	2,94	1	2,83	1,92	3,33	2,69	0,91
40 keV	1,5	1,42	2,17	1,69	0,78	1,5	1,33	1,75	1,53	0,86
50 keV	1,67	1,42	2,67	1,92	1,1	2,17	1,33	2,33	1,94	0,92
60 keV	2,17	1,33	3,17	2,22	1,1	2,5	1,17	2,58	2,08	0,96
80 keV	3,33	2,75	3,75	3,28	0,83	3,5	2,5	3	3	1,04
90 keV	3,5	3,25	3,08	3,28	0,57	3,5	2,58	2,75	2,94	1,03
100 keV	3,5	3,25	2,67	3,14	0,78	3,33	2,75	2,75	2,94	0,81
110 keV	3,33	3,42	2,33	3,03	0,76	3,33	2,5	2,33	2,72	0,65
120 keV	3	3,42	2,5	2,97	0,85	3	2,67	2,67	2,78	0,69
130 keV	2,67	3,08	2,17	2,64	0,89	3,33	2,17	2,08	2,53	0,77
140 keV	2,83	2,17	2	2,33	0,73	2,83	2,25	2	2,36	0,62
iodine(water)	1	1,5	2,33	1,61	0,91	1,17	1,08	2,25	1,5	0,86
mean	2,61	2,43	2,72			2,75	2,02	2,49		

REFERENCES

1. Klisch J, Sychra V, Strasilla C, Liebig T, Fiorella D. The Woven EndoBridge Cerebral Aneurysm Embolization Device (WEB II): initial clinical experience. *Neuroradiology* août. 2011;53(8):599-607.
2. Ding YH, Lewis DA, Kadirvel R, Dai D, Kallmes DF. The Woven EndoBridge: A New Aneurysm Occlusion Device. *AJNR Am J Neuroradiol.* mars 2011;32(3):607-11.
3. Ding Y, Dai D, Rouchaud A, Janot K, Asnafi S, Kallmes DF, et al. WEB Device Shape Changes in Elastase-Induced Aneurysms in Rabbits. *AJNR Am J Neuroradiol.* févr 2021;42(2):334-9.
4. Göllitz P, Luecking H, Hoelter P, Knossalla F, Doerfler A. What is the hemodynamic effect of the Woven EndoBridge? An in vivo quantification using time-density curve analysis. *Neuroradiology.* août 2020;62(8):1043-50.
5. Pierot L, Biondi A, Narata AP, Mihalea C, Januel AC, Metaxas G, et al. Should indications for WEB aneurysm treatment be enlarged? Report of a series of 20 patients with aneurysms in "atypical" locations for WEB treatment. *Journal of Neuroradiology.* juin 2017;44(3):203-9.
6. Rodriguez-Calienes A, Vivanco-Suarez J, Galecio-Castillo M, Zevallos CB, Farooqui M, Malaga M, et al. Use of the Woven EndoBridge Device for Sidewall Aneurysms: Systematic Review and Meta-analysis. *AJNR Am J Neuroradiol.* févr 2023;44(2):165-70.
7. Goertz L, Liebig T, Siebert E, Pflaeging M, Forbrig R, Pennig L. Intracranial Flow Disruption with the Woven EndoBridge for Narrow-Necked Aneurysms: A Safety and Feasibility Study.
8. Asnafi S, Rouchaud A, Pierot L, Brinjikji W, Murad MH, Kallmes DF. Efficacy and Safety of the Woven EndoBridge (WEB) Device for the Treatment of Intracranial Aneurysms: A Systematic Review and Meta-Analysis. *AJNR Am J Neuroradiol.* déc 2016;37(12):2287-92.
9. Kabbasch C, Goertz L, Siebert E, Herzberg M, Borggrefe J, Mpotsaris A, et al. Comparison of WEB Embolization and Coiling in Unruptured Intracranial Aneurysms: Safety and Efficacy Based on a Propensity Score Analysis. *World Neurosurgery.* juin 2019;126:e937-43.
10. van Rooij S, Sprengers M, Peluso J, Daams J, Verbaan D, van Rooij W, et al. A systematic review and meta-analysis of Woven EndoBridge single layer for treatment of intracranial aneurysms. *Interv Neuroradiol.* août 2020;26(4):455-60.
11. Essibayi MA, Lanzino G, Brinjikji W. Safety and Efficacy of the Woven EndoBridge Device for Treatment of Ruptured Intracranial Aneurysms: A Systematic Review and Meta-analysis. *AJNR Am J Neuroradiol.* sept 2021;42(9):1627-32.
12. Dmytriw AA, Diestro JDB, Dibas M, Phan K, Sweid A, Cuellar-Saenz HH, et al. International Study of Intracranial Aneurysm Treatment Using Woven EndoBridge: Results of the WorldWideWEB Consortium. *Stroke [Internet].* févr 2022 [cité 3 avr 2023];53(2). Disponible sur: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.121.037609>
13. Dawkins AA, Evans AL, Wattam J, Romanowski C a. J, Connolly DJA, Hodgson TJ, et al. Complications of cerebral angiography: a prospective analysis of 2,924 consecutive procedures. *Neuroradiology.* sept 2007;49(9):753-9.
14. Willinsky RA, Taylor SM, terBrugge K, Farb RI, Tomlinson G, Montanera W. Neurologic Complications of Cerebral Angiography: Prospective Analysis of 2,899 Procedures and Review of the Literature. *Radiology.* mai 2003;227(2):522-8.
15. van Amerongen MJ, Boogaarts HD, de Vries J, Verbeek ALM, Meijer FJA, Prokop M, et al. MRA Versus DSA for Follow-Up of Coiled Intracranial Aneurysms: A Meta-Analysis. *American Journal of Neuroradiology.* 1 sept 2014;35(9):1655-61.
16. Menke J, Schramm P, Sohns JM, Kallenberg K, Staab W. Diagnosing flow residuals in coiled cerebral aneurysms by MR angiography: meta-analysis. *J Neurol.* avr 2014;261(4):655-62.

