



**HAL**  
open science

# Apport du scanner double-énergie à dose d'iode réduite dans l'exploration vasculaire des troncs supra-aortiques : impact sur la qualité d'image et la dose d'irradiation

Julien Horion

## ► To cite this version:

Julien Horion. Apport du scanner double-énergie à dose d'iode réduite dans l'exploration vasculaire des troncs supra-aortiques : impact sur la qualité d'image et la dose d'irradiation. Médecine humaine et pathologie. 2017. dumas-01665082

**HAL Id: dumas-01665082**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01665082>**

Submitted on 15 Dec 2017

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE DE ROUEN**

**ANNEE 2017**

**N°**

**THÈSE POUR LE  
DOCTORAT EN MÉDECINE**

(Diplôme d'Etat)

**Par**

**Julien HORION**

**Né le 3 février 1988 à Fontenay sous Bois**

**Présentée et soutenue publiquement le 6 octobre 2017**

**Apport du scanner double-énergie à dose  
d'iode réduite dans l'exploration vasculaire  
des troncs supra-aortiques : impact sur la  
qualité d'image et la dose d'irradiation.**

**PRÉSIDENT DU JURY : Professeur Emmanuel GERARDIN**

**DIRECTEUR DE THÈSE : Docteur Benjamin DUBOURG**

**MEMBRES DU JURY : Professeur Jean-Nicolas DACHER**

**Professeur Céline SAVOYE-COLLET**

**ANNÉE UNIVERSITAIRE 2016 - 2017**  
**U.F.R. DE MÉDECINE ET DE-PHARMACIE DE ROUEN**

-----

DOYEN : **Professeur Pierre FREGER**

ASSESEURS : **Professeur Michel GUERBET**  
**Professeur Benoit VEBER**  
**Professeur Pascal JOLY**  
**Professeur Stéphane MARRET**

<b>I - MÉDECINE</b>
---------------------

**PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS**

Mr Frédéric <b>ANSELME</b>	HCN	Cardiologie
Mme Isabelle <b>AUQUIT AUCKBUR</b>	HCN	Chirurgie plastique
Mr Fabrice <b>BAUER</b>	HCN	Cardiologie
Mme Soumeya <b>BEKRI</b>	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mr Ygal <b>BENHAMOU</b>	HCN	Médecine interne
Mr Jacques <b>BENICHOU</b> médicale	HCN	Bio statistiques et informatique
Mme Bouchra <b>LAMIA</b>	Havre	Pneumologie
Mr Olivier <b>BOYER</b>	UFR	Immunologie
Mr François <b>CARON</b>	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
Mr Philippe <b>CHASSAGNE</b> ( <i>détachement</i> ) Détachement	HCN	Médecine interne (gériatrie) –
Mr Vincent <b>COMPERE</b> chirurgicale	HCN	Anesthésiologie et réanimation

Mr Jean-Nicolas <b>CORNU</b>	HCN	Urologie
Mr Antoine <b>CUVELIER</b>	HB	Pneumologie
Mr Pierre <b>CZERNICHOW</b> ( <i>surnombre</i> )	HCH	Epidémiologie, économie de la santé
Mr Jean-Nicolas <b>DACHER</b>	HCN	Radiologie et imagerie médicale
Mr Stéfan <b>DARMONI</b> de communication	HCN	Informatique médicale et techniques
Mr Pierre <b>DECHELOTTE</b>	HCN	Nutrition
Mr Stéphane <b>DERREY</b>	HCN	Neurochirurgie
Mr Frédéric <b>DI FIORE</b>	CB	Cancérologie
Mr Fabien <b>DOGUET</b>	HCN	Chirurgie Cardio Vasculaire
Mr Jean <b>DOUCET</b> gériatrie	SJ	Thérapeutique – Médecine interne et
Mr Bernard <b>DUBRAY</b>	CB	Radiothérapie
Mr Philippe <b>DUCROTTE</b>	HCN	Hépto-gastro-entérologie
Mr Frank <b>DUJARDIN</b> Traumatologique	HCN	Chirurgie orthopédique –
Mr Fabrice <b>DUPARC</b> traumatologique	HCN	Anatomie – Chirurgie orthopédique et
Mr Eric <b>DURAND</b>	HCN	Cardiologie
Mr Bertrand <b>DUREUIL</b> chirurgicale	HCN	Anesthésiologie et réanimation
Mme Hélène <b>ELTCHANINOFF</b>	HCN	Cardiologie
Mr Thierry <b>FREBOURG</b>	UFR	Génétique
Mr Pierre <b>FREGER</b>	HCN	Anatomie – Neurochirurgie
Mr Jean François <b>GEHANNO</b>	HCN	Médecine et santé au travail
Mr Emmanuel <b>GERARDIN</b>	HCN	Imagerie médicale
Mme Priscille <b>GERARDIN</b>	HCN	Pédopsychiatrie
Mr Michel <b>GODIN</b> ( <i>surnombre</i> )	HB	Néphrologie
M. Guillaume <b>GOURCEROL</b>	HCN	Physiologie
Mr Dominique <b>GUERROT</b>	HCN	Néphrologie
Mr Olivier <b>GUILLIN</b>	HCN	Psychiatrie Adultes

Mr Didier <b>HANNEQUIN</b>	HCN	Neurologie
Mr Fabrice <b>JARDIN</b>	CB	Hématologie
Mr Luc-Marie <b>JOLY</b>	HCN	Médecine d'urgence
Mr Pascal <b>JOLY</b>	HCN	Dermato – Vénérologie
Mme Annie <b>LAQUERRIERE</b>	HCN	Anatomie et cytologie pathologiques
Mr Vincent <b>LAUDENBACH</b> chirurgicale	HCN	Anesthésie et réanimation
Mr Joël <b>LECHEVALLIER</b>	HCN	Chirurgie infantile
Mr Hervé <b>LEFEBVRE</b> métaboliques	HB	Endocrinologie et maladies
Mr Thierry <b>LEQUERRE</b>	HB	Rhumatologie
Mme Anne-Marie <b>LEROI</b>	HCN	Physiologie
Mr Hervé <b>LEVESQUE</b>	HB	Médecine interne
Mme Agnès <b>LIARD-ZMUDA</b>	HCN	Chirurgie Infantile
Mr Pierre Yves <b>LITZLER</b>	HCN	Chirurgie cardiaque
Mr Bertrand <b>MACE</b> cytogénétique	HCN	Histologie, embryologie,
M. David <b>MALTETE</b>	HCN	Neurologie
Mr Christophe <b>MARGUET</b>	HCN	Pédiatrie
Mme Isabelle <b>MARIE</b>	HB	Médecine interne
Mr Jean-Paul <b>MARIE</b>	HCN	Oto-rhino-laryngologie
Mr Loïc <b>MARPEAU</b>	HCN	Gynécologie – Obstétrique
Mr Stéphane <b>MARRET</b>	HCN	Pédiatrie
Mme Véronique <b>MERLE</b>	HCN	Epidémiologie
Mr Pierre <b>MICHEL</b>	HCN	Hépto-gastro-entérologie
M. Benoit <b>MISSET</b>	HCN	Réanimation Médicale
Mr Jean-François <b>MUIR</b> ( <i>surnombre</i> )	HB	Pneumologie
Mr Marc <b>MURAINÉ</b>	HCN	Ophtalmologie
Mr Philippe <b>MUSETTE</b>	HCN	Dermatologie – Vénérologie
Mr Christophe <b>PEILLON</b>	HCN	Chirurgie générale
Mr Christian <b>PFISTER</b>	HCN	Urologie
Mr Jean-Christophe <b>PLANTIER</b>	HCN	Bactériologie – Virologie

Mr Didier <b>PLISSONNIER</b>	HCN	Chirurgie vasculaire
Mr Gaëtan <b>PREVOST</b>	HCN	Endocrinologie
Mr Bernard <b>PROUST</b>	HCN	Médecine légale
Mr Jean-Christophe <b>RICHARD</b> ( <i>détachement</i> )	HCN	Réanimation médicale – Médecine d’urgence
Mr Vincent <b>RICHARD</b>	UFR	Pharmacologie
Mme Nathalie <b>RIVES</b>	HCN	Biologie du développement et de la reproduction
Mr Horace <b>ROMAN</b>	HCN	Gynécologie – Obstétrique
Mr Jean-Christophe <b>SABOURIN</b>	HCN	Anatomie – Pathologie
Mr Guillaume <b>SAVOYE</b>	HCN	Hépatogastrologie
Mme Céline <b>SAVOYE-COLLET</b>	HCN	Imagerie médicale
Mme Pascale <b>SCHNEIDER</b>	HCN	Pédiatrie
Mr Michel <b>SCOTTE</b>	HCN	Chirurgie digestive
Mme Fabienne <b>TAMION</b>	HCN	Thérapeutique
Mr Luc <b>THIBERVILLE</b>	HCN	Pneumologie
Mr Christian <b>THUILLEZ</b> ( <i>surnombre</i> )	HB	Pharmacologie
Mr Hervé <b>TILLY</b>	CB	Hématologie et transfusion
M. Gilles <b>TOURNEL</b>	HCN	Médecine Légale
Mr Olivier <b>TROST</b>	HCN	Chirurgie Maxillo-Faciale
Mr Jean-Jacques <b>TUECH</b>	HCN	Chirurgie digestive
Mr Jean-Pierre <b>VANNIER</b> ( <i>surnombre</i> )	HCN	Pédiatrie génétique
Mr Benoît <b>VEBER</b>	HCN	Anesthésiologie – Réanimation chirurgicale
Mr Pierre <b>VERA</b>	CB	Biophysique et traitement de l’image
Mr Eric <b>VERIN</b>	HB	Service Santé Réadaptation
Mr Eric <b>VERSPYCK</b>	HCN	Gynécologie obstétrique
Mr Olivier <b>VITTECOQ</b>	HB	Rhumatologie
Mr Jacques <b>WEBER</b>	HCN	Physiologie

**MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS  
HOSPITALIERS**

Mme Noëlle <b>BARBIER-FREBOURG</b>	HCN	Bactériologie – Virologie
Mme Carole <b>BRASSE LAGNEL</b>	HCN	Biochimie
Mme Valérie <b>BRIDOUX HUYBRECHTS</b>	HCN	Chirurgie Vasculaire
Mr Gérard <b>BUCHONNET</b>	HCN	Hématologie
Mme Mireille <b>CASTANET</b>	HCN	Pédiatrie
Mme Nathalie <b>CHASTAN</b>	HCN	Neurophysiologie
Mme Sophie <b>CLAEYSSENS</b>	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mr Moïse <b>COEFFIER</b>	HCN	Nutrition
Mr Manuel <b>ETIENNE</b>	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
Mr Serge <b>JACQUOT</b>	UFR	Immunologie
Mr Joël <b>LADNER</b>	HCN	Epidémiologie, économie de la santé
Mr Jean-Baptiste <b>LATOUCHE</b>	UFR	Biologie cellulaire
Mr Thomas <b>MOUREZ</b>	HCN	Virologie
Mme Muriel <b>QUILLARD</b>	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mme Laëtitia <b>ROLLIN</b>	HCN	Médecine du Travail
Mr Mathieu <b>SALAUN</b>	HCN	Pneumologie
Mme Pascale <b>SAUGIER-VEBER</b>	HCN	Génétique
Mme Anne-Claire <b>TOBENAS-DUJARDIN</b>	HCN	Anatomie
Mr David <b>WALLON</b>	HCN	Neurologie

**PROFESSEUR AGREGÉ OU CERTIFIÉ**

Mme Dominique <b>LANIEZ</b>	UFR	Anglais – retraite 01/10/2016
Mr Thierry <b>WABLE</b>	UFR	Communication

## II - PHARMACIE

### PROFESSEURS

Mr Thierry <b>BESSON</b>	Chimie Thérapeutique
Mr Jean-Jacques <b>BONNET</b>	Pharmacologie
Mr Roland <b>CAPRON</b> (PU-PH)	Biophysique
Mr Jean <b>COSTENTIN</b> (Professeur émérite)	Pharmacologie
Mme Isabelle <b>DUBUS</b>	Biochimie
Mr Loïc <b>FAVENNEC</b> (PU-PH)	Parasitologie
Mr Jean Pierre <b>GOULLE</b> (Professeur émérite)	Toxicologie
Mr Michel <b>GUERBET</b>	Toxicologie
Mme Isabelle <b>LEROUX - NICOLLET</b>	Physiologie
Mme Christelle <b>MONTEIL</b>	Toxicologie
Mme Martine <b>PESTEL-CARON</b> (PU-PH)	Microbiologie
Mme Elisabeth <b>SEGUIN</b>	Pharmacognosie
Mr Rémi <b>VARIN</b> (PU-PH)	Pharmacie clinique
Mr Jean-Marie <b>VAUGEOIS</b>	Pharmacologie
Mr Philippe <b>VERITE</b>	Chimie analytique

### MAITRES DE CONFERENCES

Mme Cécile <b>BARBOT</b>	Chimie Générale et Minérale
Mr Jérémy <b>BELLIEN</b> (MCU-PH)	Pharmacologie
Mr Frédéric <b>BOUNOURE</b>	Pharmacie Galénique
Mr Abdeslam <b>CHAGRAOUI</b>	Physiologie
Mme Camille <b>CHARBONNIER (LE CLEZIO)</b>	Statistiques
Mme Elizabeth <b>CHOSSON</b>	Botanique

Mme Marie Catherine **CONCE-CHEMTOB** Législation pharmaceutique et économie de la santé

Mme Cécile <b>CORBIERE</b>	Biochimie
Mr Eric <b>DITTMAR</b>	Biophysique
Mme Nathalie <b>DOURMAP</b>	Pharmacologie
Mme Isabelle <b>DUBUC</b>	Pharmacologie
Mme Dominique <b>DUTERTE- BOUCHER</b>	Pharmacologie
Mr Abdelhakim <b>ELOMRI</b>	Pharmacognosie
Mr François <b>ESTOUR</b>	Chimie Organique
Mr Gilles <b>GARGALA</b> (MCU-PH)	Parasitologie
Mme Nejla EL <b>GHARBI-HAMZA</b>	Chimie analytique
Mme Marie-Laure <b>GROULT</b>	Botanique
Mr Hervé <b>HUE</b>	Biophysique et mathématiques
Mme Laetitia <b>LE GOFF</b>	Parasitologie – Immunologie
Mme Hong <b>LU</b>	Biologie
Mme Marine <b>MALLETER</b>	Toxicologie
Mme Sabine <b>MENAGER</b>	Chimie organique
Mme Tiphaine <b>ROGEZ-FLORENT</b>	Chimie analytique
Mr Mohamed <b>SKIBA</b>	Pharmacie galénique
Mme Malika <b>SKIBA</b>	Pharmacie galénique
Mme Christine <b>THARASSE</b>	Chimie thérapeutique
Mr Frédéric <b>ZIEGLER</b>	Biochimie

#### **PROFESSEURS ASSOCIES**

Mme Cécile <b>GUERARD-DETUNCQ</b>	Pharmacie officinale
Mr Jean-François <b>HOUIVET</b>	Pharmacie officinale

#### **PROFESSEUR CERTIFIE**

Mme Mathilde <b>GUERIN</b>	Anglais
----------------------------	---------

**ASSISTANT HOSPITALO-UNIVERSITAIRE**

Mme Sandrine **DAHYOT**

Bactériologie

**ATTACHES TEMPORAIRES D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE**

Mr Souleymane **ABDOUL-AZIZE**

Biochimie

Mme Hanane **GASMI**

Galénique

Mme Caroline **LAUGEL**

Chimie organique

Mr Romy **RAZAKANDRAINIBE**

Parasitologie

## LISTE DES RESPONSABLES DES DISCIPLINES PHARMACEUTIQUES

Mme Cécile <b>BARBOT</b>	Chimie Générale et minérale
Mr Thierry <b>BESSON</b>	Chimie thérapeutique
Mr Roland <b>CAPRON</b>	Biophysique
Mme Marie-Catherine <b>CONCE-CHEMTOB</b>	Législation et économie de la santé
Mme Elisabeth <b>CHOSSON</b>	Botanique
Mr Jean-Jacques <b>BONNET</b>	Pharmacodynamie
Mme Isabelle <b>DUBUS</b>	Biochimie
Mr Loïc <b>FAVENNEC</b>	Parasitologie
Mr Michel <b>GUERBET</b>	Toxicologie
Mr François <b>ESTOUR</b>	Chimie organique
Mme Isabelle <b>LEROUX-NICOLLET</b>	Physiologie
Mme Martine <b>PESTEL-CARON</b>	Microbiologie
Mme Elisabeth <b>SEGUIN</b>	Pharmacognosie
Mr Mohamed <b>SKIBA</b>	Pharmacie galénique
Mr Rémi <b>VARIN</b>	Pharmacie clinique
Mr Philippe <b>VERITE</b>	Chimie analytique



## ENSEIGNANTS MONO-APPARTENANTS

### PROFESSEURS

Mr Serguei <b>FETISSOV</b> (med)	Physiologie (ADEN)
Mr Paul <b>MULDER</b> (phar)	Sciences du Médicament
Mme Su <b>RUAN</b> (med)	Génie Informatique

### MAITRES DE CONFERENCES

Mr Sahil <b>ADRIOUCH</b> (med) (Unité Inserm 905)	Biochimie et biologie moléculaire
Mme Gaëlle <b>BOUGEARD-DENOYELLE</b> (med) (UMR 1079)	Biochimie et biologie moléculaire
Mme Carine <b>CLEREN</b> (med)	Neurosciences (Néovasc)
M. Sylvain <b>FRAINEAU</b> (phar)	Physiologie (Inserm U 1096)
Mme Pascaline <b>GAILDRAT</b> (med) (UMR 1079)	Génétique moléculaire humaine
Mr Nicolas <b>GUEROUT</b> (med)	Chirurgie Expérimentale
Mme Rachel <b>LETELLIER</b> (med)	Physiologie
Mme Christine <b>RONDANINO</b> (med)	Physiologie de la reproduction
Mr Antoine <b>OUVRARD-PASCAUD</b> (med)	Physiologie (Unité Inserm 1076)
Mr Frédéric <b>PASQUET</b>	Sciences du langage, orthophonie
Mme Isabelle <b>TOURNIER</b> (med)	Biochimie (UMR 1079)

### **CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS : Mme Véronique DELAFONTAINE**

*HCN - Hôpital Charles Nicolle*

*HB - Hôpital de BOIS GUILLAUME*

*CB - Centre Henri Becquerel*

*CHS - Centre Hospitalier Spécialisé du Rouvray*

*CRMPR - Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation*

*SJ - Saint Julien Rouen*

*Par délibération en date du 3 mars 1967, la faculté a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.*

# REMERCIEMENTS

## AUX MEMBRES DU JURY

### Au Dr Benjamin DUBOURG

Pour ton partage de la rigueur scientifique qui m'a été d'une aide précieuse dans ce travail. J'ai appris beaucoup en travaillant dans ton sillage. J'apprécie ta volonté d'innovation et la sympathie que tu m'as communiquée durant ces 4 années.