17. Halitcan B, Bige S, Sinan B, Ilkay A, Ergun D, Fatih A, et al. The implications of magnetic resonance angiography artifacts caused by different types of intracranial flow diverters. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2021;23(1):69.
18. Marciano D, Soize S, Metaxas G, Portefaix C, Pierot L. Follow-up of intracranial aneurysms treated with stent-assisted coiling: Comparison of contrast-enhanced MRA, time-of-flight MRA, and digital subtraction angiography. *Journal of Neuroradiology*. févr 2017;44(1):44-51.
19. Attali J, Benaissa A, Soize S, Kadziolka K, Portefaix C, Pierot L. Follow-up of intracranial aneurysms treated by flow diverter: comparison of three-dimensional time-of-flight MR angiography (3D-TOF-MRA) and contrast-enhanced MR angiography (CE-MRA) sequences with digital subtraction angiography as the gold standard. *J NeuroIntervent Surg*. janv 2016;8(1):81-6.
20. Raoult H, Eugène F, Le Bras A, Mineur G, Carsin-Nicol B, Ferré JC, et al. CT angiography for one-year follow-up of intracranial aneurysms treated with the WEB device: Utility in evaluating aneurysm occlusion and WEB compression at one year. *Journal of Neuroradiology*. oct 2018;45(6):343-8.
21. Ozpeynirci Y, Braun M, Schmitz B. CT Angiography in Occlusion Assessment of Intracranial Aneurysms Treated with the WEB Device. *Journal of Neuroimaging*. 29 avr 2019;jon.12622.
22. 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.
23. Albrecht MH, Vogl TJ, Martin SS, Nance JW, Duguay TM, Wichmann JL, et al. Review of Clinical Applications for Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT. *Radiology*. nov 2019;293(2):260-71.
24. 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.
25. Zaeske C, Hickethier T, Borggrete J, Goertz L, Dettmeyer R, Schlamann M, et al. Postinterventional Assessment after Stent and Flow-Diverter Implantation Using CT: Influence of Spectral Image Reconstructions and Different Device Types. *AJNR Am J Neuroradiol*. mars 2021;42(3):516-23.
26. Morhard D, Wirth CD, Reiser MF, Schulte-Altedorneburg G, Ertl-Wagner B. Optimal sequence timing of CT angiography and perfusion CT in patients with stroke. *European Journal of Radiology*. juin 2013;82(6):e286-9.
27. Thust SC, Chong WKK, Gunny R, Mazumder A, Poitelea M, Welsh A, et al. Paediatric cerebrovascular CT angiography-towards better image quality. *Quant Imaging Med Surg*. déc 2014;4(6):469-74.
28. Janot K, Boulouis G, Forestier G, Bala F, Cortese J, Szatmáry Z, et al. WEB shape modifications: angiography–histopathology correlations in rabbits. *J NeuroIntervent Surg*. 16 mai 2023;jnis-2023-020193.
29. Scott Slavic, M.S, Priti Madhav, Ph.D., Mark Profio, M.S. GSI Xstream on RevolutionTM CT. Disponible sur: <https://www.gehealthcare.com/-/media/069734962cbf45c1a5a01d1cdde9a4cd.pdf>
30. 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.
31. Hickethier T, Wenning J, Bratke G, Maintz D, Michels G, Bunck AC. Evaluation of soft-plaque stenoses in coronary artery stents using conventional and monoenergetic images: first in-vitro experience and comparison of two different dual-energy techniques. *Quant Imaging Med Surg*. mars 2020;10(3):612-23.
32. Knöß N, Hoffmann B, Krauss B, Heller M, Biederer J. Dual energy computed tomography of lung nodules: Differentiation of iodine and calcium in artificial pulmonary nodules in vitro. *European Journal of Radiology*. déc 2011;80(3):e516-9.
33. Dunet V, Bernasconi M, Hajdu SD, Meuli RA, Daniel RT, Zerlauth JB. Impact of metal artifact reduction software on image quality of gemstone spectral imaging dual-energy

- cerebral CT angiography after intracranial aneurysm clipping. *Neuroradiology*. sept 2017;59(9):845-52.
34. Katsura M, Sato J, Akahane M, Tajima T, Furuta T, Mori H, et al. Single-energy metal artifact reduction technique for reducing metallic coil artifacts on post-interventional cerebral CT and CT angiography. *Neuroradiology*. nov 2018;60(11):1141-50.
 35. Bier G, Bongers MN, Hempel JM, Örgel A, Hauser TK, Ernemann U, et al. Follow-up CT and CT angiography after intracranial aneurysm clipping and coiling—improved image quality by iterative metal artifact reduction. *Neuroradiology*. juill 2017;59(7):649-54.
 36. Conti D, Baruffaldi F, Erani P, Festa A, Durante S, Santoro M. Dual-Energy Computed Tomography Applications to Reduce Metal Artifacts in Hip Prostheses: A Phantom Study. *Diagnostics*. 23 déc 2022;13(1):50.
 37. Bratke G, Hickethier T, Bar-Ness D, Bunck AC, Maintz D, Pahn G, et al. Spectral Photon-Counting Computed Tomography for Coronary Stent Imaging: Evaluation of the Potential Clinical Impact for the Delineation of In-Stent Restenosis. *Investigative Radiology*. févr 2020;55(2):61-7.
 38. Boccalini S, Si-Mohamed SA, Lacombe H, Diaw A, Varasteh M, Rodesch PA, et al. First In-Human Results of Computed Tomography Angiography for Coronary Stent Assessment With a Spectral Photon Counting Computed Tomography. *Invest Radiol*. avr 2022;57(4):212-21.

Références bibliographiques

1. Vlak MH, Algra A, Brandenburg R, Rinkel GJ. Prevalence of unruptured intracranial aneurysms, with emphasis on sex, age, comorbidity, country, and time period: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Neurology*. juill 2011;10(7):626-36.
2. Qureshi AI, Suarez JI, Parekh PD, Sung G, Geocadin R, Bhardwaj A, et al. Risk Factors for Multiple Intracranial Aneurysms. *Neurosurgery*. juill 1998;43(1):22-6.
3. Kaminogo M, Yonekura M, Shibata S. Incidence and Outcome of Multiple Intracranial Aneurysms in a Defined Population. *Stroke*. janv 2003;34(1):16-21.
4. Etminan N, Chang HS, Hackenberg K, de Rooij NK, Vergouwen MDI, Rinkel GJE, et al. Worldwide Incidence of Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage According to Region, Time Period, Blood Pressure, and Smoking Prevalence in the Population: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Neurol*. 1 mai 2019;76(5):588.
5. Feigin VL, Lawes CM, Bennett DA, Barker-Collo SL, Parag V. Worldwide stroke incidence and early case fatality reported in 56 population-based studies: a systematic review. *The Lancet Neurology*. avr 2009;8(4):355-69.
6. Johnston SC, Selvin S, Gress DR. The burden, trends, and demographics of mortality from subarachnoid hemorrhage. *Neurology*. 1 mai 1998;50(5):1413-8.
7. Nieuwkamp DJ, Setz LE, Algra A, Linn FH, de Rooij NK, Rinkel GJ. Changes in case fatality of aneurysmal subarachnoid haemorrhage over time, according to age, sex, and region: a meta-analysis. *The Lancet Neurology*. juill 2009;8(7):635-42.
8. Unruptured Intracranial Aneurysms — Risk of Rupture and Risks of Surgical Intervention. *N Engl J Med*. 10 déc 1998;339(24):1725-33.
9. The UCAS Japan Investigators. The Natural Course of Unruptured Cerebral Aneurysms in a Japanese Cohort. *N Engl J Med*. 28 juin 2012;366(26):2474-82.
10. Thompson BG, Brown RD, Amin-Hanjani S, Broderick JP, Cockroft KM, Connolly ES, et al. Guidelines for the Management of Patients With Unruptured Intracranial Aneurysms: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. août 2015;46(8):2368-400.
11. Greving JP, Wermer MJH, Brown RD, Morita A, Juvela S, Yonekura M, et al. Development of the PHASES score for prediction of risk of rupture of intracranial aneurysms: a pooled analysis of six prospective cohort studies. *The Lancet Neurology*. janv 2014;13(1):59-66.
12. Winn HR, Richardson AE, Jane JA. The long-term prognosis in untreated cerebral aneurysms: I. The incidence of late hemorrhage in cerebral aneurysm: A 10-year evaluation of 364 patients. *Ann Neurol*. avr 1977;1(4):358-70.
13. Jane JA, Winn RH, Richardson AE. The Natural History of Intracranial Aneurysms: Rebleeding Rates during the Acute and Long Term Period and Implication for Surgical Management. *Neurosurgery*. 1977;24(Supplement 1):176-84.
14. Molyneux A. International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised trial. *The Lancet*. oct 2002;360(9342):1267-74.
15. Molyneux AJ, Birks J, Clarke A, Sneade M, Kerr RSC. The durability of endovascular coiling versus neurosurgical clipping of ruptured cerebral aneurysms: 18 year follow-up of the UK cohort of the International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT). *The Lancet*. févr 2015;385(9969):691-7.
16. Hwang JS, Hyun MK, Lee HJ, Choi JE, Kim JH, Lee NR, et al. Endovascular coiling