### Au Pr Céline SAVOYE-COLLET

Pour d'avoir accepté de participer à ce jury mais également de votre investissement pour ma formation. Vos conseils avisés et vos analyses rigoureuses en imagerie digestive m'ont permis de progresser durant mon internat. Recevez l'expression de mes remerciements les plus sincères.

### Au Pr Jean-Nicolas DACHER

Pour d'avoir accepté de juger mon travail. Je vous remercie de votre accueil chaleureux dans votre service et lors de vos vacations. Merci de m'avoir transmis votre expertise en imagerie cardiaque durant tout mon internat et qui m'a permis de perfectionner cette thèse. C'est avec plaisir que je poursuis mon cursus dans votre service. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon profond respect.

### Au Pr Emmanuel GERARDIN

Pour me faire l'honneur de présider mon travail de thèse. De m'avoir offert une place à vos côtés dans cette belle famille de la neuroradiologie rouennaise que vous avez créée. Pour la bienveillance que vous m'avez témoignée et le partage de votre expérience en neuroradiologie. Je poursuis cette si belle aventure dans votre unité. Recevez l'expression de ma sincère admiration.

## **A MA FAMILLE**

A **Clara**, ma chérie, d'être tout simplement à mes côtés pour cette vie vraiment magnifique, de m'avoir épaulé dans les moments difficiles. Ton soutien m'a été d'une aide précieuse pour ce travail. Je suis si fier de toi.

A **mes parents** : pour être ce que vous étiez et êtes devenu. Pour le soutien indéfectible que vous m'apportez depuis ces 30 dernières années !

A **mes sœurs et frère** : Camille, Lou et Nils : quel bonheur de vous avoir vu grandir et de vous avoir auprès de moi. Je suis fier de ce que vous êtes et je vous soutiendrai toujours.

A **mes grands-parents** : Nicole, Mathilde, Jean et Jean-Pierre : d'être là et d'avoir toujours tout fait pour que je sois ici maintenant. Je vous prends comme exemple dans vos facultés à nous réunir et à partir aux 4 coins du globe pour profiter de la vie. Merci pour m'avoir transmis le plaisir de cuisiner !

A **Lionel, mes parrains-marraines** : Xaviers, Marie-Hélène et Claudine pour tout ce que vous m'avez apporté depuis toujours.

Aux **Horion et Lenoir** : Agathe, Martin, Nico, Clément, Cécile et Justine ; Théo et Arthur ; mes tantes et oncles.

A **ma belle-famille** : Christophe, Marie-Claude, Marie, Léonore, Lucile pour m'avoir si chaleureusement et simplement intégré dans votre famille.

## **MES AMIS DE PARIS XII**

A **Raphaëlle-Jean Loup et Dévy** : Merci les filles pour votre entrain et votre bonne humeur durant les années de labeurs après les révisions en staff de cardiologie et à la BNF. Que de bons souvenirs des vacances (Belle-Île, La Baule et la Corse) et enfin du mariage à Belle-Île.

A **Mathias** : Ca fait déjà 10ans, le temps passe et beaucoup de choses ont changés mais ne faisons pas le bilan tout de suite. Merci de ton soutien durant les heures difficiles de nos externats. Je suis toujours heureux de pouvoir profiter de ta compagnie pour m'évader de la médecine avec les éternels accolytes Rémy, Yannick, « les mecs » Guilhem, Thomas, Benji, Henri Mathieu, Nader, Jules : au Five , Troskell , rue de la Cerisaie, Ciboure... Je te souhaite bonne chance pour la fin de ton d'internat et ta carrière (débutante) d'artiste-peintre-graffeur. J'attends désormais l'invitation pour le vernissage.

Aux **Roumains** (Jimmy-Valérie, Mika-Laura, Tonio-Tiphaine, Nico, Hugues-Pauline) : la famille s'agrandit, malgré mon exil à Rouen, je suis content de pouvoir vous retrouver régulièrement pour toujours de bons moments

ensemble (PIDS, la Didonne, Cannes, Ski, Yport, Tours ...). Pour les souvenirs du Crous, au Baby et à Pompadour ! Pour les karaokés de Nuttea, les parties de chasse et « Bonne journée ». Dabrouskha !

A **mes sous-colleurs** : Lucille, Ariane et Max : Pour les bons moments passés ensemble à l'autre bout du monde.

### **AUX HAVRAIS**

A **FX et Max** : pour ce bout de chemin passé ensemble! Malgré nos différents « clubs-formateurs », nous passerons ensemble d'excellents moments même les soirs de Champion's League.

J'ai hâte de relancer la saison prochaine la compétition de sculpture sur glace.

A **Caro** : pour tes blagues carambars, ta bonne humeur et ton rire à gorge déployée.

### **AU SERVICE DE RADIOLOGIE**

A **toute l'équipe de neuroradiologie du CHU**: Eléonore, Valérie, Pierre, Cécile, Adrien « La fibre » : pour votre enthousiasme et le plaisir que j'ai à me joindre à vous dans cette ambiance si agréable et intéressante.

A **Sophie** : pour ton sourire permanent et de ta gentillesse si communicative. Je garde de supers souvenirs de ses repas post-DIU avec Adèle, Agathe, Cécile et Baba et notamment tes crises de narcolepsie.

A **Nico** : pour ta disponibilité et ta modestie. Pour aussi tes tasses de l'AS St Etienne et ta panoplie d'hiver de Liverpool !

A **Mathilde et Laurent** : pour votre enseignement méthodique pour votre sympathie pendant ces 3 mois passés ensemble en ostéo-articulaire et pour vos tentatives de motivation à m'inscrire au triathlon.

A **Adèle** « toute mes excuses » : pour d'avoir pris soin de nous lors de notre passage au vasculaire, pour nous avoir fait partager ton expérience en interventionnel, pour nous avoir aidé. Je suis content de pouvoir continuer à travailler avec toi.

Au **Dr Chrysanthi PAPAGIANNAKI**: pour l'apprentissage de la rigueur que nécessite la NRI. Bien que m'orientant vers le diagnostic, je suis ravi d'avoir travaillé avec toi et d'avoir profité de ton expérience.

Au **Dr Erick CLAVIER** : pour votre bienveillance à mon égard et de votre accueil agréable dans votre service si enrichissant.

Au **Dr Sofiane BEJAR** « La Brizure » : pour le temps que tu m'a consacré dans ma formation en imagerie thoracique et radiologique en générale. Pour ta générosité et les karaté-bides.

Au **Dr Slim GHOMADI**, « Slimy » : en souvenir du bon temps passé ensemble au vasculaire à bidouiller « Emboguide » et les cathlons métalliques.

Au **Dr Edith KONING** : merci de vos conseils avisés durant ma formation

Au **Dr Jean Pierre LESTRAT** : pour ta disponibilité permanente et le partage de ton expertise en imagerie vasculaire.

Au **Dr Paul MICHELIN**: pour ton sens critique et du pragmatisme à toute épreuve. Je prends bonne note de ton enseignement rigoureux en anatomie. Bon séjour chez l'oncle Sam !

Au **Dr Franck Dupré** et l'ensemble de son service d'Elbeuf pour son accueil et sa gentillesse.

Au **Dr André GILLIBERT** : pour son aide en statistiques

A **Valentin, Pierre-Hugues, Clément, Samuel, Malek** : Pour votre apprentissage dans la bonne humeur, vos conseils durant mon début d'internat.

A **Dr Eliezer** « Ali » «Tegmastor » et j'en passe : en dédicace de ta grande générosité et du temps de formation que tu m'as consacré durant ces 5 ans depuis le premier jour. Je me demande quel bon vent t'a amené à Rouen, mais je sais que c'est une tornade dans le service quand tu arrives le vendredi. Merci aussi de m'avoir pris sous ton aile pour l'imagerie ORL et surtout du tegmen. Enfin ses fous rires au vasculaire et en anapath. Je compte encore sur toi pour les névrites ;)

A **Raphaël** « Baba »: pour toute la sympathie pendant mon internat, qui n'en a été que meilleur. Pour ton apprentissage du maniement de l'ADW aux urgences et les vacations IRM pédiatrique avec la mascotte. Pour les staff au RDC avec Dr Larcos qui resteront bien sûr.

A **Poiscaille** : pour ton énergie débordante pour la radiologie et le reste (référent commission, pré- pré préchoix, réunion, montage vidéo, soirée, ...). Que de souvenirs de ce semestre en neuroradiologie ensemble que nous aimons nous ressassez à la place des Antilles !  
Pour la bonne humeur que tu cultives et du travail de référent que tu as accompli. Enfin, pour ton écholalie et tes talents d'imitateurs hors pair.

A **Gregoire** « Vermix » : Pour tout ce que tu m'a appris au vasculaire, en os et autres sports extrêmes. Pour nous avoir fait partager le récit de ton enfance à Creil ! C'est abusé !

A **Michael Gérard** « Vito le pilote » : Pour la chance d'avoir croisé ton chemin avec ta chemise ouverte et ta valise, et d'avoir passer un semestre avec toi. A très vite sur Air Coco !

A **Gregory** « Prostatator » : Pour m'avoir invité à venir m'installer à Rouen et d'être toujours disponible pour un avis d'interventionnel ou un week-end en Normandie. En mémoire de tes coupes de cheveux improbables.

A **Manu** : Pour ton sourire et tes petits-déjeuners interminables.

A **Adnan** : Pour m'avoir accompagné en stage aux urgences, contre vents et marées et dans une ambiance zen. Malgré les différents noms d'oiseaux que nous avons entendu, je n'ai pas pu profiter de tes talents d'ornithologue.

### **MES CO-INTERNES ET FUTURS CO-CHEFS :**

A **Julien** « Le Moelleux » : Pour ton agréable sympathie et tes conseils de geek, je suis content de continuer à travailler avec toi. Je te souhaite bonne chance pour ta formation en NRI. Que la force soit avec toi !

A **Nico Sens** : Pour son investissement dans le stage d'os et sa complémentarité avec nous ! « Est-ce que tu peux être sûr ? »

A **Agathe, Popo, Claire, Perrine et Julie** : Pour votre sérieux mais aussi surtout pour votre sourire et bonne humeur en toute circonstance !

A **Mika** « celui qui bombarde » : Pour ton organisation militaire. Pour m'avoir accompagner pour s'occuper du poste de référent. Pour s'être serré les coudes en radiopédiatrie et m'éclaircir sur toute les questions administratives en tout genre !

A **la promo des mecs** : Benji et Etienne « Foudre » pour les staff avec Mr Adriano, Lucas pour tes énervements à notre amicale sportive des radiologues du tennis-club de Saint-Martin-du-Vivier, Pino et MDM pour vos rires exubérants et aigus, Mika pour tes compte-rendus de 200 lignes et DD pour être toujours tiré à 4 épingles.

A **Martin et Ghislain**, « les Loups de Seine Maritime » pour vos histoires improbables.

Aux **petits** : Morgane, Tatiana-Stéphanie, BVV, Alyssa, Abde, petit-bonhomme, Caro, Albane et Antonin, Momo, Pilou, Capucine, Annabelle, Nassim et tous les « rookie » que je ne connais pas. Bonne chance à tous !

A **l'équipe des manipulateurs du CHU** et plus particulièrement Leila (Bravo pour ton concours !), Guillaume B « Mr Propre », Etienne « le Poulpe », Damien « la Colombe » pour vos qualité humaines et le plaisir de travailler ensemble avec bonne humeur. Bonne chance à vous trois pour vos projets respectifs.

## **A HENRI MONDOR**

Au **Pr Jérôme Hodel** : pour votre accueil sympathique dans votre service pour mon interCHU. Votre rigueur scientifique et vos riches connaissances sur IRM m'ont permis de progresser. Je prends comme exemple votre point de vue éclairé et à l'esprit neuf. Je vous aussi remercie de votre disponibilité et de vos conseils pertinents pour mes publications. Je remercie aussi l'ensemble de votre équipe à Henri Mondor : Erwah, Titien, Sophie, Pierre, Julien, Samir et Anne.

Au **Pr Bertrand Godeau** : pour la générosité et la transmission de la médecine au lit des patients qui resteront des moments uniques et privilégiés dans ma formation. Vous avez été mon modèle. J'admire votre modestie et votre sens de la relation médecin-malade.

# SOMMAIRE

<b>LISTE DES ABRÉVIATIONS.....</b>	<b>p.22</b>
<b>I. INTRODUCTION.....</b>	<b>p.23</b>
<b>1. Contexte.....</b>	<b>p.23</b>
a. Rationnel.....	p.23
b. Place et méthodes d'imagerie pour la recherche d'athérome des troncs supra-aortiques (TSA).....	p.23
c. Caractéristiques des plaques athéromateuses en angio-scanner des TSA.....	p.26
d. Données récentes de la littérature.....	p.27
<b>2. Scanner spectral.....</b>	<b>p.28</b>
a. Principe.....	p.28
b. Fondamentaux physiques.....	p.30
c. Technologies de scanner bi-énergie.....	p.35
d. Applications cliniques.....	p.37
e. Dosimétrie et scanner spectral.....	p.40
<b>3. Néphropathie et produit de contraste iodé.....</b>	<b>p.41</b>
a. Généralités.....	p.41
b. Données récentes de la littérature.....	p.42
c. Recommandations.....	p.43
d. Applications à l'analyse des TSA.....	p.44
<b>4. Objectif de notre étude.....</b>	<b>p.45</b>
<b>II. MATÉRIEL ET MÉTHODES.....</b>	<b>p.46</b>
<b>1. Population de l'étude.....</b>	<b>p.46</b>
<b>2. Paramètres d'acquisition.....</b>	<b>p.48</b>
<b>3. Modalités d'injection.....</b>	<b>p.48</b>
<b>4. Paramètres de reconstruction.....</b>	<b>p.50</b>
<b>5. Traitements des données.....</b>	<b>p.51</b>
a. Analyse quantitative.....	p.51
b. Analyse qualitative.....	p.54
<b>6. Recueil de dose.....</b>	<b>p.55</b>
<b>7. Analyses statistiques.....</b>	<b>p.55</b>
<b>8. Gestion des données manquantes.....</b>	<b>p.56</b>
<b>III. RÉSULTATS.....</b>	<b>p.57</b>
<b>1. Caractéristiques de la population.....</b>	<b>p.57</b>
<b>2. Dose d'iode.....</b>	<b>p.57</b>
<b>3. Analyse quantitative.....</b>	<b>p.58</b>
<b>4. Analyse qualitative (score qualité).....</b>	<b>p.59</b>
<b>5. Dosimétrie.....</b>	<b>p.64</b>

<b>IV. DISCUSSION.....</b>	<b>p.66</b>
<b>1. Limites.....</b>	<b>p.74</b>
<b>V. CONCLUSION.....</b>	<b>p.77</b>
<b>VI. BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>p.78</b>
<b>ANNEXE 1 : RÉSUMÉ DES CARACTÉRISTIQUES DES PRODUITS DE CONTRASTE UTILISÉS DANS L'ÉTUDE.....</b>	<b>p.89</b>
<b>RÉSUMÉ.....</b>	<b>p.90</b>

# LISTE DES ABRÉVIATIONS

AINS : anti-inflammatoires non stéroïdiens  
ASiR® : adaptive statistical iterative reconstruction (GE Healthcare)  
AVC : accident vasculaire cérébral  
BMI/IMC : body mass index/index de masse corporelle  
CNR : contrast noise ratio/rapport contraste bruit  
CTDI/IDSV : computed tomography dose index/index de dose scanographique volumique  
DECT : dual-energy computed tomography  
DFG : débit de filtration glomérulaire  
DICOM : digital imaging and communications in medicine  
DLP/PDL : dose length product/produit dose longueur  
DS : déviation standard  
ECST: european carotid surgical trial  
GE® : General Electric  
GSI® : gemstone spectral imaging (GE Healthcare)  
IRM : imagerie par résonance magnétique  
IV : intra-veineux  
kVp : kilovoltage photonique  
mAs : milliampère-seconde  
NASCET : north american symptomatic carotid endarterectomy trial  
NICI : néphropathie induite aux produits de contraste  
NRD : niveaux de référence diagnostiques  
PACS : picture archiving and communication system  
PdC : produit de contraste iodé  
ROI : region of interest  
SNR/RSB : signal noise ratio/rapport signal bruit  
TDM : tomodensitométrie  
TSA : troncs supra-aortiques  
UH : unité Hounsfield

# I. INTRODUCTION

## 1. Contexte

### a. Rationnel

L'exploration vasculaire des troncs supra-aortiques (TSA) en imagerie a bénéficié de nombreux progrès technologiques récents en scanner et imagerie par résonance magnétique (IRM).