versus neurosurgical clipping in patients with unruptured intracranial aneurysm: a systematic review. *BMC Neurol.* déc 2012;12(1):99.

17. Krag CH, Speiser L, Dalby RB. Long-term outcomes of endovascular simple coiling versus neurosurgical clipping of unruptured intracranial aneurysms: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the Neurological Sciences.* mars 2021;422:117338.

18. Shapiro M, Babb J, Becske T, Nelson PK. Safety and Efficacy of Adjunctive Balloon Remodeling during Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms: A Literature Review. *AJNR Am J Neuroradiol.* oct 2008;29(9):1777-81.

19. Pierot L, Spelle L, Leclerc X, Cognard C, Bonafé A, Moret J. Endovascular Treatment of Unruptured Intracranial Aneurysms: Comparison of Safety of Remodeling Technique and Standard Treatment with Coils. *Radiology.* juin 2009;251(3):846-55.

20. Pierot L. Flow diverter stents in the treatment of intracranial aneurysms: Where are we? *Journal of Neuroradiology.* mars 2011;38(1):40-6.

21. Bodily KD, Cloft HJ, Lanzino G, Fiorella DJ, White PM, Kallmes DF. Stent-Assisted Coiling in Acutely Ruptured Intracranial Aneurysms: A Qualitative, Systematic Review of the Literature. *AJNR Am J Neuroradiol.* août 2011;32(7):1232-6.

22. Feng M tao, Wen W ling, Feng Z zhe, Fang Y bin, Liu J min, Huang Q hai. Endovascular Embolization of Intracranial Aneurysms: To Use Stent(s) or Not? Systematic Review and Meta-analysis. *World Neurosurgery.* sept 2016;93:271-8.

23. Bsath S, Bsath A, Tamim H, Chanbour H, Alomari SO, Houshiemy MNE, et al. Safety of stent-assisted coiling for the treatment of wide-necked ruptured aneurysm: A systematic literature review and meta-analysis of prevalence. *Interv Neuroradiol.* oct 2020;26(5):547-56.

24. Kallmes DF, Ding YH, Dai D, Kadirvel R, Lewis DA, Cloft HJ. A New Endoluminal, Flow-Disrupting Device for Treatment of Saccular Aneurysms. *Stroke.* août 2007;38(8):2346-52.

25. Briganti F, Leone G, Marseglia M, Mariniello G, Caranci F, Brunetti A, et al. Endovascular treatment of cerebral aneurysms using flow-diverter devices: A systematic review. *Neuroradiol J.* août 2015;28(4):365-75.

26. Kadirvel R, Ding YH, Dai D, Rezek I, Lewis DA, Kallmes DF. Cellular Mechanisms of Aneurysm Occlusion after Treatment with a Flow Diverter. *Radiology.* févr 2014;270(2):394-9.

27. Tonetti DA, Jankowitz BT, Gross BA. Antiplatelet Therapy in Flow Diversion. *Neurosurg.* janv 2020;86(Supplement_1):S47-52.

28. Velvaluri P, Pravdivtseva MS, Miranda R, Hövener JB, Jansen O, Quandt E. Design Characterization of Thin Film Flow Diverter Stents (FDS).

29. Pierot L, Wakhloo AK. Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms: Current Status. *Stroke.* juill 2013;44(7):2046-54.

30. Klisch J, Sychra V, Strasilla C, Liebig T, Fiorella D. The Woven EndoBridge Cerebral Aneurysm Embolization Device (WEB II): initial clinical experience. *Neuroradiology.* août 2011;53(8):599-607.

31. Ferns SP, Sprengers MES, van Rooij WJ, Rinkel GJE, van Rijn JC, Bipat S, et al. Coiling of Intracranial Aneurysms: A Systematic Review on Initial Occlusion and Reopening and Retreatment Rates. *Stroke [Internet].* août 2009 [cité 1 avr 2023];40(8).

32. Naggara ON, White PM, Guilbert F, Roy D, Weill A, Raymond J. Endovascular Treatment of Intracranial Unruptured Aneurysms: Systematic Review and Meta-Analysis of the Literature on Safety and Efficacy. *Radiology.* sept 2010;256(3):887-97.

33. Zhou G, Su M, Zhu YQ, Li MH. Efficacy of Flow-Diverting Devices for Cerebral Aneurysms: A Systematic Review and Meta-analysis. *World Neurosurgery.* janv 2016;85:252-62.

34. Shehata MA, Ibrahim MK, Ghozy S, Bilgin C, Jabal MS, Kadirvel R, et al. Long-term outcomes of flow diversion for unruptured intracranial aneurysms: a systematic review and meta-analysis. *J NeuroIntervent Surg*. 23 sept 2022;neurintsurg-2022-019240.
35. Lecler A, Raymond J, Rodriguez-Régent C, Al Shareef F, Trystram D, Godon-Hardy S, et al. Intracranial Aneurysms: Recurrences More than 10 Years after Endovascular Treatment—A Prospective Cohort Study, Systematic Review, and Meta-Analysis. *Radiology*. oct 2015;277(1):173-80.
36. Alexander MD, Oliff MC, Olorunsola OG, Brus-Ramer M, Nickoloff EL, Meyers PM. Patient radiation exposure during diagnostic and therapeutic interventional neuroradiology procedures. *Journal of NeuroInterventional Surgery*. 1 mars 2010;2(1):6-10.
37. Dawkins AA, Evans AL, Wattam J, Romanowski C a. J, Connolly DJA, Hodgson TJ, et al. Complications of cerebral angiography: a prospective analysis of 2,924 consecutive procedures. *Neuroradiology*. sept 2007;49(9):753-9.
38. Willinsky RA, Taylor SM, terBrugge K, Farb RI, Tomlinson G, Montanera W. Neurologic Complications of Cerebral Angiography: Prospective Analysis of 2,899 Procedures and Review of the Literature. *Radiology*. mai 2003;227(2):522-8.
39. Dodd WS, Small CN, Goutnik M, Laurent D, Crossman J, Motwani K, et al. Cost Comparison: Evaluating Transfemoral and Transradial Access for Diagnostic Cerebral Angiography. *SVIN*. janv 2023;3(1):e000428.
40. Wallace RC, Karis JP, Partovi S, Fiorella D. Noninvasive Imaging of Treated Cerebral Aneurysms, Part II: CT Angiographic Follow-Up of Surgically Clipped Aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*. 1 août 2007;28(7):1207-12.
41. Kim HJ, Yoon DY, Kim ES, Yun EJ, Jeon HJ, Lee JY, et al. 256-row multislice CT angiography in the postoperative evaluation of cerebral aneurysms treated with titanium clips: using three-dimensional rotational angiography as the standard of reference. *Eur Radiol*. avr 2020;30(4):2152-60.
42. van Amerongen MJ, Boogaarts HD, de Vries J, Verbeek ALM, Meijer FJA, Prokop M, et al. MRA Versus DSA for Follow-Up of Coiled Intracranial Aneurysms: A Meta-Analysis. *American Journal of Neuroradiology*. 1 sept 2014;35(9):1655-61.
43. Menke J, Schramm P, Sohns JM, Kallenberg K, Staab W. Diagnosing flow residuals in coiled cerebral aneurysms by MR angiography: meta-analysis. *J Neurol*. avr 2014;261(4):655-62.
44. Halitcan B, Bige S, Sinan B, Ilkay A, Ergun D, Fatih A, et al. The implications of magnetic resonance angiography artifacts caused by different types of intracranial flow diverters. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2021;23(1):69.
45. Marciano D, Soize S, Metaxas G, Portefaix C, Pierot L. Follow-up of intracranial aneurysms treated with stent-assisted coiling: Comparison of contrast-enhanced MRA, time-of-flight MRA, and digital subtraction angiography. *Journal of Neuroradiology*. févr 2017;44(1):44-51.
46. Attali J, Benaissa A, Soize S, Kadziolka K, Portefaix C, Pierot L. Follow-up of intracranial aneurysms treated by flow diverter: comparison of three-dimensional time-of-flight MR angiography (3D-TOF-MRA) and contrast-enhanced MR angiography (CE-MRA) sequences with digital subtraction angiography as the gold standard. *J NeuroIntervent Surg*. janv 2016;8(1):81-6.
47. Soize S, Gawlitza M, Raoult H, Pierot L. Imaging Follow-Up of Intracranial Aneurysms Treated by Endovascular Means: Why, When, and How? *Stroke* mai. 2016;47(5):1407-12.
48. Ding YH, Lewis DA, Kadirvel R, Dai D, Kallmes DF. The Woven EndoBridge: A New Aneurysm Occlusion Device. *AJNR Am J Neuroradiol*. mars 2011;32(3):607-11.

49. Ding Y, Dai D, Rouchaud A, Janot K, Asnafi S, Kallmes DF, et al. WEB Device Shape Changes in Elastase-Induced Aneurysms in Rabbits. *AJNR Am J Neuroradiol.* févr 2021;42(2):334-9.
50. Pierot L, Liebig T, Sychra V, Kadziolka K, Dorn F, Strasilla C, et al. Intracapsular Flow-Disruption Treatment of Intracranial Aneurysms: Preliminary Results of a Multicenter Clinical Study. *AJNR Am J Neuroradiol.* août 2012;33(7):1232-8.
51. Pierot L, Biondi A, Narata AP, Mihalea C, Januel AC, Metaxas G, et al. Should indications for WEB aneurysm treatment be enlarged? Report of a series of 20 patients with aneurysms in "atypical" locations for WEB treatment. *Journal of Neuroradiology.* juin 2017;44(3):203-9.
52. Goertz L, Liebig T, Siebert E, Pflaeging M, Forbrig R, Pennig L, et al. Intracapsular Flow Disruption with the Woven EndoBridge for Narrow-Necked Aneurysms: A Safety and Feasibility Study. *World Neurosurgery.* juill 2021;151:e278-85.
53. Rodriguez-Calienes A, Vivanco-Suarez J, Galecio-Castillo M, Zevallos CB, Farooqui M, Malaga M, et al. Use of the Woven EndoBridge Device for Sidewall Aneurysms: Systematic Review and Meta-analysis. *AJNR Am J Neuroradiol.* févr 2023;44(2):165-70.
54. Dmytriw AA, Diestro JDB, Dibas M, Phan K, Sweid A, Cuellar-Saenz HH, et al. International Study of Intracranial Aneurysm Treatment Using Woven EndoBridge: Results of the WorldWideWEB Consortium. *Stroke [Internet].* févr 2022 [cité 3 avr 2023];53(2).
55. Asnafi S, Rouchaud A, Pierot L, Brinjikji W, Murad MH, Kallmes DF. Efficacy and Safety of the Woven EndoBridge (WEB) Device for the Treatment of Intracranial Aneurysms: A Systematic Review and Meta-Analysis. *AJNR Am J Neuroradiol.* déc 2016;37(12):2287-92.
56. Kabbasch C, Goertz L, Siebert E, Herzberg M, Borggrefe J, Mpotsaris A, et al. Comparison of WEB Embolization and Coiling in Unruptured Intracranial Aneurysms: Safety and Efficacy Based on a Propensity Score Analysis. *World Neurosurgery.* juin 2019;126:e937-43.
57. Essibayi MA, Lanzino G, Brinjikji W. Safety and Efficacy of the Woven EndoBridge Device for Treatment of Ruptured Intracranial Aneurysms: A Systematic Review and Meta-analysis. *AJNR Am J Neuroradiol.* sept 2021;42(9):1627-32.
58. van Rooij S, Sprengers M, Peluso J, Daams J, Verbaan D, van Rooij W, et al. A systematic review and meta-analysis of Woven EndoBridge single layer for treatment of intracranial aneurysms. *Interv Neuroradiol.* août 2020;26(4):455-60.
59. Janot K, Herbreteau D, Amelot A, Charbonnier G, Boustia F, Narata AP, et al. Quantitative evaluation of WEB shape modification: A five-year follow-up study. *Journal of Neuroradiology.* mai 2020;47(3):193-6.
60. Janot K, Boulouis G, Forestier G, Bala F, Cortese J, Szatmáry Z, et al. WEB shape modifications: angiography–histopathology correlations in rabbits. *J NeuroIntervent Surg.* 16 mai 2023;jnis-2023-020193.
61. Timsit C, Soize S, Benaissa A, Portefaix C, Gauvrit JY, Pierot L. Contrast-Enhanced and Time-of-Flight MRA at 3T Compared with DSA for the Follow-Up of Intracranial Aneurysms Treated with the WEB Device. *AJNR Am J Neuroradiol.* sept 2016;37(9):1684-9.
62. Mine B, Tancredi I, Aljishi A, Alghamdi F, Beltran M, Herchuelz M, et al. Follow-up of intracranial aneurysms treated by a WEB flow disrupter: a comparative study of DSA and contrast-enhanced MR angiography. *J NeuroIntervent Surg.* juin 2016;8(6):615-20.
63. Nawka MT, Sedlacik J, Frölich A, Bester M, Fiehler J, Buhk JH. Multiparametric MRI of intracranial aneurysms treated with the Woven EndoBridge (WEB): a case of Faraday's cage? *J NeuroIntervent Surg.* oct 2018;10(10):988-94.
64. Raoult H, Eugène F, Le Bras A, Mineur G, Carsin-Nicol B, Ferré JC, et al. CT

angiography for one-year follow-up of intracranial aneurysms treated with the WEB device: Utility in evaluating aneurysm occlusion and WEB compression at one year. *Journal of Neuroradiology*. oct 2018;45(6):343-8.