L'angioscanner (Angio-TDM) multi-détecteurs est la technique la plus utilisée actuellement compte-tenu de son accessibilité, sa rapidité et de son excellente résolution spatiale et en contraste.

Les indications de l'angioscanner des TSA sont dominées par la recherche et la caractérisation des lésions d'athéromes carotidiennes et vertébrales extra-crâniennes. Ces atteintes affectent une population présentant des facteurs de risques cardio-vasculaires et les comorbidités qui lui sont associées. De plus, il existe une association forte entre la prévalence de la néphropathie induite par les produits de contrastes iodés (NICI) et cette population athéromateuse (1-3).

La recherche de dissection artérielle cervicale est également une indication fréquente de réalisation d'angioscanner des TSA et reste une bonne méthode diagnostique pouvant être une alternative à l'angio-IRM (ARM) (4,5). A l'inverse de l'athérosclérose qui affecte les patients âgés, les dissections artérielles touche majoritairement une population jeune pour laquelle les objectifs de radioprotection sont au premier plan.

### b. Place et méthodes d'imagerie pour la recherche d'athérome des troncs supra-aortiques

Le dépistage et la caractérisation des sténoses athéromateuses extra-crâniennes sont un objectif majeur de santé publique puisqu'elles constituent une cause fréquente d'accidents vasculaires cérébraux (AVC) ischémiques, estimé entre 7-18% à la phase aigue (6).

De plus, de nombreuses publications mettent en avant la nécessité d'effectuer un classement des étiologies des AVC ischémiques en 5 grandes catégories afin de stratifier le pronostic des patients (6-9) :

1. Athérosclérose des gros vaisseaux
2. Cardio-embolique
3. Occlusion des artères de petits calibres
4. Causes rares
5. Causes indéterminées

Au cours des années, ces classifications ont évoluées notamment grâce aux avancées en imagerie, avec un pourcentage plus faible dans la catégorie « indéterminée » (9,10).

Ces systèmes de classement ont permis de mettre en évidence des différences en termes de survie et de récurrence d'AVC en fonction de leurs étiologies.

La catégorie « athérosclérose des gros vaisseaux » est exposée à un risque de récurrence d'AVC ischémique significativement plus important (environ 10% à 3 mois) par rapport aux 2 autres grands groupes (respectivement 3-5% et 1%) (11).

Cette constatation souligne le rôle de l'imagerie comme moyen d'investigation fiable et rapide afin d'adapter activement les options thérapeutiques (correction des facteurs de risques cardio-vasculaires modifiables, revascularisation carotidienne, anticoagulation efficace).

L'échographie-Doppler, l'angio-scanner et l'angio-IRM sont les 3 modalités les plus couramment utilisées pour la recherche de sténoses athéromateuses.

A l'heure actuelle, il n'existe pas de recommandation pour le choix d'une seule technique pour cette évaluation mais la combinaison de deux imageries constitue le meilleur compromis en permettant l'apport d'informations complémentaires (12).

De façon historique, l'artériographie numérisée avec soustraction (DSA) constitue l'examen de référence.

Les principaux avantages et inconvénients des techniques d'imagerie sont résumés dans le **tableau 1**.

Modalités	Avantages	Inconvénients
Echographie-Doppler	Faible coût Disponibilité Quantification vélocimétrique (Doppler pulsé)	Opérateur dépendant Plaques très calcifiées Distinction sténoses pré-occlusive et occlusion Analyse artérielle incomplète (vertébrale, origine des TSA, segments intra-crâniens) Résolution spatiale et en contraste moyenne Mauvaise caractérisation des plaques
Angio-scanner (CT)	Disponibilité Haute résolution spatiale et en contraste Analyse des plaques aortiques	Irradiation Néphrotoxicité aux produits de contraste iodés Artéfact de durcissement de faisceau Détection d'hémorragie intra-plaque
Angiographie par résonance magnétique (ARM)	Imagerie de paroi (caractérisation : hémorragie, lipides, ulcérations...) Quantification de flux Analyse cérébrale associée Haute résolution spatiale et en contraste	Surestimation des sténoses sévères Examen long et coûteux Contre-indications liées au matériel ferro-magnétique Toxicité potentielle du Gadolinium
Artériographie soustraite numérisée (DSA)	Affranchissement des calcifications vasculaires Thérapeutique possible	Pas d'analyse pariétale possible Irradiation Procédure invasive

**Tableau 1** : Avantages et inconvénients des principales méthodes d'exploration des troncs supra-aortiques

### c. Caractéristiques des plaques en angio-scanner des TSA

Actuellement, les paramètres les plus importants pour guider la prise en charge thérapeutique sont:

- Le degré de sténose évalué par les index NASCET et ECST (13,14).
- Le caractère symptomatique ou non de la plaque, évalué par l'examen clinique et/ou l'imagerie cérébrale (scanner et IRM) à la recherche d'AVC ischémique (15).

L'apparition d'innovations technologiques a introduit un nouveau mode de raisonnement pour la prise en charge de ces plaques en s'appuyant sur des nouvelles caractéristiques visibles en imagerie et qui correspondent aux données histologiques tels que:

- L'hémorragie intra-plaque
- Le caractère hypodense correspondant à la composante lipidique et nécrotique du centre de la plaque
- L'épaisseur de la chape fibreuse
- La présence d'une néo-vascularisation à partir des vasa-vasorum
- L'existence d'ulcération de plaque.

Ces caractéristiques d'imagerie sont prises en compte pour l'indication du traitement de notamment dans les cas de sténose non sévère (<70% en diamètre selon NASCET) chez les patients symptomatiques et pour les sténoses sévère chez les patients asymptomatiques (16).

La performance de l'angioscanner pour le diagnostic de sténose athéromateuse modérée à sévère est bien établi dans la littérature (17).

Il permet l'évaluation initiale, la caractérisation et le suivi des lésions d'athéromes extra-crâniennes avec une sensibilité élevée et une forte valeur prédictive négative.

Cependant, l'analyse en scanner des plaques athéromateuses à prédominance calcique s'avère moins précise par phénomène de durcissement de faisceau, qui correspond à l'absorption des photons de basses énergies du faisceau incident

par les structures les plus atténuantes (os, calcium), ce qui augmente l'énergie moyenne du faisceau au-delà de la plaque calcique. Il s'y associe une zone de flou ("blooming") aux contours de ces structures gênant l'analyse pariétale et la recherche d'ulcération subtile. Cet effet est majoré par l'utilisation d'un pitch (déplacement de table) élevé.

Ces phénomènes expliquent donc une surestimation possible dans la mesure des sténoses (18–22).

#### d. Données récentes de la littérature

De nouveaux algorithmes se développent pour améliorer la précision des mesures de sténoses et l'analyse de la paroi en limitant le durcissement de faisceau (23).

En effet, il a été montré que l'utilisation de soustractions osseuse et calcique automatisée des plaques athéromateuses cervicales par scanner bi-énergie améliorent la précision des mesures et sont mieux corrélées liées aux résultats de l'artériographie par rapport à un angioscanner standard (23,24).

Aussi, le scanner permet de rechercher d'autres causes possibles thrombo-emboliques comme les dissections voire les cardiopathies emboligènes en couplant à un scanner cardiaque (25–27).

De plus, il permet d'analyser précisément les plaques de la crosse aortique et les calcifications de la valve mitrales qui constituent des facteurs de risques cardio-vasculaires indépendants (28). D'autres études ont rapportées la contribution du score calcique pour la stratification du risque de coronaropathie lors de l'exploration chez les patients atteints d'AVC (29–31).

Enfin, il a déjà été montré la faisabilité d'angioscanner permettant l'analyse dans le même temps des artères intracrâniennes, cervicales, de l'aorte et des coronaires (32,33).

Ainsi l'acquisition en scanner double-énergie permet d'améliorer la précision des mesures et constitue une méthode prometteuse pour l'exploration des TSA où peu d'études sur la qualité d'image ont été réalisées.

## 2. Scanner spectral

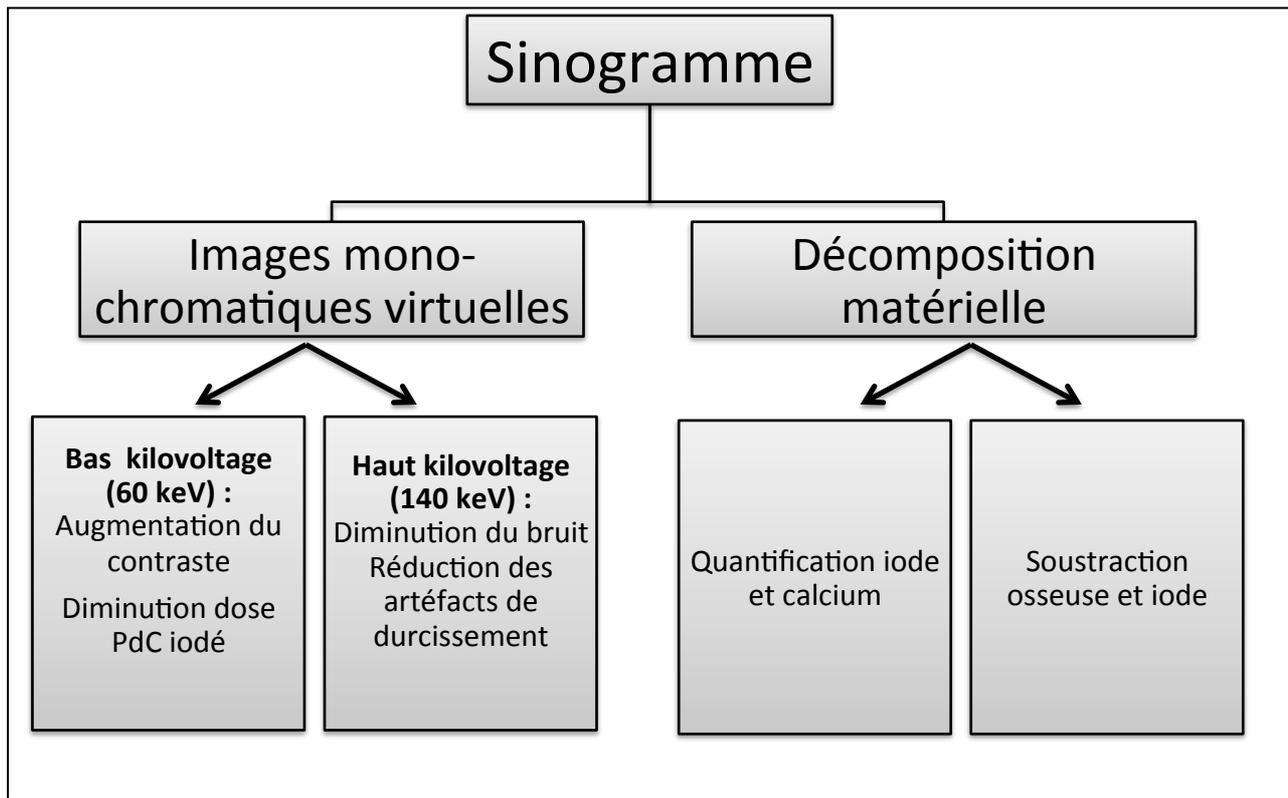
### a. Principes

Le principe d'acquisition par scanner double-énergie (synonyme : bi-énergie) ou scanner spectral, date de la fin des années 70 (34-37) mais son utilisation en pratique clinique ne s'est faite qu'à partir de la dernière décennie après une résolution des limites technologiques qui affectaient l'ensemble de la chaîne de formation de l'image (38,39).

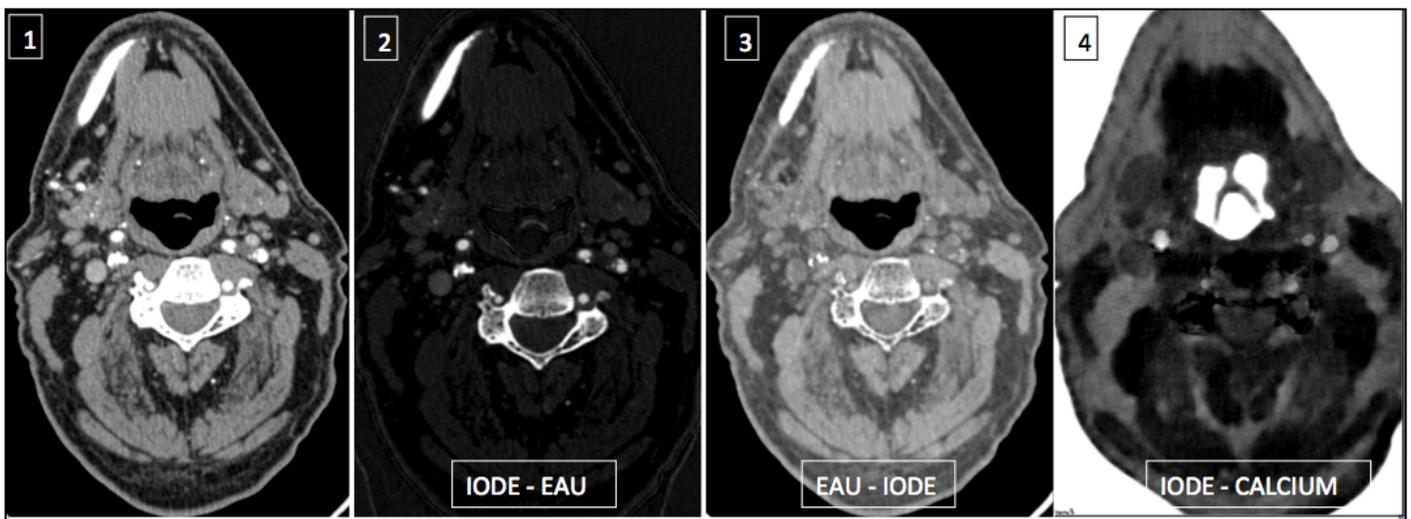
Le scanner double-énergie utilise la différence d'atténuation de la matière en fonction des 2 niveaux d'énergies différents des faisceaux incidents de rayons X, en utilisant à la fois des tensions hautes (140 kVp) et basses (80 kVp).

Cette caractéristique sera alors propre du tissu analysé et donc de ses composants. On pourra ainsi créer à partir d'un logiciel dédié, 2 types de données (**Figure 1**):

1. Des images mono-énergétiques en contraste virtuel (40-140kVp) par extrapolation des données obtenues à 80 et 140 kVp que nous avons essentiellement utilisés dans notre étude.
2. Des images de décomposition matérielle permettant des superpositions et/ou soustractions d'iode, calcium et os (**Figure 2**).



**Figure 1** : Données obtenues à partir d'une acquisition spectrale



**Figure 2** : Reconstructions par décomposition matérielle virtuelle au niveau des carotides internes

- 1) Image reconstruite mono-énergétique 60keV (utilisée pour notre étude)
- 2) Image de l'iode avec soustraction de l'eau
- 3) Image de l'eau avec soustraction de l'iode : virtuel sans injection
- 4) Image de l'iode avec soustraction du calcium

## b. Fondamentaux physiques

L'atténuation en scanner, exprimé en unité Hounsfield (UH), correspond à l'interaction des rayons incidents (photons X) avec la matière. Cette atténuation dépend de l'énergie du faisceau incident et des propriétés physiques du milieu (composants, densité et numéro atomique (Z) des composants).

Le rayonnement de photons X (rayons X) issu du tube du scanner est polychromatique, c'est-à-dire poly-énergétique, composés de photons d'énergies différentes émis par phénomène de freinage (spectre continu) et par fluorescence (spectre de raie).

Il convient de définir 3 termes utilisés en scanner permettant de mieux appréhender le principe du scanner spectral :

- Le kilovoltage (kV) correspondant à la tension appliquée au tube à rayons X.
- Le kilovolt peak (kVp) correspondant à l'énergie maximale d'un faisceau de rayons X polyénergétique.
- Le kilo-électron-volt (keV) est l'unité de mesures de l'énergie des photons X. Dans un faisceau poly-énergétique, l'énergie moyenne des photons d'un faisceau à 80kVp est environ égale à 52keV et celle d'un faisceau à 140kVp est environ égale à 72keV.

Deux phénomènes physiques interviennent à l'échelle atomique pour expliquer l'atténuation :

1. L'effet photoélectrique : correspondant à l'éjection d'un électron de la plus couche interne (K) de l'atome par le photon X incident dont l'énergie est au moins égale à l'énergie de liaison de cet électron. Il s'y associe à un réarrangement électronique périphérique proportionnel à l'énergie du photon incident (**Figure 3**).

Cet effet est proportionnel à la densité de la matière, au cube du numéro atomique du composant (Z) et inversement proportionnelle au cube de l'énergie du photon X incident.

L'atténuation par effet photoélectrique varie selon la formule :

$$kdZ^3/E^3$$

avec  $k$  = constante,  $d$  = densité du milieu,  $Z$  = numéro atomique de l'élément et  $E$  = énergie des photons.

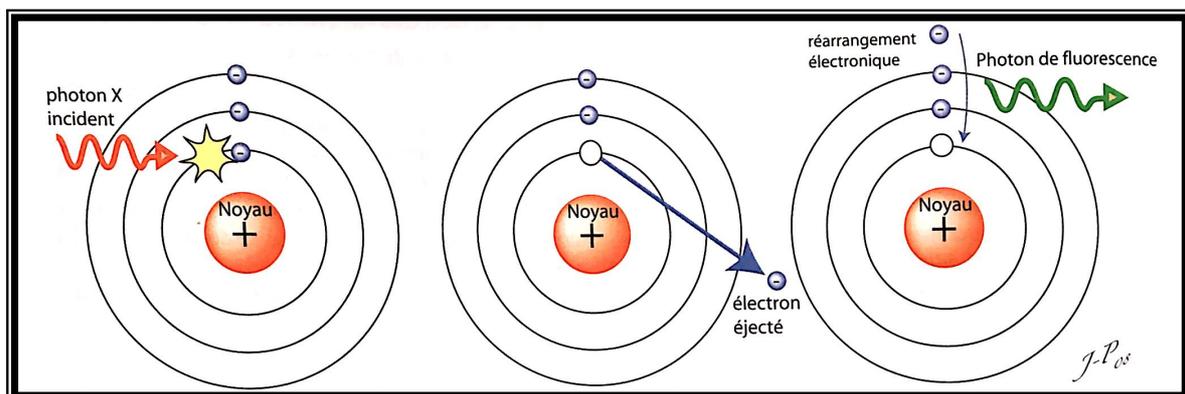
Plus le numéro atomique de l'élément sera élevé et plus l'énergie des photons sera basse, plus l'absorption sera importante.

2. L'effet diffusion Compton : correspondant à l'interaction du photon X incident avec un électron de la couche périphérique de l'atome qui se retrouve éjecté. L'autre partie de l'énergie est transformée en nouveau photon X diffusé (Compton) (**Figure 4**).

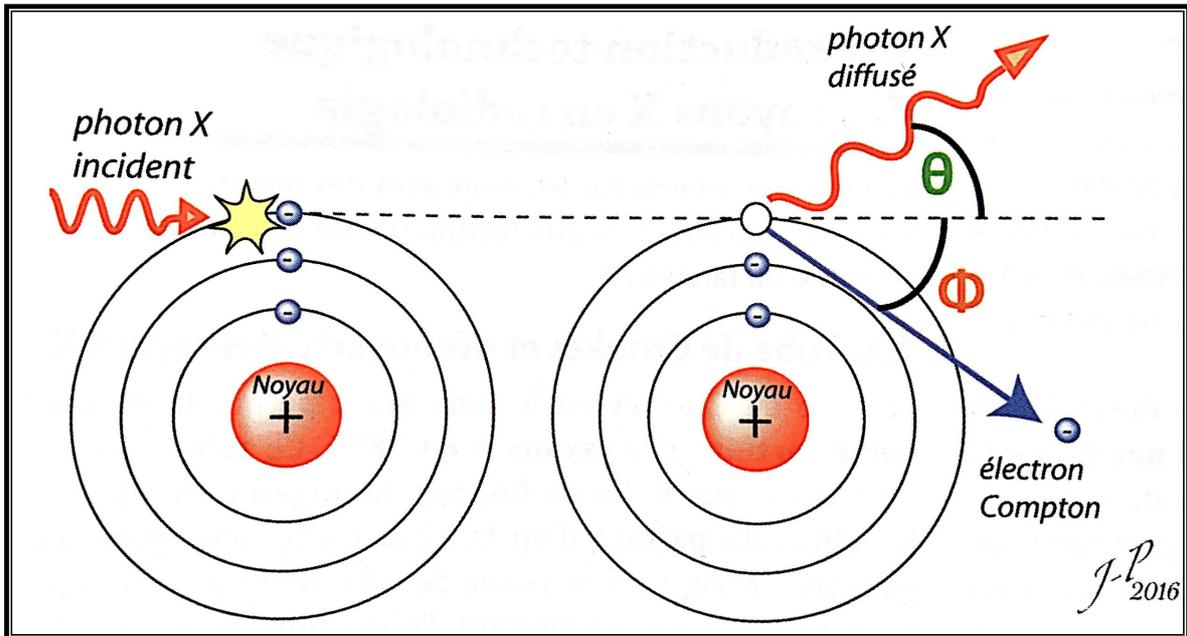
Cet effet est lui fonction essentiellement de la densité de la matière.

L'absorption des photons X par la matière en scanner fait intervenir ces deux phénomènes en proportion variables en fonction de l'énergie du faisceau incident.

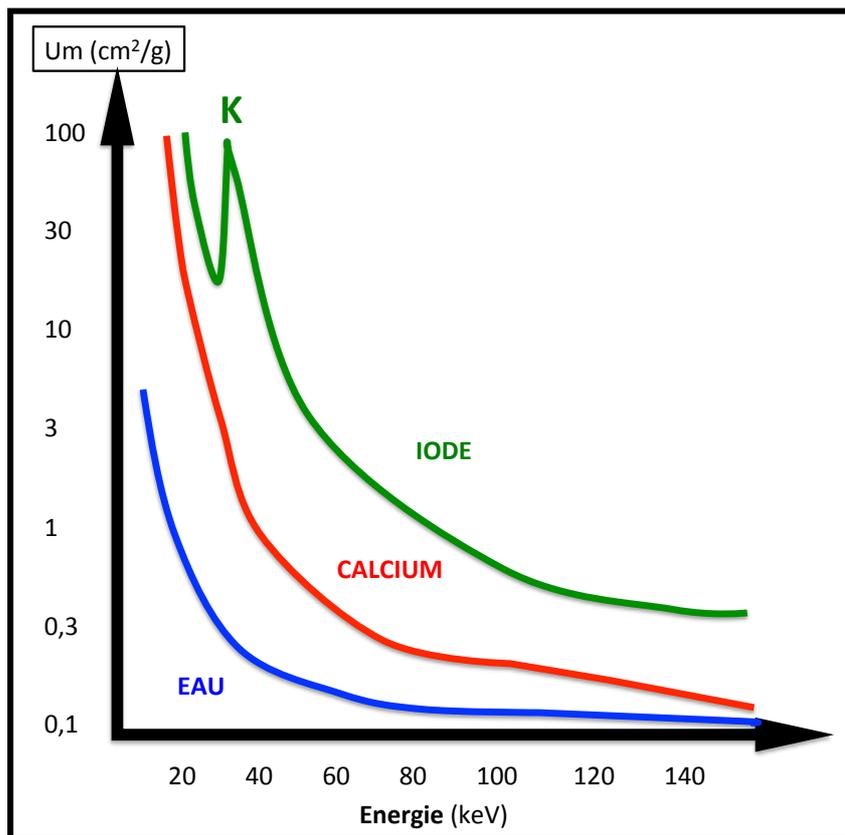
A basse énergie (kilovoltage bas), l'effet Photoélectrique prédomine largement et est responsable du contraste de l'image. A l'inverse, c'est l'effet Compton qui prédomine à haute énergie (120-140kVp) et responsable de la dose délivrée.



**Figure 3** : Schéma de l'effet photoélectrique d'après Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, J-P Dillenseger, Elsevier Masson, 2016.



**Figure 4 :** Schéma de l'effet Compton d'après Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, J-P Dillenseger, Elsevier Masson, 2016.



**Figure 5 :** Représentation de l'atténuation massique ( $\mu_m$ ) de l'eau, l'iode et le calcium en fonction de l'énergie du faisceau incident de photons X (keV). K correspond à la discontinuité d'atténuation de la couche électronique la plus interne de l'atome d'iode.

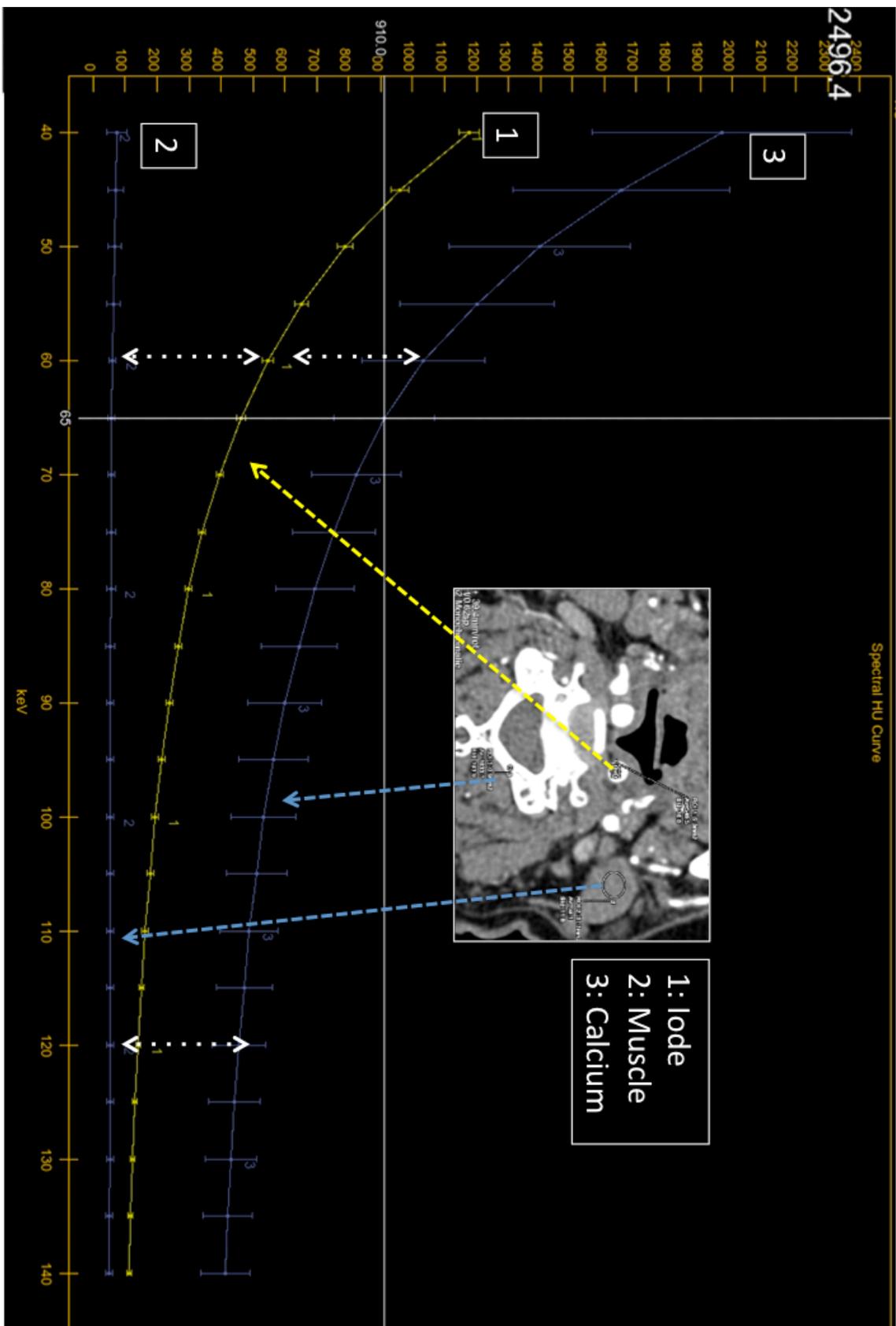
Il existe une relation linéaire entre l'atténuation et la concentration du produit de contraste iodé (par exemple : 100mL concentré à 300mgI/mL = 75mL à 400mgI/mL = 30g d'iode) (40).

La présence d'iode, présentant un numéro atomique élevé ( $Z=53$ ), dans le voxel modifie le profil d'atténuation de façon exponentielle décroissante avec une discontinuité (K-edge) vers 33 keV.

Cette modification brutale du profil d'atténuation reflète l'énergie de liaison de l'électron de la couche K de l'iode qui est de 33,2 keV et qui est donc plus proche de l'énergie moyenne du tube à rayons X à faible énergie sur un scanner bi-énergie (80kV) que ce qu'il est observé sur un scanner classique à 100 kV. Il existera donc une différence d'atténuation plus marquée entre un élément contenant de l'iode à 80kVp qu'à 100 kVp par rapport à un autre élément (eau ou calcium) (**Figure 5**).

Cette propriété physique montre l'intérêt de l'utilisation d'acquisition à basse énergie (bas kVp) lors de l'utilisation de PdC iodé afin d'augmenter le contraste de cet élément dans l'image.

A partir de 2 points de mesures du signal à basse et haute énergie (80 et 140kVp), l'ensemble du profil d'un élément au sein d'un pixel peut être obtenu par interpolation et représenté sous forme d'exponentielle décroissante (**Figure 6**).



**Figure 6 :** Représentation graphique de l'évolution de l'atténuation photonique (unités Hounsfield: ordonnée) en fonction du réglage virtuel de la tension du tube (keV en abscisse) à partir d'une acquisition bi-énergie. On note une meilleure discrimination des 3 éléments (iode, muscle et calcium) à 60 keV par rapport à 120keV (doubles flèches pointillées).

### c. Technologies de scanner bi-énergie

Actuellement, plusieurs technologies différentes de scanner bi-énergie sont utilisées en routine clinique en fonction des constructeurs :

#### (Figure 7)

- Emission alternative (1 tube et 1 détecteur) à 80 et 140kVp (GE Healthcare, Waukesha, WI, USA)
- Bi-tubes : 2 tubes d'émissions de 80 et 140kVp situé perpendiculairement (SIEMENS AG, Forchheim, Germany)
- Succession de 2 rotations à 80 et 140kV (PHILIPS Healthcare, Andover, MA, USA)
- Détecteurs doubles couches : détecteurs de sensibilité différentes (PHILIPS Healthcare, Andover, MA, USA)

Les tensions des tubes d'émission de photons X sont réglables entre 80 et 140kVp.

Chacun de ses modèles possédant leurs avantages (+) et inconvénients (-).

Siemens :

- + : Deux réglages de kV et de mAs possible
- : FOV (27-35cm) petit, car les 2 tubes sont perpendiculaire 90°, bruit lié à la diffusion croisé des photons, recalage temporelle plus complexe, séparation matérielle dans le domaine image

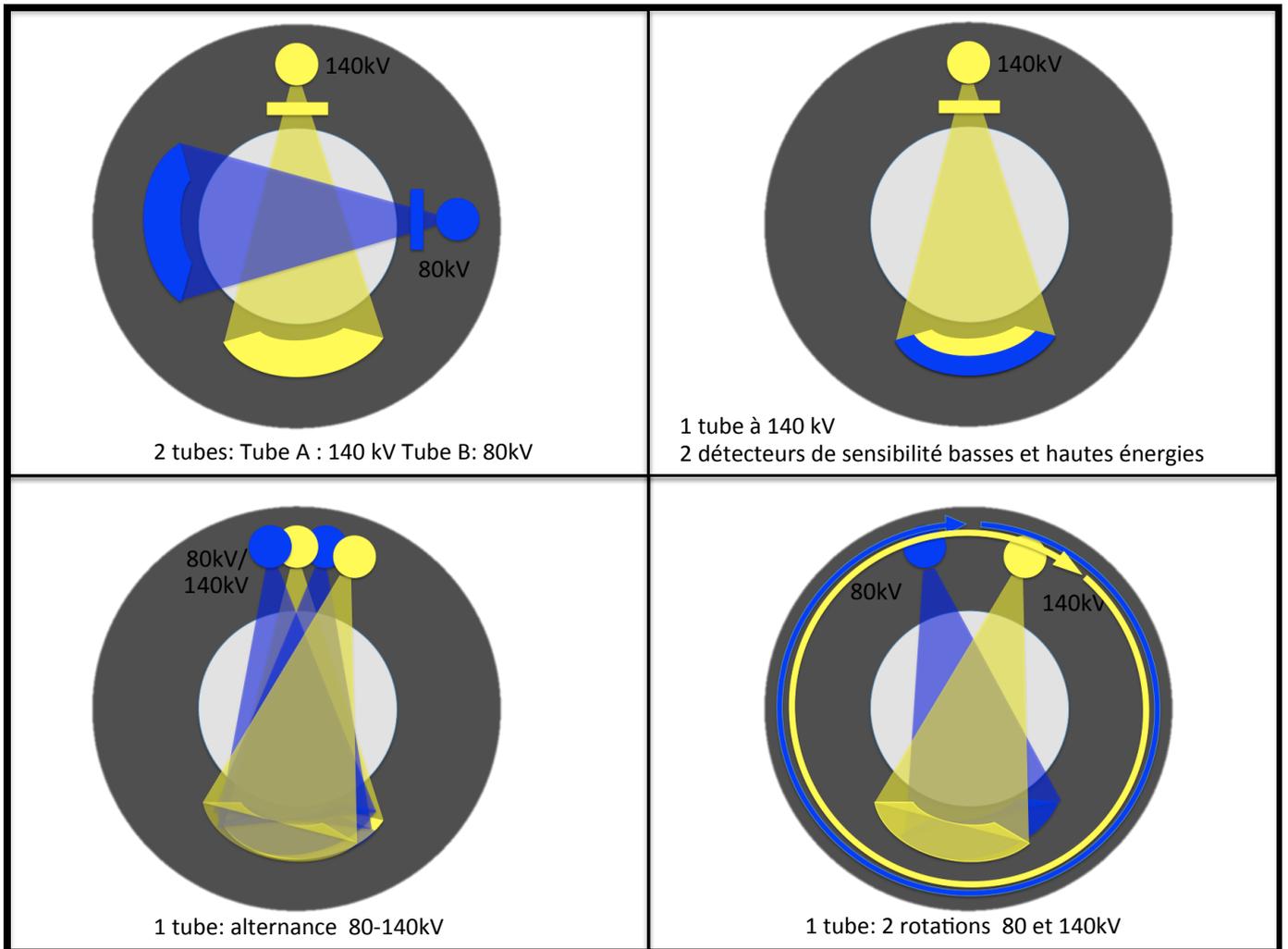
GE :

- + : recalage temporelle, FOV 50cm, séparation matérielle dans le domaine fréquentiel
- : diminution du temps de rotation pour pouvoir faire varier les mAs.