65. Ozpeynirci Y, Braun M, Schmitz B. CT Angiography in Occlusion Assessment of Intracranial Aneurysms Treated with the WEB Device. *Journal of Neuroimaging*. 29 avr 2019;jon.12622.

66. Marshall WH, Easter W, Zatz LM. Analysis of the Dense Lesion at Computed Tomography with Dual kVp Scans. *Radiology*. juill 1977;124(1):87-9.

67. Di Chiro G, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, et al. Tissue Signatures with Dual-Energy Computed Tomography. *Radiology*. mai 1979;131(2):521-3.

68. Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol*. 9 mai 2007;17(6):1510-7.

69. Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography. *Phys Med Biol*. 1 sept 1976;21(5):733-44.

70. Macovski A, Alvarez RE, Chan JLH, Stonestrom JP, Zatz LM. Energy dependent reconstruction in X-ray computerized tomography. *Computers in Biology and Medicine*. oct 1976;6(4):325-36.

71. 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.

72. Boll DT, Patil NA, Paulson EK, Merkle EM, Simmons WN, Pierre SA, et al. Renal Stone Assessment with Dual-Energy Multidetector CT and Advanced Postprocessing Techniques: Improved Characterization of Renal Stone Composition—Pilot Study. *Radiology*. mars 2009;250(3):813-20.

73. Lu GM, Zhao Y, Zhang LJ, Schoepf UJ. Dual-Energy CT of the Lung. *American Journal of Roentgenology*. nov 2012;199(5_supplement):S40-53.

74. Glazebrook KN, Guimarães LS, Murthy NS, Black DF, Bongartz T, J. Manek N, et al. Identification of Intraarticular and Periarticular Uric Acid Crystals with Dual-Energy CT: Initial Evaluation. *Radiology*. nov 2011;261(2):516-24.

75. 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.

76. Zaeske C, Hickethier T, Borggrefe J, Goertz L, Dettmeyer R, Schlamann M, et al. Postinterventional Assessment after Stent and Flow-Diverter Implantation Using CT: Influence of Spectral Image Reconstructions and Different Device Types. *AJNR Am J Neuroradiol*. mars 2021;42(3):516-23.

77. Morhard D, Wirth CD, Reiser MF, Schulte-Altedorneburg G, Ertl-Wagner B. Optimal sequence timing of CT angiography and perfusion CT in patients with stroke. *European Journal of Radiology*. juin 2013;82(6):e286-9.

78. Thust SC, Chong WKK, Gunny R, Mazumder A, Poitelea M, Welsh A, et al. Paediatric cerebrovascular CT angiography-towards better image quality. *Quant Imaging Med Surg*. déc 2014;4(6):469-74.

79. Scott Slavic, M.S, Priti Madhav, Ph.D., Mark Profio, M.S. GSI Xstream on Revolution™ CT. <https://www.gehealthcare.com/-/media/069734962cbf45c1a5a01d1cdde9a4cd.pdf>

80. Albrecht MH, Vogl TJ, Martin SS, Nance JW, Duguay TM, Wichmann JL, et al. Review of Clinical Applications for Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT. *Radiology*. nov 2019;293(2):260-71.

81. Mocanu I, Van Wettene 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.

82. Hickethier T, Wenning J, Bratke G, Maintz D, Michels G, Bunck AC. Evaluation of soft-plaque stenoses in coronary artery stents using conventional and monoenergetic images: first in-vitro experience and comparison of two different dual-energy techniques. *Quant Imaging Med Surg.* mars 2020;10(3):612-23.

83. Knöß N, Hoffmann B, Krauss B, Heller M, Biederer J. Dual energy computed tomography of lung nodules: Differentiation of iodine and calcium in artificial pulmonary nodules in vitro. *European Journal of Radiology.* déc 2011;80(3):e516-9.

84. Dunet V, Bernasconi M, Hajdu SD, Meuli RA, Daniel RT, Zerlauth JB. Impact of metal artifact reduction software on image quality of gemstone spectral imaging dual-energy cerebral CT angiography after intracranial aneurysm clipping. *Neuroradiology.* sept 2017;59(9):845-52.

85. Katsura M, Sato J, Akahane M, Tajima T, Furuta T, Mori H, et al. Single-energy metal artifact reduction technique for reducing metallic coil artifacts on post-interventional cerebral CT and CT angiography. *Neuroradiology.* nov 2018;60(11):1141-50.

86. Bier G, Bongers MN, Hempel JM, Örgel A, Hauser TK, Ernemann U, et al. Follow-up CT and CT angiography after intracranial aneurysm clipping and coiling—improved image quality by iterative metal artifact reduction. *Neuroradiology.* juill 2017;59(7):649-54.

87. Conti D, Baruffaldi F, Erani P, Festa A, Durante S, Santoro M. Dual-Energy Computed Tomography Applications to Reduce Metal Artifacts in Hip Prostheses: A Phantom Study. *Diagnostics.* 23 déc 2022;13(1):50.

88. Bratke G, Hickethier T, Bar-Ness D, Bunck AC, Maintz D, Pahn G, et al. Spectral Photon-Counting Computed Tomography for Coronary Stent Imaging: Evaluation of the Potential Clinical Impact for the Delineation of In-Stent Restenosis. *Investigative Radiology.* févr 2020;55(2):61-7.

89. Boccalini S, Si-Mohamed SA, Lacombe H, Diaw A, Varasteh M, Rodesch PA, et al. First In-Human Results of Computed Tomography Angiography for Coronary Stent Assessment With a Spectral Photon Counting Computed Tomography. *Invest Radiol.* avr 2022;57(4):212-21.

90. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol.* févr 2006;16(2):256-68.

91. Zhang D, Li X, Liu B. Objective characterization of GE Discovery CT750 HD scanner: Gemstone spectral imaging mode: Objective evaluation GE CT750 scanner: GSI. *Med Phys.* 11 févr 2011;38(3):1178-88.

92. Rassouli N, Etesami M, Dhanantwari A, Rajiah P. Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: principles and applications. *Insights Imaging.* déc 2017;8(6):589-98.

93. Euler A, Parakh A, Falkowski AL, Manneck S, Dashti D, Krauss B, et al. Initial Results of a Single-Source Dual-Energy Computed Tomography Technique Using a Split-Filter: Assessment of Image Quality, Radiation Dose, and Accuracy of Dual-Energy Applications in an In Vitro and In Vivo Study. *Invest Radiol.* août 2016;51(8):491-8.

94. Almeida IP, Schyns LEJR, Öllers MC, van Elmpt W, Parodi K, Landry G, et al. Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners. *Med Phys.* janv 2017;44(1):171-9.