Philips :

- + : recalage spatiale et temporelle, FOV 50cm
- : mauvaise séparation matérielle

A l'avenir, le développement de scanner à comptage photonique encore à l'étape de développement permettrait une meilleure séparation matérielle (41,42).

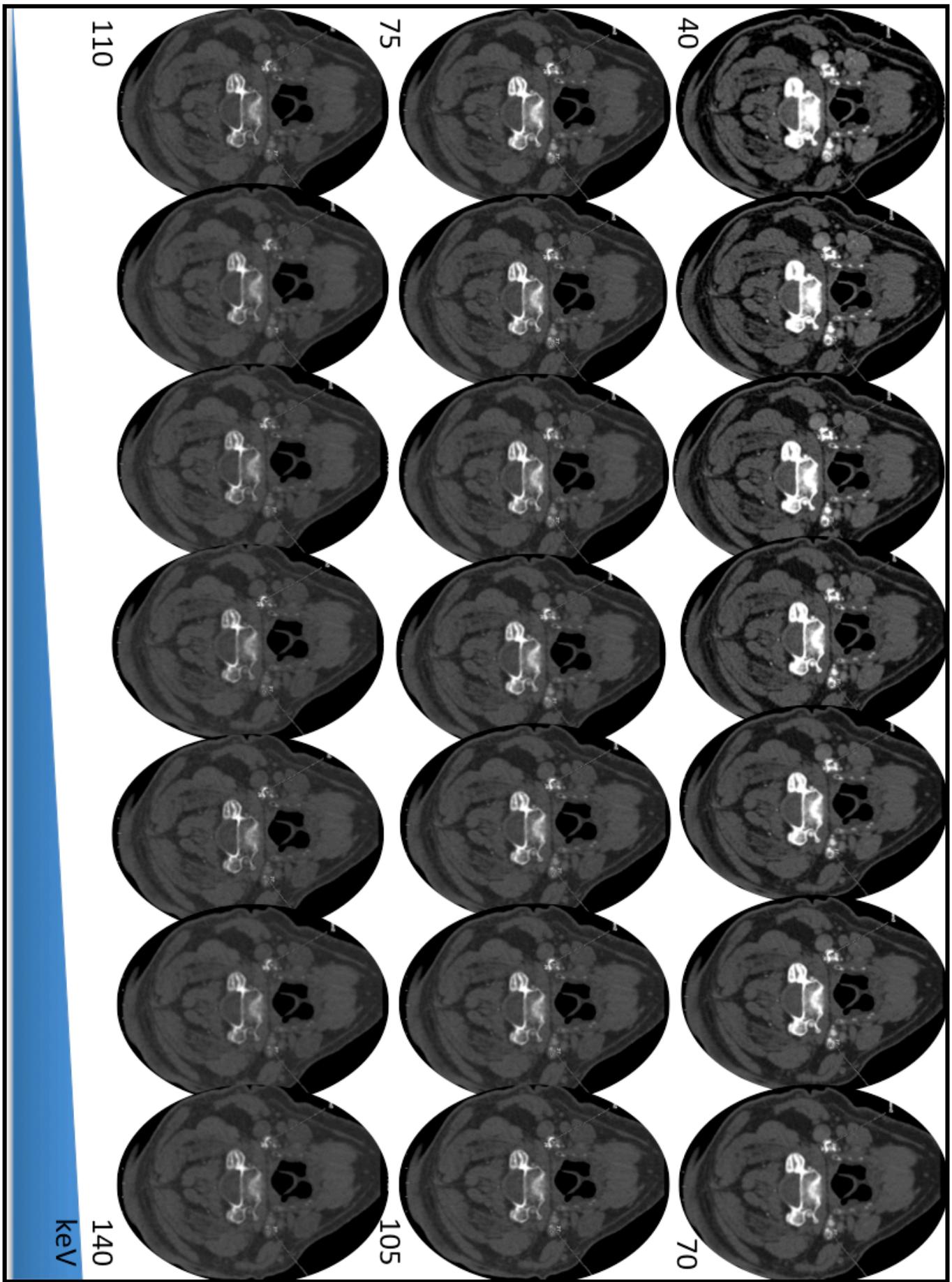


**Figure 7 :** Différentes technologies de scanner double-énergie.

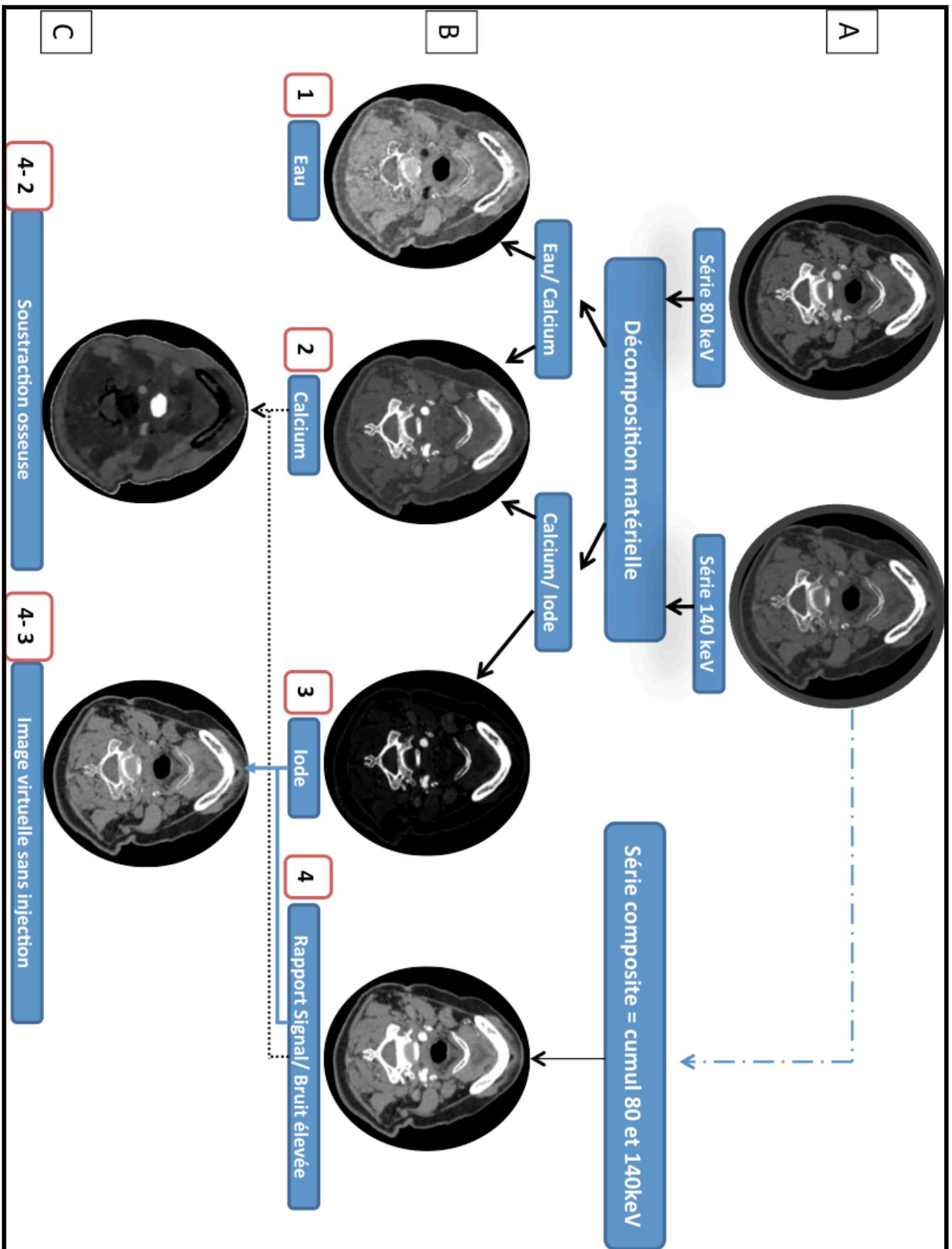
#### d. Applications cliniques

Le scanner double énergie a une vaste gamme d'applications cliniques dans de nombreux domaines (caractérisation de calcul rénaux, perfusion pulmonaire, cartographie de cristaux d'urates de sodium en imagerie ostéo-articulaire) et notamment en imagerie des maladies cérébro-cardio-vasculaires, qui comprend :

- Création virtuelle d'image mono-énergétique entre 40 et 140keV: augmentation du contraste à faible kilovoltage au prix d'un bruit plus élevé (40kVp) et diminution du bruit et du contraste à fort kilovoltage (140kVp) (**figure 8**). Nous avons utilisés ces données pour notre étude.
- Les soustractions (**Figure 9**) :
  - Calcique d'une plaque athéromateuse pour l'évaluation de la morphologie de plaque athéromateuse et une amélioration de la quantification des sténoses lumenales artérielles.
  - Osseuse pour améliorer la représentation de l'anatomie vasculaire, en particulier à la base du crâne.
  - Iode: série virtuelle sans injection à partir d'une série injectée permettant un gain en terme d'irradiation.
- Imagerie d'iode: évaluation de la concentration d'iode, calcul de gradient de concentration trans-sténotique.
- Le dépistage d'une extravasation du produit contraste iodé dans différents types d'hémorragie intracrânienne.
- La réduction des artéfacts métalliques en utilisant des reconstructions monoénergétiques virtuelles pour améliorer l'évaluation de la lumière vasculaire après traitement des malformations vasculaires cérébrales (coil et clip chirurgicaux)(43).
- La différenciation entre la transformation hémorragique et stagnation de produit de contraste iodé à la phase aigue des AVC ischémiques après artériographie cérébrale thérapeutique.
- L'identification des lésions responsables (malformations vasculaires et tumeurs) dans l'hémorragie intra-parenchymateuse.



**Figure 8** : Images mono-énergétiques virtuelles reconstruites de 40 à 140 keV  
 NB: les fenêtres de lectures (niveau et largeur) sont identiques pour ces 21 images.



**Figure 9:** Principes de création des différentes séries d'images de décomposition matérielle à partir d'une acquisition bi-énergie.

e. Dosimétrie et scanner spectral

Les effets stochastiques sur le corps humain lié aux rayonnements ionisants à faibles doses sont partiellement compris (44).

L'augmentation d'examen de scanner dans la population entraîne une dose cumulative plus importantes avec les risques potentiels qui lui incombe.

Le principe de précaution « As Low As Reasonably Achievable » (ALARA) est plus que jamais une prérogative indispensable.

Il a été montré qu'une diminution significative de dose des acquisitions spectrale par rapport au acquisition standard en exploration cervicale, était possible à condition de modifier certains paramètres d'acquisition comme la charge (mAs) et le pitch(45-50).

La possibilité de générer une série d'images virtuelles sans injection permet également d'éviter une acquisition supplémentaire sans injection.

### 3. Néphropathie et produit de contraste iodé

#### a. Généralités

##### Définition, terminologie et mécanismes

Les reins sont la principale voie d'élimination des PdC iodés.

Le dosage de la créatininémie est l'outil le plus simple et utilisé pour estimer la filtration rénale.

La fonction rénale est estimée par le calcul du débit de filtration glomérulaire (DFG) par la formule de CKD-EPI (Chronic Kidney Disease Epidemiology Collaboration) (51) ou MDRD (Modification of Diet in Renal Disease).

L'utilisation des PdC iodés par voie intra-veineuse a augmenté depuis 20 ans (52).

La néphropathie induite aux produits de contraste iodés (NICI) constitue le principal effet indésirable lié à l'administration intravasculaire de produit de contraste iodé.

Elle est définie par une augmentation de la créatininémie (25% ou 44micromol/L) dans les 3 jours suivant l'injection de produit de contraste iodé sans autre cause démontrée (53).

Il convient de distinguer la NICI qui correspond à une insuffisance rénale aigue survenant au décours de l'injection de PdC iodé où il s'agit d'un diagnostic de causalité, de l'insuffisance rénale post-injection pour laquelle la causalité du PdC n'est pas établie.

En effet, de nombreuses études publiées sur la NICI ont été biaisées par cet amalgame.

Les mécanismes physiopathologiques sous-tendant la NICI sont incomplètement compris et associe un phénomène hémodynamique par vasoconstriction artérielle à l'origine diminution du débit sanguin rénal et de la

filtration rénale conduisant à une ischémie rénale ainsi qu'une toxicité directe du PdC iodé sur les tubules rénaux(2).

Son incidence est assez faible (environ 2.4-5%) (53,54) mais constitue la 3<sup>ème</sup> cause d'insuffisance rénale hospitalière et expose à un risque de dialyse et de décès (55–57).

Sa fréquence est moins marquée par voie intra-veineuse par rapport à la voie intra-artérielle (58,59).

Ce risque est fonction de nombreux facteurs : insuffisance rénale sous-jacente, diabète, déshydratation, insuffisance cardiaque, âge>70ans, néphrotoxique associé (AINS,Antibiotiques), myélome sécrétant, l'admission en unité de soins intensifs (3), dose et type de PdC iodé (ionique,viscosité et osmolalité) (60–62).

#### b. Données récentes de la littérature

L'incidence de la NICI rapportée dans la littérature a longtemps été celle des études concernant l'injection artérielle pour l'artériographie coronaire. Sachant que l'incidence de la NICI par voie intraveineuse (IV) est moins importante que par voie artérielle, il existe donc une surestimation de ce risque par transposition des données des études concernant l'artériographie coronaire.

Une des problématiques actuelles soulevées, est que les nombreuses études réalisées sur la NICI n'ont pas inclus de groupes contrôles (ne recevant pas de PdC iodé) (54,63). Plus récemment, 5 études randomisées avec appariements des témoins, ont montrées que l'incidence d'insuffisance rénale aigüe était similaire entre les patients ayant bénéficiés d'une injection IV de PdC par rapport à ceux n'en n'ayant pas reçus (2,54,63,64).

Bien que, dans la pratique clinique, le seuil de 30mL/min est celui qui présente le plus de preuves (65), il n'existe pas de seuil identifié ce qui nécessite une estimation individuelle du rapport bénéfice-risque de l'injection de PdC iodé. Pour les patients à fonction rénale normale ou avec DFG>45 mL/min, il ne semble pas exister de sur-risque de NICI (2,54,64–66).

Enfin, une récente grande étude rétrospective a démontré un risque similaire d'insuffisance rénale post-injection, de dialyse et de mortalité entre les patients recevant une injection intraveineuse de iodixanol et ceux ne recevant aucun PdC et cela quelque soit la fonction rénale de base des patients (64).

### c. Recommandations

Les recommandations actuelles pour l'utilisation des PdC en radiologie d'après le manuel de l'American College of Radiology (v10.3 mis à jour le 31 mai 2017) (66) soulignent les points suivants :

⇒ Prévention :

- La justification de l'injection se fait après évaluation du rapport bénéfices/ risques. Dans le cas contraire, une substitution par IRM ou échographie sera proposée.
- Identification des facteurs de risques de NICI pour effectuer une stratification du risque
- Stratification du risque en fonction du DFG :
  - <30mL/min : significatif
  - >45mL/min : intermédiaire et faible
- Arrêt des néphrotoxiques notamment les médicaments
- L'hémodialyse prophylactique n'est pas recommandée

⇒ Optimisation :

- Hydratation avant et après l'examen
- Limitation de la dose d'iode
- Espacement d'une réinjection
- Utilisation de produit de basse osmolalité non ionique : Il n'y a pas de différence significative entre les PdC iodés iso-osmolaires et hypo-osmolaires.
- En revanche, il est recommandé d'éviter les PdC iodés hyper-osmolaires.

⇒ Surveillance

- Contrôle de la créatininémie dans les 3-5jours.

#### d. Applications à l'analyse des TSA

Le scanner spectral ou double-énergie, en permettant une décomposition matérielle, laisse escompter une diminution des doses de PdC iodé utilisées.

La population concernée pour l'analyse des TSA a un âge élevé et des comorbidités associées comme le diabète, l'hypertension artérielle et des maladies cardiovasculaires. Ces patients sont donc exposés à un risque plus important de NICI. De plus, la répétition des examens injectés pour le suivi suscite la même inquiétude.

Cette population est donc soumise à une limitation de dose d'iode afin de prévenir la NICI.

Cette constatation a été démontrée et validée en pathologies athéromateuses pour les explorations de l'aorte, des coronaires et des axes ilio-fémoraux qui partagent les mêmes facteurs de risques que l'atteinte athéromateuse des TSA, en montrant qu'il est possible de diminuer la dose d'iode injecté en maintenant une qualité d'analyse satisfaisante et avec une dose d'irradiation comparable grâce à l'utilisation d'une acquisition réelle et virtuelle à bas kilovoltage (67,68).

Des résultats similaires ont été aussi validés pour l'exploration des artères pulmonaires (69,70).

Pour l'exploration des TSA, cette relation est moins documentée (petite cohorte et pas d'adaptation de la dose au poids) (71). De plus, l'existence d'une insuffisance rénale est corrélée à la présence de calcifications vasculaires : ce qui constitue un argument supplémentaire pour l'utilisation d'un scanner double énergie pour diminuer les artéfacts de durcissement de faisceau (72,73).