95. Wang X, Meier D, Taguchi K, Wagenaar DJ, Patt BE, Frey EC. Material separation in x-ray CT with energy resolved photon-counting detectors: Material separation with energy resolved photon-counting detectors. *Med Phys.* 24 févr 2011;38(3):1534-46.

Annexes

Annexe 1. Revue des différentes technologies de scanner spectral	91
Annexe 1.1. Dual spin (double rotation).....	91
Annexe 1.2. Dual spin (double source).....	91
Annexe 1.3. Fast kV Switching (alternance rapide des niveaux d'énergie)	91
Annexe 1.4. Dual layer (double couche).....	91
Annexe 1.5. Split filter (filtre divisé).....	92
Annexe 1.6. Photon counting (comptage photonique).....	92
Annexe 2. Résultats détaillés	93
Annexe 2.1. Analyse objective	93
Annexe 2.2. Analyse subjective	97

Annexe 1. Revue des différentes technologies de scanner spectral

Annexe 1.1. Dual spin (double rotation)

La première technologie spectrale apparue, pouvant être implantée sur des scanners conventionnels, consiste en deux rotations successives complètes du portique, à bas puis haut kV (80kV puis 140kV) en mode axial ou hélicoïdal (Fig 24. A).

Bien que les projections correspondant aux deux niveaux d'énergie soient acquises exactement au même angle de vue, le décalage temporel supérieur à 1 seconde entre les deux rotations peut induire des incohérences spatiales, notamment pour les applications cardiaques et abdominales particulièrement soumises aux mouvements.

Annexe 1.2. Dual spin (double source)

Cette technologie, proposée par Siemens, consiste à utiliser deux sources de rayons X montées sur le même portique avec un décalage d'environ 90°, l'une à haute énergie et l'autre à basse énergie (90) (Fig 24. B).

Il est alors possible d'optimiser individuellement le courant de chacun des tubes pour garantir un niveau de bruit comparable entre les deux projections, et la filtration des tubes peut être changée afin de modifier la différence d'énergie entre ces deux spectres. Plus il y a de différence entre les énergies, meilleure sera l'analyse spectrale.

Les limites de cette technologie sont la petite FOV (26-33cm), le bruit lié à la diffusion croisée des photons, le recalage spatial non optimal car les acquisitions ne sont pas simultanément à la même position Z, les artefacts différents sur chaque acquisition.

Annexe 1.3. Fast kV Switching (alternance rapide des niveaux d'énergie)

Cette technologie, proposée notamment par General Electrics, consiste en l'émission alternative très rapide de faisceaux de rayons X à deux niveaux d'énergie (80kV et 140kV) par le même tube au cours d'une rotation complète du portique (91) (Fig 24. C).

L'intervalle de temps très court entre les acquisitions à basse et à haute énergies permet une acquisition quasi simultanée de l'ensemble des données, ce qui permet de s'affranchir des artefacts de mouvement, facilite la décomposition matérielle et permet une correction plus exacte des artefacts de durcissement.

Cependant, le chevauchement important des spectres d'énergie ne permet pas de modifier le courant du tube afin de garantir une commutation stable et réduire la contamination spectrale entre les acquisitions rapides consécutives. La dose de rayonnement ne peut être adaptée à l'application clinique que par la variation du pas de la spirale et du temps de rotation.

Annexe 1.4. Dual layer (double couche)

Cette technologie, proposée par Philips, permet la séparation simultanée des basses et des hautes énergies par un détecteur double couche à partir d'un seul faisceau polychromatique de rayons X (Fig 24. D). Le détecteur à couches est constitué de deux matériaux ayant des propriétés d'atténuation différentes : ainsi, la couche supérieure collectera principalement les photons X de basse énergie, et la couche inférieure ceux de haute énergie (92).

Le recalage spatial et temporel sera alors excellent, le détecteur permet d'avoir une large FOV et la dose délivrée sera plus faible.

La décomposition matérielle sera cependant moins efficace, le postulat de cette technique étant que tous les photons de basse énergie sont atténués dans la couche supérieure et que les photons de haute énergie n'interagissent pas avec la couche supérieure.

Annexe 1.5. Split filter (filtre divisé)

Cette technologie, proposée par Siemens, consiste au placement dans le sens longitudinal d'un filtre divisé, composé d'or et d'étain, devant le tube émettant un faisceau de rayons X polychromatique (Fig 24. E). La filtration avec de l'or conduit à un spectre de basse énergie (68 keV) et celle avec de l'étain à un spectre de haute énergie (86 keV) (93).

Le filtre divisé peut être placé sur les scanners conventionnels récents, pour réaliser une imagerie à double énergie.

La décomposition matérielle sera cependant moins efficace étant donné que la séparation entre les spectres de hautes et basses énergies obtenue par le filtre est moindre que la séparation obtenue par les autres scanners double énergie (95).

Annexe 1.6. Photon counting (comptage photonique)

Cette nouvelle technologie, proposée par Siemens et Philips, comprend un détecteur capable de discriminer les énergies des photons à partir d'un faisceau polychromatique de rayons X (Fig 24. F). Les photons sont classés dans un certain nombre de niveaux d'énergies pour aboutir à une imagerie multi-énergie (par opposition au scanner double-énergie), permettant d'assurer une excellente décomposition matérielle et sans bruit électronique (95).

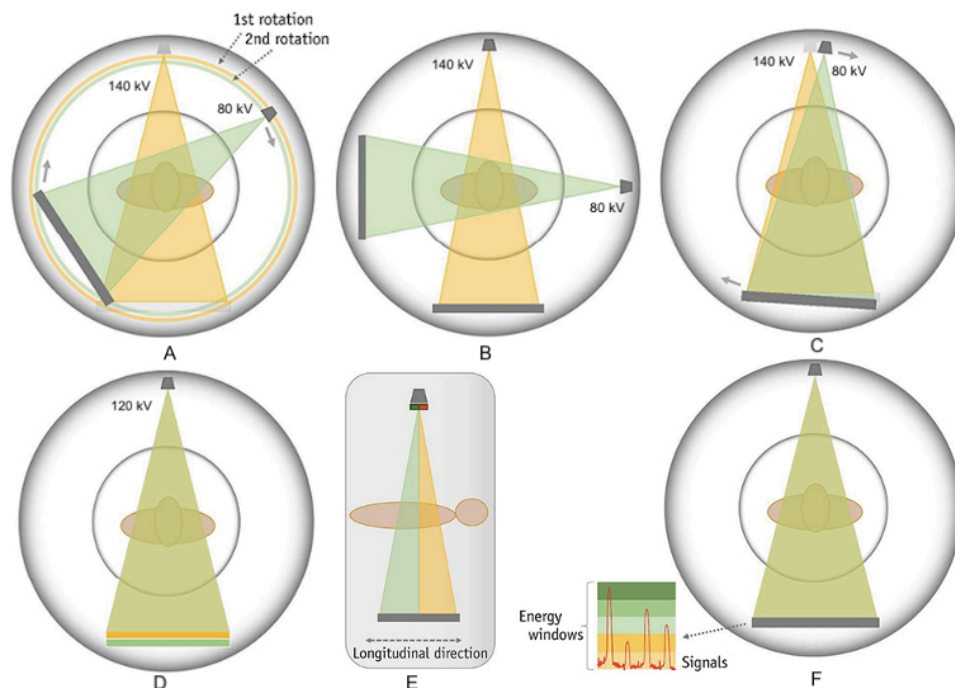


Figure 24 : Différentes technologies de scanner spectral

A: Dual spin. B: Dual source. C: Fast kV switching
D: Dual layer. E: Split Filter. F: Photon counting