Les données en termes de réduction de dose d'iode et d'irradiation concernant l'analyse spectrale des TSA restent peu connues.

L'objectif de notre étude est donc d'étudier l'impact de la réduction de dose de PdC en scanner bi-énergie pour l'analyse des TSA sur la qualité d'image et la dose d'irradiation.

#### **4. Objectif de l'étude**

L'objectif de cette étude est de comparer la qualité d'image et la dose d'irradiation du scanner double-énergie à dose réduite de PdC iodé par rapport à une acquisition simple énergie à dose d'iode standard pour l'exploration vasculaire des troncs supra-aortiques.

## II. MATÉRIEL ET MÉTHODES :

Notre étude a été soumise et dans l'attente de l'avis du comité éthique local.

### 1. Population de l'étude

Il s'agit d'une étude rétrospective mono-centrique entre septembre 2014 et octobre 2016 au Centre Hospitalo-Universitaire de Rouen – Charles Nicolle.

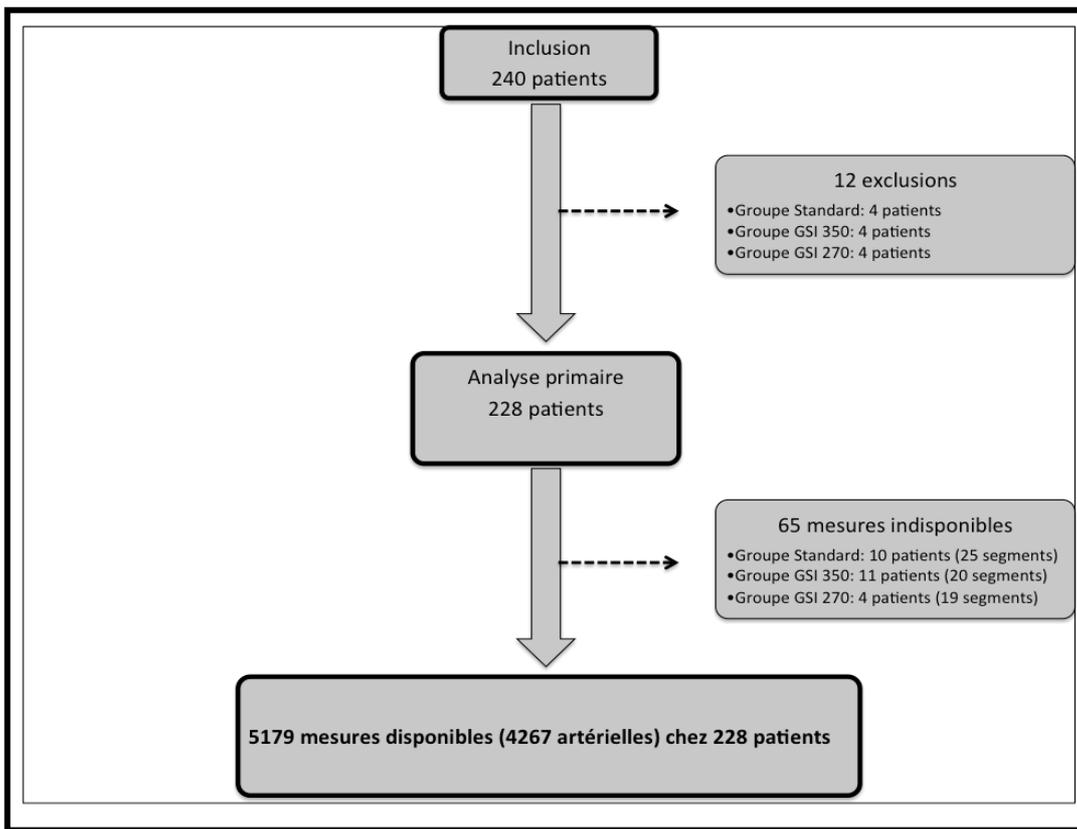
Deux cent quarante patients ont été adressés durant cette période dans le service pour exploration scanographique des TSA puis inclus dans le registre. Sur ces 240, quatre patients ont été retirés dans chaque groupe pour des injections hors protocole (double dose), protocole d'acquisition différent (aorte thoracique associée), données manquantes (non sauvegardées) soit 228 analysés (**Figure 10**).

Les protocoles d'acquisition ont évolué selon les recommandations et les innovations technologiques, ce qui nous a conduits à constituer 3 groupes successifs différant selon le mode d'acquisition, le produit de contraste et le protocole d'injection (**Figure 11**) :

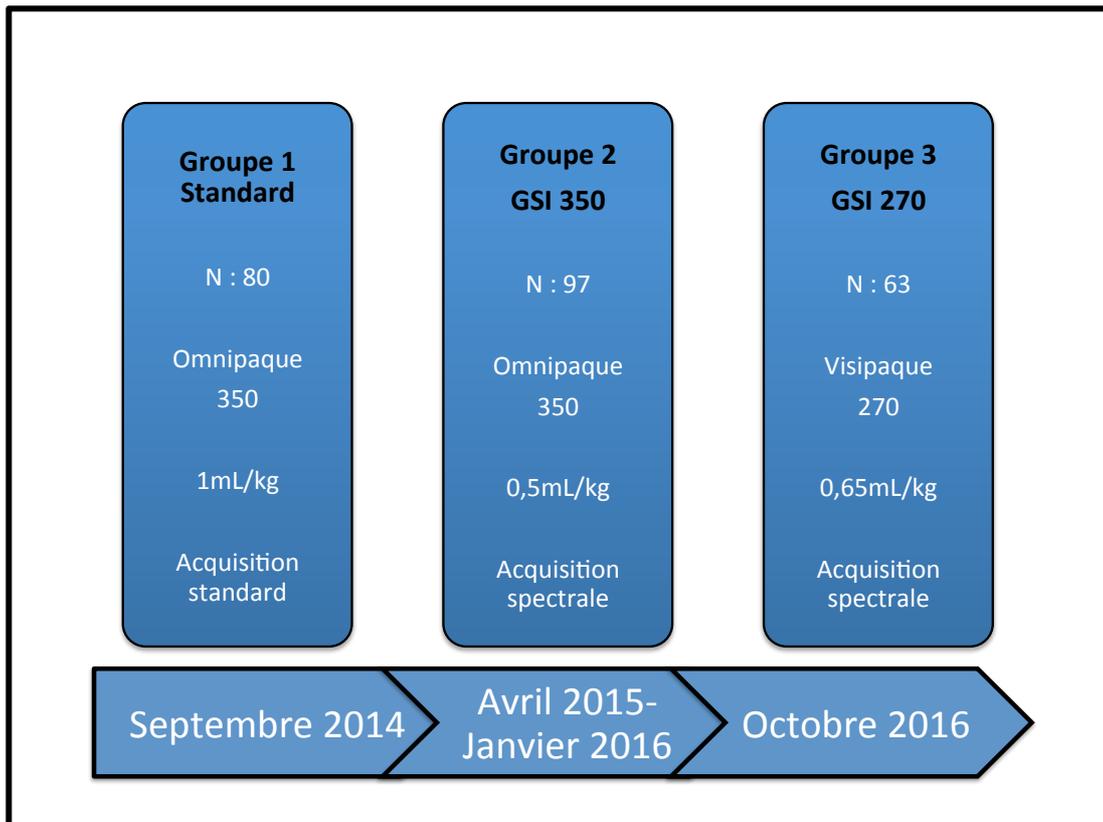
- Groupe 1 (Standard) comprenant 76 patients inclus de septembre 2014 à mars 2015.
- Groupe 2 (GSI 350): 93 patients du mars 2015 à janvier 2016.
- Groupe 3 (GSI 270): 59 patients du janvier 2016 à octobre 2016.

Les indications des examens étaient renseignées par les cliniciens puis rangées en 3 groupes :

- Athérome : suivi/évaluation/surveillance de sténoses athéromateuses
- AVC : bilan d'AVC ischémique/ recherche de lésions athéromateuses
- Dissection : recherche et surveillance de dissection artérielle extra-crânienne (vertébrales et/ou carotidiennes)



**Figure 10** : Diagramme des flux



**Figure 11** : Répartition des 3 groupes : Standard, GSI 350 et GSI 270  
N : nombre de patients

## 2. Paramètres d'acquisition

L'ensemble des images a été acquis sur un scanner hélicoïdal 128 détecteurs Discovery (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA).

Après réalisation d'un topogramme de face et de profil (origine de l'aorte jusqu'au polygone de Willis), l'acquisition était réalisée selon 2 modalités en fonction du groupe : Standard ou GSI dont les paramètres sont rapportés dans le **Tableau 2**.

Un suivi dynamique de bolus (smart-prep) avec mise en place d'une ROI dans l'aorte ascendante sur une coupe axiale au niveau de la bifurcation trachéale a été effectué avec un départ manuel effectué par le médecin.

L'acquisition était réalisée en caudo-crânial avec apnée courte sans synchronisation cardiaque.

## 3. Modalités d'injection

Un cathéter veineux périphérique (au moins 18 Gauge) par voie antébrachiale a été mis en place par les manipulateurs en radiologie après vérification des conditions usuelles comme l'insuffisance rénale, grossesse, allergie et notification du poids et de la taille du patient. La ponction veineuse droite était privilégié afin d'éviter le durcissement de faisceau lié au passage du PdC dans le tronc veineux innominé gauche.

Les protocoles d'injection sont détaillés dans le **tableau 2**.

Le groupe Standard a bénéficié d'une injection d' Omnipaque 350® (GE HEALTHCARE SAS, Velizy-Villacoublay, France) à dose standard de 1mL/kg à un débit de 4mL/seconde.

Le groupe GSI 350 a utilisé une demi-dose (0,5mL/kg) d'Omnipaque 350® au débit de 3mL/seconde.

Enfin, le groupe GSI 270 a été injecté avec du Visipaque® 270mg/mL (GE HEALTHCARE SAS, Velizy-Villacoublay, France) à la dose 0,65mL/kg pour faire correspondre la dose d'iode avec le groupe 2 ( $350 \times 0,5 = 175$  et  $270 \times 0,65 = 175,5$ ) et avec un débit de 4mL/seconde.

Pour les 3 groupes, l'injection a été faite avec un injecteur automatique double voie (CT Stellant, Medrad, Indianola, PA) et suivi d'un bolus de rinçage par du sérum physiologique (NaCl 9<sup>0</sup>/<sub>00</sub>) de 30mL au même débit que le produit de contraste iodé.

	Standard	GSI 350	GSI 270
Nombres de patients	76	93	59
<b>Protocole d'injection</b>			
Nom commercial du produit de contraste	Omnipaque®	Omnipaque®	Visipaque®
Concentration (mgI/mL)	350	350	270
Dosage (mL/kg)	1	0,5	0,65
Débit (mL/sec)	4	3	4
<b>Paramètres d'acquisition</b>			
Type d'acquisition	Standard	Spectral	Spectral
Tension du tube (kV)	120	80 et 140	80 et 140
Puissance (mAs)*	500	360	360
Matrice	512x512	512x512	512x512
Épaisseur de coupe (mm)	0,625	0,625	0,625
<b>Paramètres de reconstruction</b>			
Reconstruction itérative	ASiR® 50%	ASiR® 50%	ASiR® 50%
Filtre	Standard HD	Medium	Medium
Imagerie mono-énergétique	Non réalisable	60 keV	60 keV

**Tableau 2:** Protocoles d'injection, d'acquisition et de reconstruction des 3 groupes.

\* Pour le groupe Standard, une modulation des mAs était automatique en fonction de l'axe de Z (axe crânio-caudal). Pour les groupes GSI, les mAs étaient fixés.

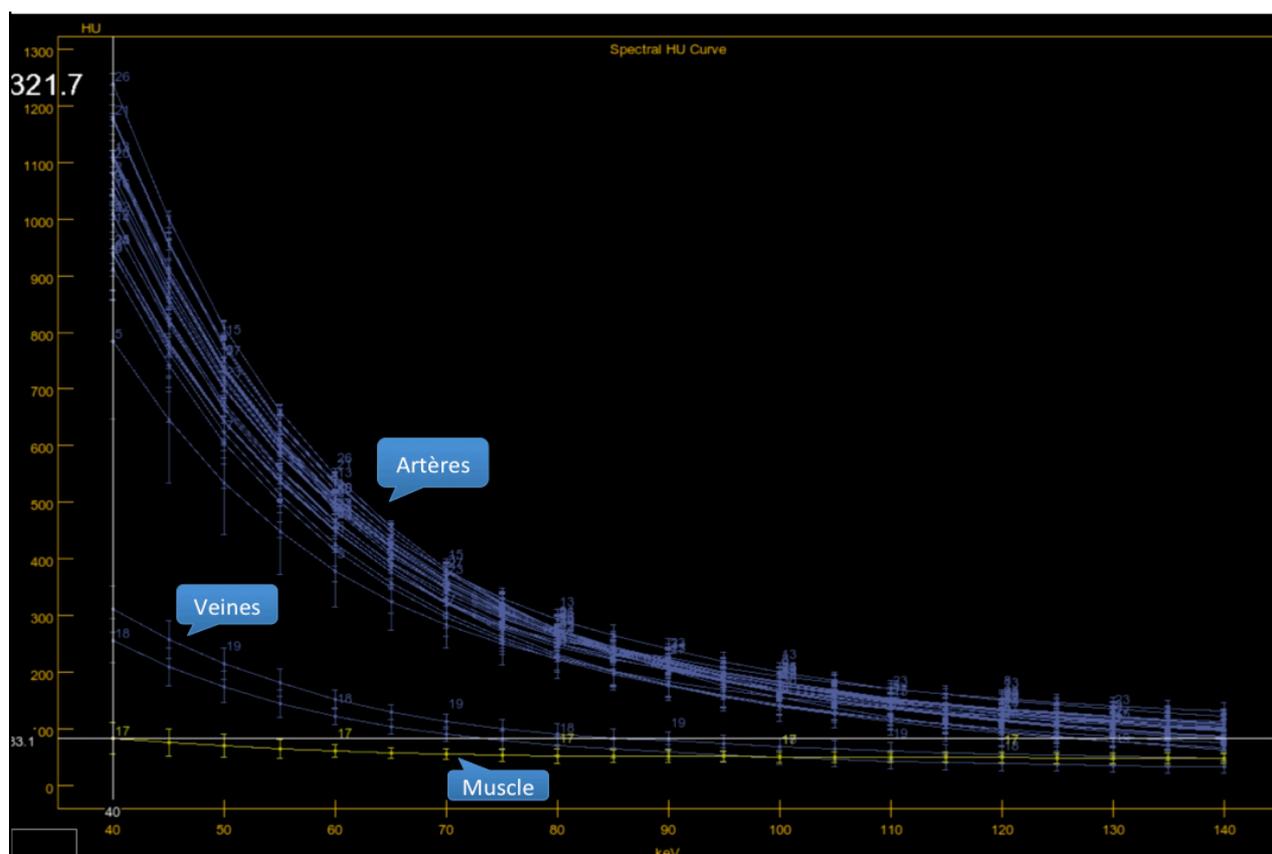
ASiR: adaptive statistical iterative reconstruction (GE Healthcare)

#### 4. Paramètres de reconstruction

Les données brutes (sinogramme) étaient anonymisées puis sauvegardées sur un disque dur externe au format DICOM pour permettre une récupération en cas de données manquantes sur le PACS.

Les images ont été reconstruites à partir d'une combinaison équilibrée à 50% d'un algorithme d'itération statistique (ASiR®) et à 50% par rétroprojection filtrée.

Pour les acquisitions en imagerie spectrale (GSI 350 et GSI 270), une reconstruction monoénergétique à 60keV a été utilisée pour l'interprétation. Le jeu de données permettant de reconstruire les niveaux d'énergies allant de 40keV à 140keV était également disponible et stocké (**Figure 12**).



**Figure 12** : Représentation graphique de la décroissance du signal (atténuation en unité Hounsfield) en fonction de la tension (keV)  
22 points de mesures sont représentés (19 artères, 2 veines jugulaires et 1 muscle (courbe jaune)).

## 5. Traitement des données

Les mesures ont été réalisées par un junior (4 ans d'expérience en radiologie) et un senior (9 ans d'expérience en radiologie) en consensus sur console dédiée Advantage Windows (ADW 4.7, GE Healthcare, WI, USA).

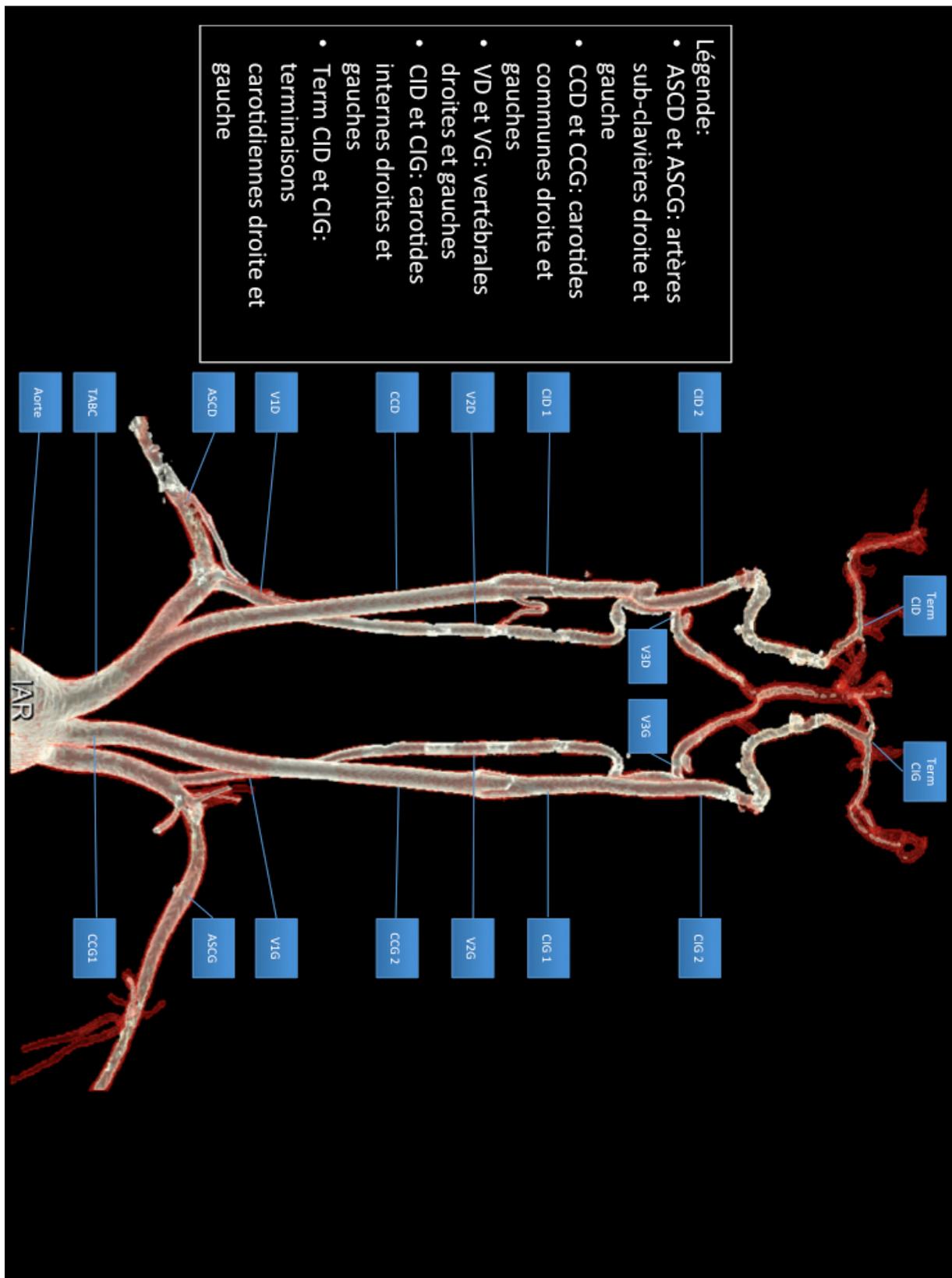
Le lecteur junior avait accès aux indications de l'examen ainsi qu'au dossier clinique informatisé si nécessaire.

### a. Analyse quantitative

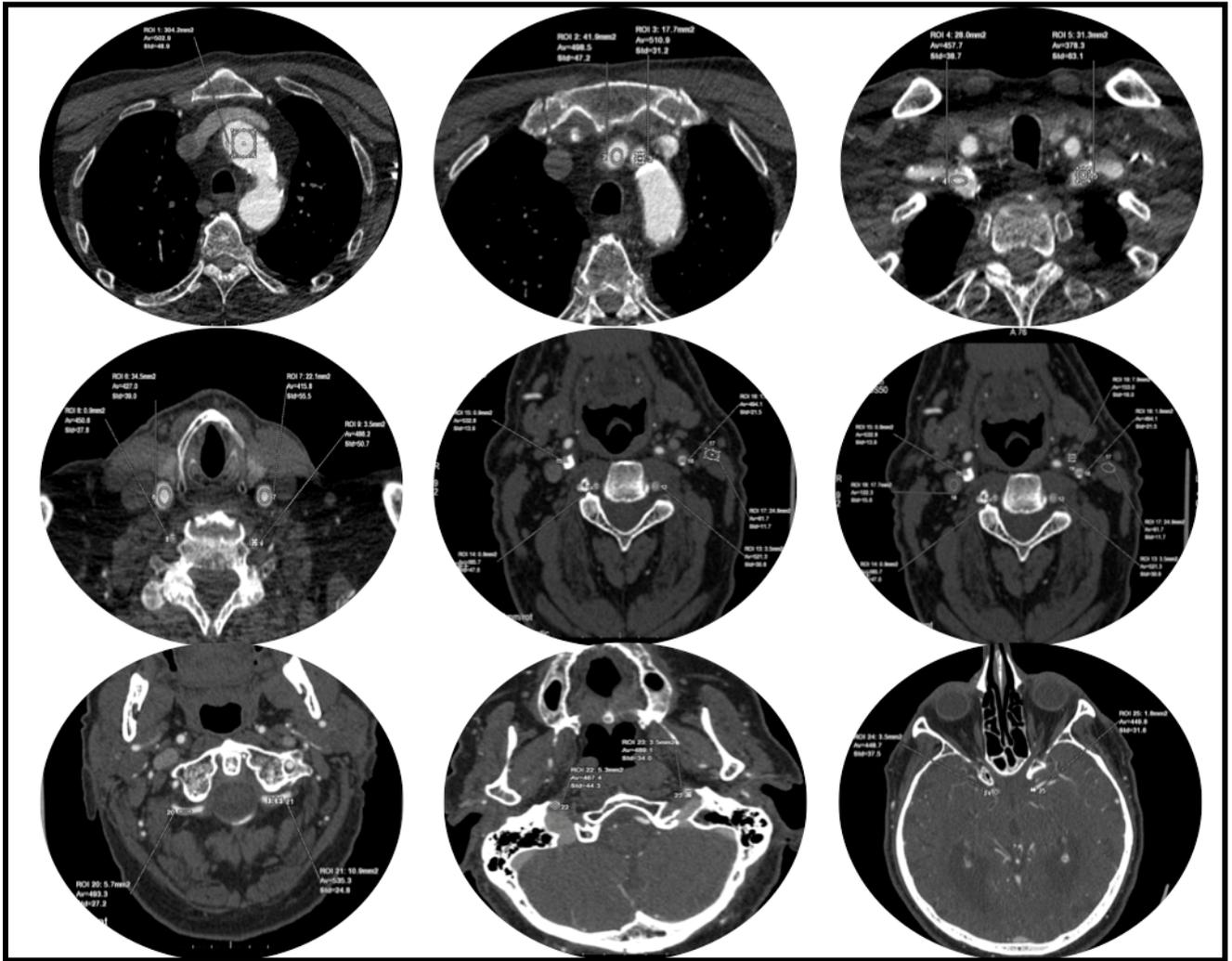
#### Mesures vasculaires

Des régions d'intérêt (ROI) circulaires en vue axiale stricte sur environ les 2/3 de la surface du vaisseau ont été tracées.

Les axes artériels supra-aortiques ont été segmentés en 19 mesures de la façon suivante (**Figures 13 et 14**) : aorte ascendante, origine du tronc artériel brachio-céphalique (TABC), origine de l'artère carotide commune gauche (CCG1), artères subclavières droite et gauche (ASCD et ASCG) après naissance du tronc thyro-cervical, segments pré-transversaires des artères vertébrales droite et gauche (V1D et V1G), artères carotides communes droites et gauches (CCD et CCG2), segments transversaires des artères vertébrales droites et gauches (V2D et V2G), segments cervicaux post-bulbaires carotidiens internes droites et gauches (CID 1 et CIG 1), segments sous-pétreux carotidiens internes (CID 2 et CIG 2), segments atloïdo-axoïdiens des artères vertébrales (V3D et V3G), terminaisons carotidiennes droite et gauche.



**Figure 13** : Vue coronale des points de mesures effectués à partir d'une représentation 3D des artères de l'angioscanner réalisé.



**Figure 14** : Zones de mesures (ROI) des 20 segments.

Pour chaque patient, une ROI de référence pour analyser le contraste a été placée au niveau du muscle sternocléïdomastoïdien (SCM) ou des muscles érecteurs du cou si ce dernier était absent (chirurgie : 3 cas).

Pour chaque ROI réalisée, la mesure de la valeur moyenne en unité Hounsfield et sa déviation standard (DS) ont été recueillies.

À partir des ces données, les rapports signal sur bruit (SNR) et contraste sur bruit (CNR) ont été calculés pour chacune des 20 ROI, selon les formules :

- $\text{Signal}_{\text{Artère X}} / \text{Déviation standard}_{\text{Artère X}} = \text{SNR}_{\text{Artère X}}$
- $\text{Signal}_{\text{Artère X}} - \text{Signal}_{\text{Muscle SCM}} / \text{Déviation standard}_{\text{Artère X}} = \text{CNR}_{\text{Artère X}}$

Où  $\text{Signal}_{\text{Artère x}}$  et  $\text{Déviation standard}_{\text{Artère X}}$  exprimés en unités Housfield.

Puis, le signal moyen (S moyen), le SNR moyen et le CNR moyen ont été calculés pour l'ensemble des segments artériels (19 segments), pour les segments carotidiens (9 segments), pour les segments vertébraux (6 segments) et les segments subclaviers (2 segments).

b. Analyse qualitative

Pour chaque examen, un score de la qualité diagnostique globale (**Tableau 3**) de l'examen (noté de 1 à 4) a été évalué au niveau des ostiums des artères vertébrales (V0) et des bulbes carotidiens en tenant compte :

- Du rehaussement global.
- Des contours des segments artériels sus-cités.
- Des artéfacts d'après Korn et al (74) :
  - De mouvements liés à la respiration et/ou aux mouvements de propagation de pulsatilité cardiaque.
  - De durcissement de faisceau lié à la présence de calcifications vasculaires ou au matériel métallique (arthrodèse instrumentée par exemple).

Score de qualité	Critères
1	Examen non diagnostique Artéfacts importants Rehaussement faible
2	Rehaussement vasculaire modéré mais diagnostic Nombreux artéfacts et/ou Contours vasculaires flous
3	Rehaussement vasculaire bon Peu d'artéfacts / contours vasculaires non flous
4	Rehaussement vasculaire optimal Contours vasculaires nets Rares artéfacts

**Tableau 3** : Critères utilisés pour le score de qualité.

## 6. Recueil de dose

L'index de dose scanographique volumique (IDSV) exprimé en mGy, et le produit dose-longueur (PDL) exprimé en mGy.cm à partir d'un fantôme de 32cm, étaient enregistrés sur le réseau PACS et disponibles pour l'ensemble des patients analysés. Le PDL et l'IDSV sont reliés par la formule suivante :

$$\mathbf{PDL = IDSV.L}$$

où L est la longueur du volume d'exploration en centimètres.

La dose efficace (De) exprimée en milliSievert a été calculée en multipliant le PDL par le coefficient de conversion spécifique de cette région anatomique (tête et cou : 0,0028mSv/ mGy.cm)(75-77).

## 7. Analyse statistique

Les statistiques ont été réalisées avec le logiciel MedCalc Statistical Software (v.17.7.2, MedCalc Software bvba, Ostend, Belgium) par une personne aveugle des données cliniques.

Les critères principaux de jugement étaient : les SNR et CNR moyens dans l'ensemble des segments artériels (SNR<sub>Artériels</sub> et CNR<sub>Artériels</sub>) puis pour les 4 sous-groupes : aorte, artères subclavières, vertébrales et carotidiennes (SNR<sub>Subclavières</sub> et CNR<sub>Subclavières</sub> , SNR<sub>Vertébrales</sub> et CNR<sub>Vertébrales</sub> , SNR<sub>Carotides</sub> et CNR<sub>Carotides</sub> respectivement)

Les critères secondaires étaient la dose d'irradiation moyenne (PDL<sub>moyenne</sub>, IDSV<sub>moyenne</sub> et De<sub>moyenne</sub>) ainsi que le score de qualité (QC<sub>moyen</sub>).

Pour les variables continues, la moyenne arithmétique et son écart-type correspondant ont été calculés.

Les indications d'examen et le sex-ratio ont été comparés par le test de Freeman Halton.

Les groupes Standard, GSI 350 et GSI 270 ont été comparés par le test de Kruskal-Wallis avec valeur de p <0,05.

Une analyse post-hoc a été réalisée si une différence statistique existait, par le test de Mann-Whitney en comparant les 3 groupes 2 à 2 avec un seuil de significativité à 0,05.

Des diagrammes en boîtes ont été utilisés pour représenter les résultats des critères de jugements.

## **8. Gestion des données manquantes**

Lorsqu'une structure vasculaire n'est pas analysable en un ou plusieurs points de mesure pour des raisons sans lien avec la qualité de l'examen (sténose, occlusion, hypoplasie), la moyenne arithmétique est calculée en excluant la ou les mesures.

### III. RÉSULTATS :

228 patients ont été analysés.

Aucune réaction allergique immédiate aux produits de contraste iodé n'a été répertoriée.

#### 1. Caractéristiques de la population (Tableau 4)

Il n'existait pas de différence significative entre les 3 groupes ( $p > 0,14$ ).

	Standard	GSI 350	GSI 270	Valeur de p
<b>Effectif</b>	76	93	59	/
<b>Sex ratio (M:F)</b>	3:1	2,88:1	4,36:1	0,59
<b>Age (années) : m ± ec</b>	56,21 ± 14,77	57,57 ± 17,17	60,73 ± 14,87	0,14
<b>Poids (kg) : m ± ec</b>	72,8 ± 13,74	73,96 ± 14,99	75,31 ± 16,45	0,54
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>) : m ± ec</b>	25,04 ± 4,43	25,4 ± 4,86	25,34 ± 4,39	0,69
<b>Indications d'examen : nombre (%)</b>				0,44
Athérome	28 (37)	38 (41)	30 (51)	X
AVC	37 (49)	45 (48)	25 (42)	
Dissection	11 (14)	10 (11)	4 (7)	

**Tableau 4** : Caractéristiques de la population de l'étude  
Les résultats sont exprimés en moyenne (m) ± écart-type (ec).

#### 2. Dose d'iode (Tableau 5)

Comme attendu, la dose moyenne d'iode en gramme était statistiquement plus basse dans les groupes GSI (dose moyenne iode  $_{Standard} = 25,48 \pm 4,81$  ; dose moyenne iode  $_{GSI\ 350} = 12,94 \pm 2,62$  ; dose moyenne iode  $_{GSI\ 270} = 13,22 \pm 2,89$  g avec  $p < 0,01$ ). Il n'existait pas de différence significative entre les groupes GSI.

Produit de contraste iodé	Standard	GSI 350	GSI 270	GSI 350 vs Standard	GSI 270 vs Standard	GSI 270 vs GSI 350	Test utilisé	Valeur de p
Dose d'iode (g) : moyenne ± écart-type	25,48 ± 4,81	12,94 ± 2,62	13,22 ± 2,89	<0,05	<0,05	NS	Kruskal-Wallis	<10 <sup>-6</sup>

**Tableau 5** : Comparaison de la dose d'iode en gramme dans les 3 groupes.

### 3. Analyse quantitative de la qualité de l'image (Tableau 6 et Figures 15-17)

Le signal moyen (S moyen) n'était pas significativement différent entre les 3 groupes pour l'ensemble des segments et les sous-groupes carotides, vertébraux et subclaviers ( $p > 0,49$ ).

Seul le S moyen<sub>Aorte</sub> était significativement meilleur dans les groupes GSI sans différence entre eux deux (S moyen<sub>Aorte</sub> Standard =  $317,51 \pm 82,79$  ; S moyen<sub>Aorte</sub> GSI 350 =  $346,2 \pm 83,08$  ; S moyen<sub>Aorte</sub> GSI 270 =  $354,08 \pm 63,26$  avec  $p < 10^{-6}$ ).

Les SNR et CNR des groupes GSI 350 et 270 étaient statistiquement plus élevés que ceux du groupe Standard pour la somme des segments artériels ( $p < 10^{-6}$ ), les segments carotidiens ( $p < 10^{-6}$ ), vertébraux ( $p < 10^{-6}$ ).

Les SNR et CNR pour les segments subclaviers et aortique, n'étaient pas statistiquement différents au sein des 3 groupes ( $p > 0,15$  et  $0,12$  respectivement) (Tableau 6).

Il existe un gain de SNR et CNR du groupe GSI 270 par rapport au GSI 350 pour les segments artériels (Gain SNR<sub>Artériels</sub> : 13% ; CNR<sub>Artériels</sub> : 16% avec  $p < 0,05$ ), carotidiens (Gain SNR<sub>Carotides</sub> : 15% ; CNR<sub>Carotides</sub> : 16% avec  $p < 0,05$ ) et vertébraux (Gain SNR<sub>Vertébrales</sub> : 20% ; CNR<sub>Vertébrales</sub> : 22% avec  $p < 0,05$ ) (Tableau 6 et Figure 16).

#### 4. Analyse qualitative (Score qualité)

Il n'a pas été mis en évidence de différence significative entre les 3 groupes (QC<sub>moyen</sub> Standard = 3,16 ± 0,75; QC<sub>moyen</sub> GSI 350 = 3,28 ± 0,9 ; QC<sub>moyen</sub> GSI 270 = 3,31 ± 0,7 avec p = 0,26) (Tableau 6).