Annexe 2. Résultats détaillés

Annexe 2.1. Analyse objective

Tableau 1 : Moyennes des rapports de densité de lumière non MAR et MAR

	without MAR					with MAR				
	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human
polyenergetic	1,12	0,99	1,03	0,97	1,03	0,18	1,03	1	1,03	1
40 keV	0,94	1	1,03	0,96	0,98	0,1	0,98	1	1,03	0,85
50 keV	1	1	1,03	0,96	1	0,1	0,99	1	1,03	0,81
60 keV	1,09	0,97	1,03	0,97	1,02	0,17	1,01	1,02	1,03	0,84
80 keV	1,13	1	1,04	0,97	1,03	0,19	1,05	1	1,04	0,87
90 keV	1,17	1,01	1,04	0,97	1,05	0,15	1,08	1,01	1,04	0,93
100 keV	1,21	1,02	1,05	0,97	1,06	0,17	1,12	1	1,05	0,97
110 keV	1,31	1,03	1,05	0,97	1,09	0,25	1,12	1	1,05	1,02
120 keV	1,29	1,05	1,06	0,97	1,09	0,21	1,16	0,99	1,06	1,06
130 keV	1,25	1,07	1,06	0,98	1,09	0,18	1,2	0,99	1,06	1,12
140 keV	1,3	1,08	1,07	0,98	1,11	0,2	1,2	0,99	1,07	1,02
iodine(water)	0,95	0,97	1,02	0,96	0,98	0,1	0,84	1,02	1,02	1,12
mean	1,15	1,02	1,04	0,97			1,06	1	1,04	0,97

Tableau 2 : Moyennes des rapports de densité de collet non MAR et MAR

	without MAR						with MAR					
	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD
polyenergetic	0,65	0,95	1,03	1,06	0,92	0,23	0,63	0,92	1,03	1,06	0,91	0,23
40 keV	0,47	0,99	0,94	1,01	0,85	0,27	0,54	1	0,94	1,01	0,87	0,24
50 keV	0,51	0,98	0,96	1,02	0,87	0,26	0,56	1,04	0,97	1,02	0,9	0,23
60 keV	0,6	0,93	0,99	1,03	0,89	0,23	0,59	0,98	1	1,04	0,9	0,23
80 keV	0,69	0,92	1,07	1,08	0,94	0,22	0,68	0,86	1,07	1,08	0,92	0,22
90 keV	0,75	0,94	1,11	1,1	0,98	0,22	0,73	0,86	1,12	1,1	0,95	0,23
100 keV	0,82	0,98	1,16	1,13	1,02	0,23	0,8	0,87	1,17	1,13	0,99	0,24
110 keV	0,89	1,01	1,22	1,16	1,07	0,24	0,87	0,87	1,23	1,16	1,03	0,25
120 keV	1,12	1,06	1,28	1,19	1,16	0,27	0,94	0,88	1,29	1,19	1,08	0,27
130 keV	1,16	1,1	1,33	1,22	1,2	0,28	1,02	0,89	1,35	1,22	1,12	0,18
140 keV	1,25	1,15	1,39	1,26	1,27	0,31	1,11	0,89	1,41	1,26	1,17	0,21
iodine(water)	0,55	0,81	0,9	0,99	0,81	0,24	0,48	0,83	0,91	0,99	0,8	0,13
mean	0,79	0,99	1,12	1,1			0,75	0,91	1,12	1,11		

Tableau 3 : Moyennes des rapports de densité d'anévrisme non MAR et MAR

	without MAR						with MAR					
	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD
polyenergetic	1,5	0,29	1,59	0,29	0,92	0,66	1,45	0,22	1,59	0,29	0,89	0,47
40 keV	1,32	0,45	1,07	0,1	0,73	0,56	1,31	0,39	1,07	0,1	0,72	0,62
50 keV	1,37	0,34	1,2	0,15	0,76	0,58	1,35	0,29	1,2	0,14	0,75	0,6
60 keV	1,45	0,28	1,37	0,21	0,83	0,63	1,39	0,24	1,37	0,21	0,8	0,66
80 keV	1,55	0,32	1,85	0,38	1,03	0,71	1,52	0,23	1,85	0,4	1	0,72
90 keV	1,62	0,38	2,15	0,49	1,16	0,76	1,6	0,27	2,14	0,5	1,13	0,8
100 keV	1,7	0,45	2,48	0,62	1,31	0,83	1,7	0,31	2,48	0,62	1,28	0,88
110 keV	1,8	0,54	2,83	0,76	1,48	0,91	1,81	0,36	2,83	0,76	1,44	0,97
120 keV	1,9	0,62	3,19	0,9	1,65	1	1,92	0,4	3,19	0,9	1,6	1,08
130 keV	2,02	0,72	3,56	0,97	1,82	1,13	2,05	0,45	3,56	1,04	1,78	1,19
140 keV	2,13	0,82	3,95	1,21	2,03	1,2	2,16	0,51	3,95	1,21	1,96	0,91
iodine(water)	1,34	0,1	0,82	0,01	0,57	0,62	1,17	0,09	0,82	0,01	0,52	1,04
mean	1,64	0,44	2,17	0,51			1,62	0,31	2,17	0,51		

Tableau 4 : Moyennes des SNR non MAR et MAR

	without MAR					with MAR				
	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human	mean	SD	flow model	animal arterial phase	animal portal phase	human
polyenergetic	4,22	1081	31,52	20,87	284,5	987,1	5,3	1069	31,52	20,66
40 keV	4,77	3071	31,42	22,68	782,5	1172	5,17	3071	31,48	20,63
50 keV	4,53	3071	32,54	22,7	782,7	1172	5,2	2563	32,65	20,79
60 keV	4,18	1583	32,3	22,72	410,6	1172	5,24	2560	32,3	20,83
80 keV	4,27	72,03	33,14	18,91	32,09	13,24	5,37	17,66	33,14	20,89
90 keV	4,29	87,19	28,3	20,96	35,18	10,78	5,43	14,74	28,3	20,96
100 keV	4,38	63,14	26,72	20,97	28,8	10,94	5,52	14,8	26,72	20,97
110 keV	4,42	41,87	25,08	21,08	23,11	10,59	5,55	14,8	25,08	21,08
120 keV	4,47	32,54	21,59	19,96	19,64	9,62	5,71	14,79	21,59	19,96
130 keV	4,35	27,65	19,81	20,4	18,05	9,95	5,61	14,73	19,81	20,4
140 keV	4,44	23,65	18,24	21,78	17,03	10,66	5,75	14,63	18,24	21,78
iodine(water)	3,94	31,76	29,23	20,6	21,38	10,56	5,6	14,34	29,27	20,6
mean	4,36	765,5	27,49	21,13			5,45	782	27,51	20,8

Annexe 2.2. Analyse subjective

Tableau 5 : Moyennes des visibilités subjectives de la lumière non MAR et MAR

	without MAR					with MAR				
	flow model	animal	human	mean	SD	flow model	animal	human	mean	SD
polyenergetic	3,17	2,75	3,58	3,17	0,79	3,17	2,33	3,33	2,94	0,8
40 keV	1,67	1,58	2,58	1,94	1,02	1,67	1,5	2,42	1,86	0,99
50 keV	2,33	1,75	3,42	2,5	1,11	2,17	1,58	3,08	2,28	1,06
60 keV	2,67	1,92	3,5	2,69	0,99	2,83	1,5	3,17	2,5	1,1
80 keV	3,5	3	3,75	3,42	0,81	3,67	2,75	3,17	3,19	0,71
90 keV	3,67	3,42	3,58	3,56	0,51	3,67	2,83	3,33	3,28	0,71
100 keV	3,83	3,33	3,33	3,5	0,63	3,67	3,17	3,08	3,31	0,63
110 keV	3,67	3,42	2,92	3,33	0,58	4	2,75	2,92	3,22	0,74
120 keV	3,33	3,5	2,83	3,22	0,71	3,83	2,92	2,75	3,17	0,72
130 keV	3	3,17	2,5	2,89	0,73	3,67	2,67	2,42	2,92	0,82
140 keV	3,5	2,5	2,33	2,78	0,81	3	2,58	2,33	2,64	0,57
iodine(water)	1	1,67	2,5	1,72	0,94	1,17	1,25	2,5	1,64	0,87
mean	2,94	2,67	3,07			3,04	2,32	2,88		

Tableau 6 : Moyennes des visibilités subjectives du collet non MAR et MAR

	without MAR					with MAR				
	flow model	animal	human	mean	SD	flow model	animal	human	mean	SD
polyenergetic	2,83	2,17	3,83	2,94	1	2,83	1,92	3,33	2,69	0,91
40 keV	1,5	1,42	2,17	1,69	0,78	1,5	1,33	1,75	1,53	0,86
50 keV	1,67	1,42	2,67	1,92	1,1	2,17	1,33	2,33	1,94	0,92
60 keV	2,17	1,33	3,17	2,22	1,1	2,5	1,17	2,58	2,08	0,96
80 keV	3,33	2,75	3,75	3,28	0,83	3,5	2,5	3	3	1,04
90 keV	3,5	3,25	3,08	3,28	0,57	3,5	2,58	2,75	2,94	1,03
100 keV	3,5	3,25	2,67	3,14	0,78	3,33	2,75	2,75	2,94	0,81
110 keV	3,33	3,42	2,33	3,03	0,76	3,33	2,5	2,33	2,72	0,65
120 keV	3	3,42	2,5	2,97	0,85	3	2,67	2,67	2,78	0,69
130 keV	2,67	3,08	2,17	2,64	0,89	3,33	2,17	2,08	2,53	0,77
140 keV	2,83	2,17	2	2,33	0,73	2,83	2,25	2	2,36	0,62
iodine(water)	1	1,5	2,33	1,61	0,91	1,17	1,08	2,25	1,5	0,86
mean	2,61	2,43	2,72			2,75	2,02	2,49		

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.

Intérêt du scanner spectral dans le suivi des anévrismes intracrâniens traités par WEB: expérimentation in vitro et in vivo

Introduction : L'angioscanner est une imagerie non invasive qui pourrait être utilisée dans le suivi des anévrismes intracrâniens traités par WEB ; cependant ses applications restent limitées du fait d'artefacts liés au dispositif. L'objectif de ce travail in vitro et in vivo était d'évaluer la qualité des images d'anévrismes traités par WEB en utilisant la technologie du scanner spectral.

Matériel et méthodes : Nous avons implanté des WEB dans un fantôme d'anévrisme, dans deux anévrismes carotidiens chez des lapins et chez deux patients dans le cadre de traitement d'anévrismes intracrâniens. Des images polyénergétiques, monoénergétiques de 40 keV à 140 keV et des reconstructions de soustraction de l'eau sans et avec MAR ont été réalisées sur un scanner spectral Revolution (GE Healthcare). Nous avons étudié l'importance des distorsions de l'image liée au WEB, le rapport signal sur bruit, ainsi que la qualité subjective de l'image par 3 radiologues en utilisant une échelle Likert de 4 points.

Résultats : L'analyse objective montre que les reconstructions à bas keV (40-60 keV) permettent un meilleur rapport de densité de lumière in vitro et sur modèle animal, un meilleur rapport de densité de collet in vivo et un meilleur SNR sur modèle animal comparativement aux reconstructions à haut keV (120-140 keV), mais sans différence significative par rapport aux images polyénergétiques. L'analyse subjective montre une amélioration de la visibilité de la lumière et du collet avec les reconstructions à moyen keV (80-110 keV). Les reconstructions de soustraction d'eau et l'algorithme MAR diminuent la qualité subjective des images.

Conclusion : Les reconstructions à bas et moyen keV non MAR permettent une meilleure visibilité de la lumière artérielle et du collet anévrysmal, sans amélioration significative par rapport aux images polyénergétiques.

Mots-clés : WEB, anévrisme, embolisation, artefact, scanner, spectral, double-énergie

Relevance of spectral CT-scan in the follow up of intracranial aneurysms treated with WEB devices: an in vitro and in vivo experiment

Introduction : CTA provides a noninvasive technique in the follow-up of intracranial aneurysm treated with WEB; however, its applications remain limited due to WEB-related artifacts. The objective of this in vitro and in vivo study was to assess the improvement of image quality of WEB-treated aneurysms with spectral technology.

Material and Methods : WEBs were implanted in an aneurysm phantom, in two elastase-induced aneurysms in rabbits and in two patients as part of the aneurysm treatment. Polyenergetic, monoenergetic images from 40 to 140 keV and iodine-specific reconstructions, without and with MAR were acquired with a Revolution spectral CT scan (GE Healthcare); we evaluated the extent of distortions and SNR as well as the subjective image quality by three radiologists using a 4-point Likert scale.

Results : The objective analysis showed that low energy monoenergetic reconstructions (40-60 keV) allow an improved lumen density ratio in vitro and in animal model, neck density ratio in vivo and SNR in animal model compared with high energy reconstructions (120-140 keV), without a statistical difference with polyenergetic reconstructions. The subjective analysis showed that medium energy reconstructions (80-110 keV) allow an improved visual assessability of the lumen and neck. Iodine(water) reconstructions and MAR algorithm showed a reduction in the subjective quality of the images.

Conclusion : Low to medium kiloelectronvolt reconstructions without MAR improved the assessment of the artery lumen and aneurysm neck. There was no significant improvement compared with conventional images.

Keywords: WEB, aneurysm, embolization, artifact, scanner, spectral, dual-energy