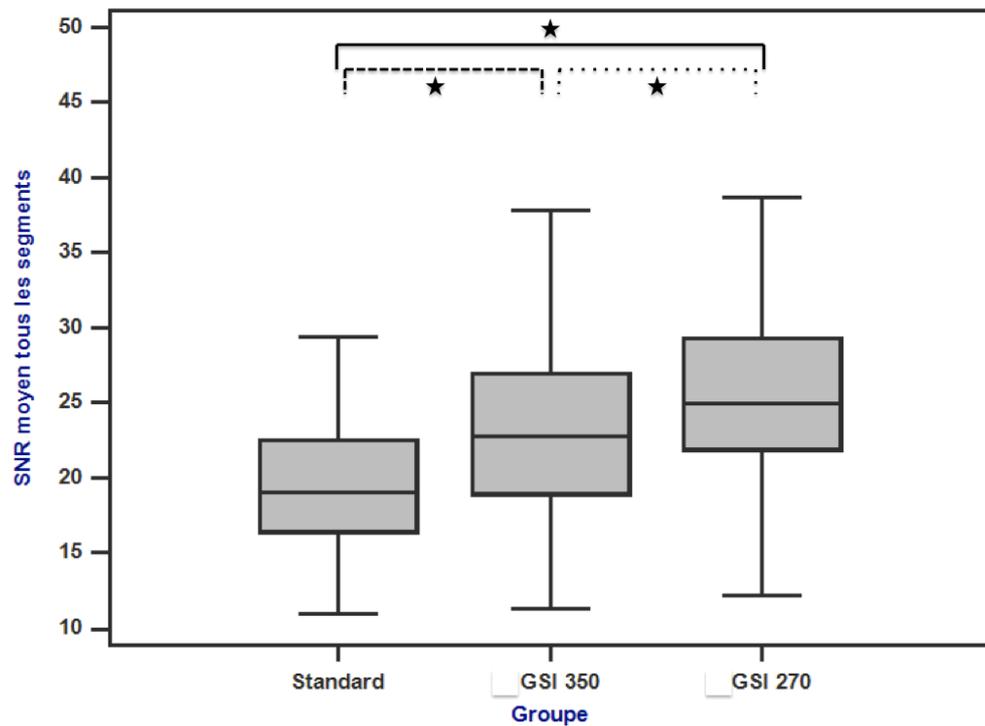
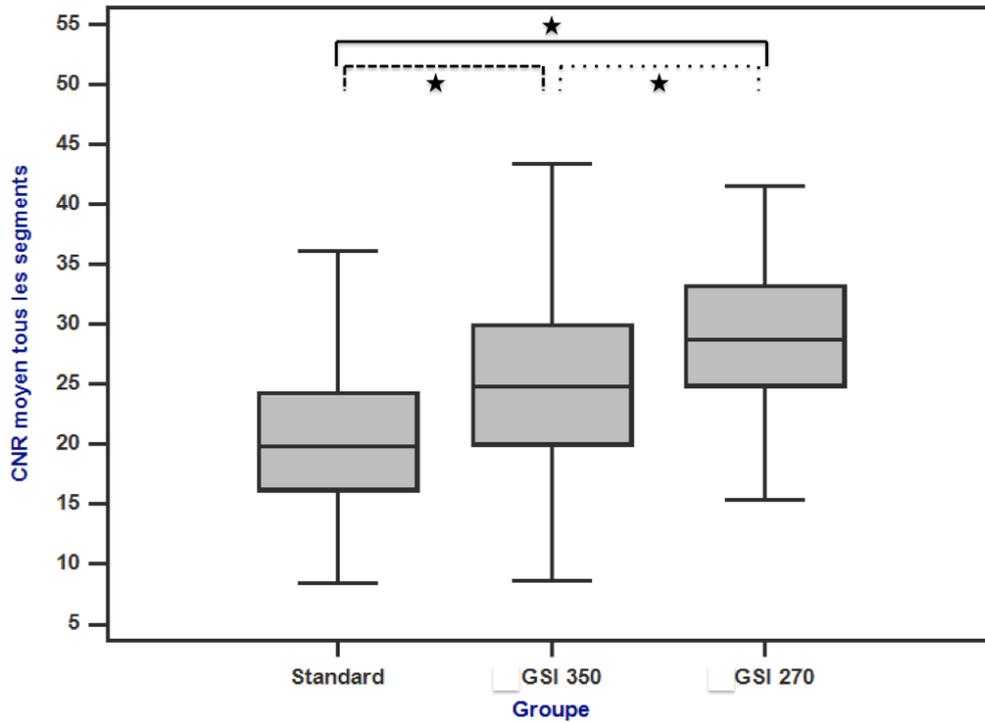
Analyse qualité	Standard	GSI 350	GSI 270	GSI 350 vs Standard	GSI 270 vs Standard	GSI 270 vs GSI 350	Valeur de p
Signal moyen Artériels	330,54 ± 76,82	323,14 ± 78,92	334,83 ± 68,67	NS	NS	NS	0,71
SNR Artériels	19,65 ± 4,67	23 ± 5,9	25,94 ± 6,29	<0,05 +17%	<0,05 +32%	<0,05 +13%	<10 <sup>-6</sup>
CNR Artériels	20,51 ± 5,93	24,95 ± 5,59	29,03 ± 7	<0,05 +22%	<0,05 +43%	<0,05 +16%	<10 <sup>-6</sup>
Signal moyen Carotides	338,39 ± 82,44	327,94 ± 85,57	333,33 ± 64,03	NS	NS	NS	0,93
SNR Carotides	28,28 ± 8,24	34,72 ± 9,2	39,84 ± 10,6	<0,05 +23%	<0,05 +41%	<0,05 +15%	<10 <sup>-6</sup>
CNR Carotides	23,35 ± 7,67	28,42 ± 9,26	32,83 ± 9,46	<0,05 +22%	<0,05 +41%	<0,05 +16%	<10 <sup>-6</sup>
Signal moyen Vertébrales	339,08 ± 79,5	323 ± 78,26	343,67 ± 103,1	NS	NS	NS	0,54
SNR Vertébrales	27,4 ± 9,08	34,29 ± 8,92	41,09 ± 9,95	<0,05 +25%	<0,05 +50%	<0,05 +20%	<10 <sup>-6</sup>
CNR Vertébrales	22,56 ± 7,97	27,81 ± 8,47	33,91 ± 9,08	<0,05 +23%	<0,05 +50%	<0,05 +22%	<10 <sup>-6</sup>
Signal moyen Subclavières	292,08 ± 72,38	291,28 ± 77,11	304,48 ± 61,71	NS	NS	NS	0,49
SNR Subclavières	13,5 ± 4,71	15,28 ± 6,49	14,91 ± 4,91	NS	NS	NS	0,15
CNR Subclavières	10,79 ± 4,24	12,2 ± 5,82	12,06 ± 4,31	NS	NS	NS	0,18
Signal moyen Aorte	317,51 ± 82,79	346,2 ± 83,08	354,08 ± 63,26	<0,05 +9%	<0,05 +11%	NS	<10 <sup>-6</sup>
SNR Aorte	14,99 ± 4,79	15,95 ± 6,76	17,18 ± 6,61	NS	NS	NS	0,21
CNR Aorte	12,22 ± 4,59	13,24 ± 6,03	14,28 ± 5,77	NS	NS	NS	0,12
Score qualité (QC moyen)	3,16 ± 0,75	3,28 ± 0,9	3,31 ± 0,7	NS	NS	NS	0,26

**Tableau 6 : Résultats de l'analyse quantitative : Signal moyen, SNR, CNR et score de qualité dans les 3 groupes (Standard, GSI 350, GSI 270).**

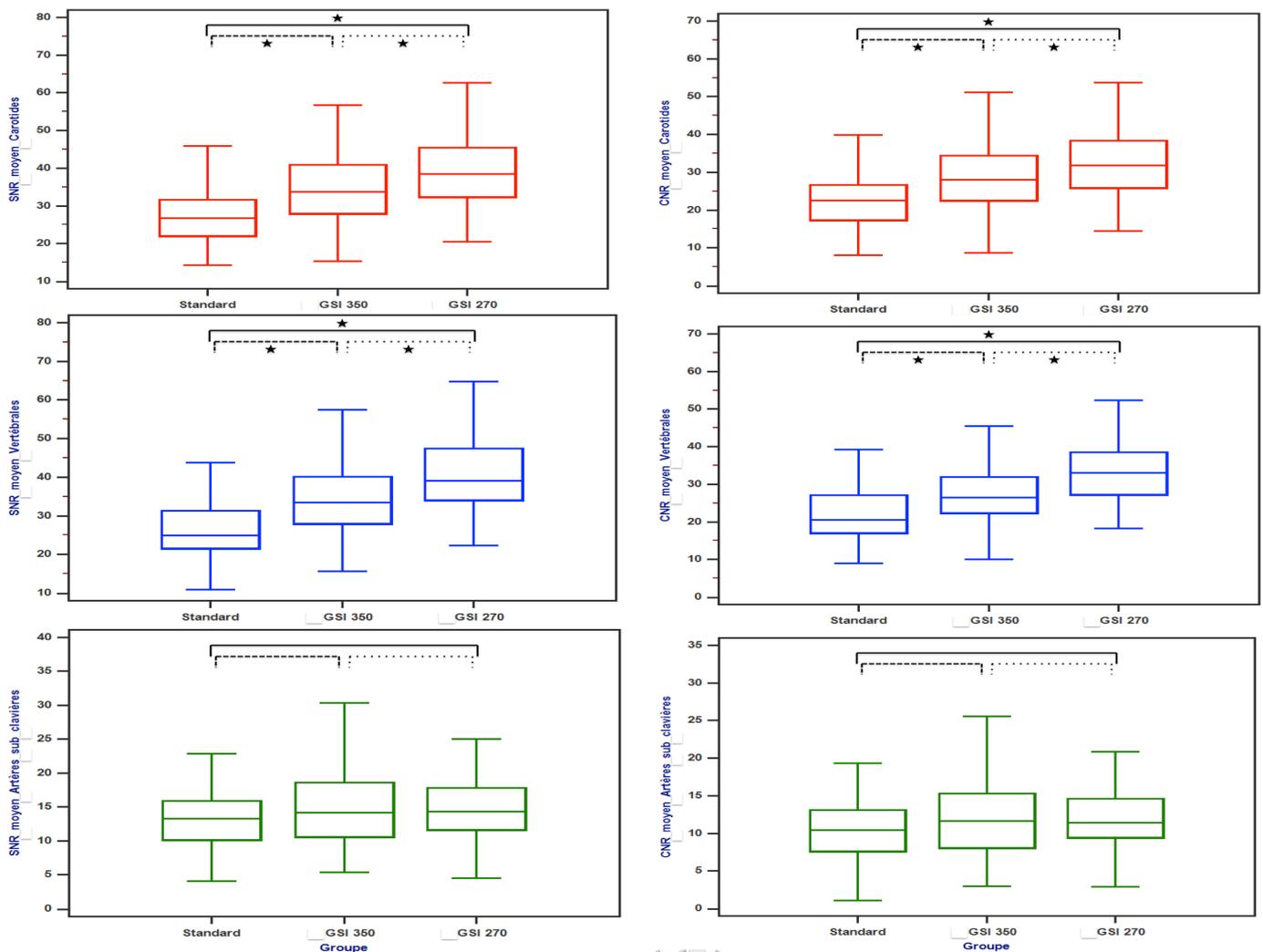
Les résultats sont exprimés en moyenne ± écart-type.

Lorsque une différence significative existait entre 2 groupes : un pourcentage relatif à la moyenne est noté et précédé du symbole « + » s'il s'agit d'un gain.

NS : non significatif.



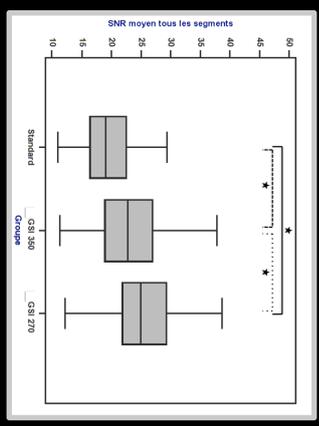
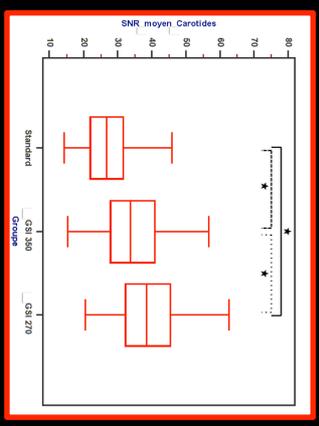
**Figure 15 : Diagrammes en boîtes représentant les CNR et SNR moyens de l'ensemble des segments artériels pour les 3 groupes (Standard, GSI 350 et GSI 270).**  
 Une étoile (★) sur les connecteurs signale l'existence d'une différence significative.



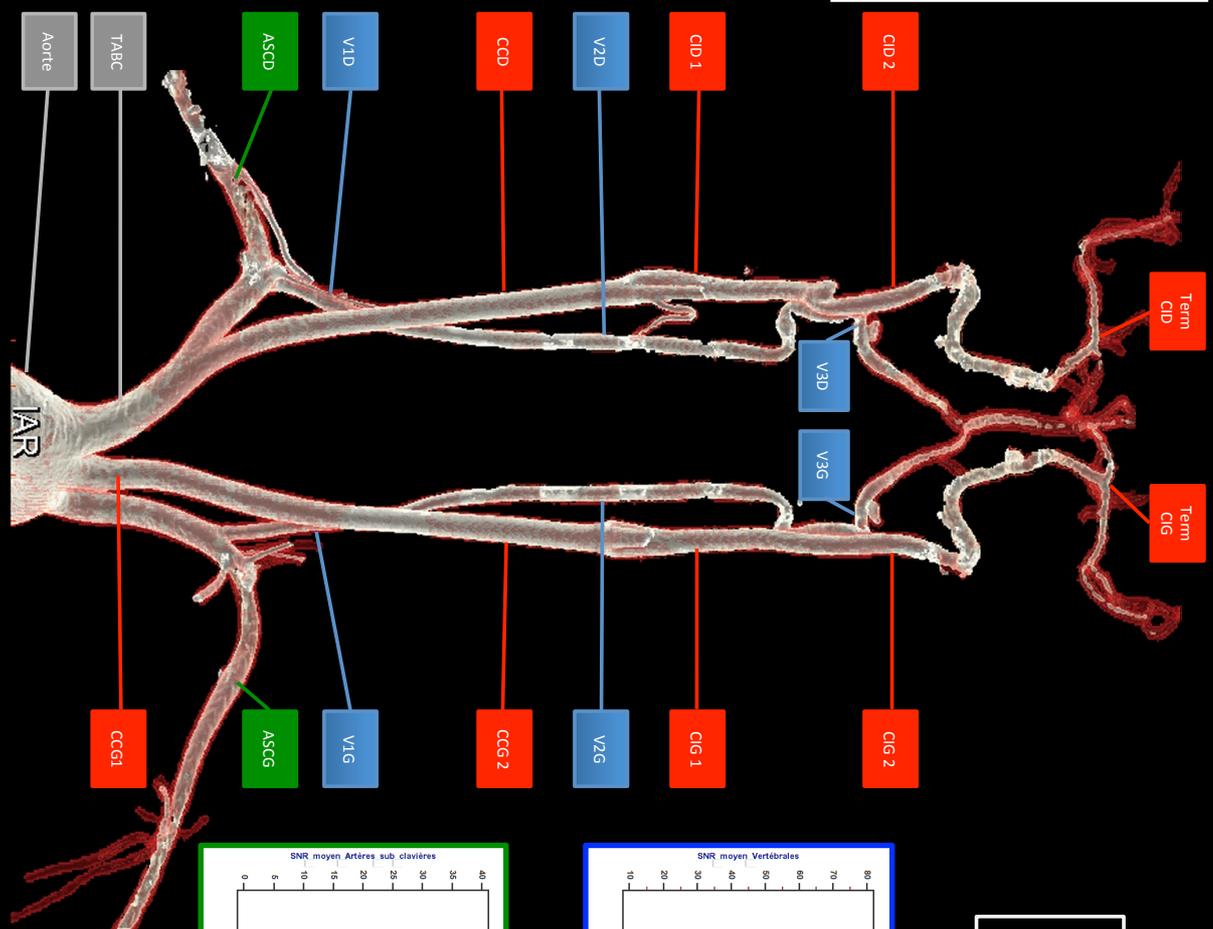
**Figure 16 : Diagrammes en boîtes représentant les SNR et CNR moyens des sous-groupes : carotidiens (rouge), vertébraux (bleu) et subclaviers (vert) pour les 3 groupes (Standard, GSI 350 et GSI 270).**  
 Une étoile (★) sur les connecteurs signale l'existence d'une différence significative.

**Figures 17 (p.62) et 18 (p.63) : Représentation des différences de SNR et CNR moyens entre les 3 groupes sous formes de diagramme en boîtes.**  
 Légende : ensemble des segments artériels (gris), carotidiens (rouge), vertébraux (bleu) et subclaviers (vert) pour les 3 groupes (Standard, GSI 350 et GSI 270).  
 Une étoile (★) sur les connecteurs signale l'existence d'une différence significative.

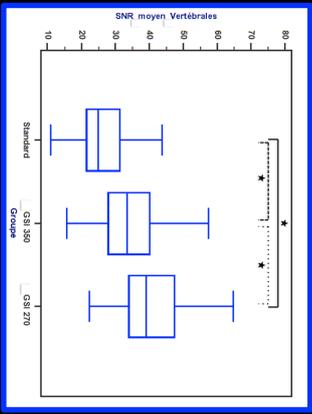
- Légende:**
- ASCD et ASCG: artères sub-clavières droite et gauche
  - CCD et CCG: carotides communes droite et gauches
  - VD et VG: vertébrales droites et gauches
  - CID et CIG: carotides internes droites et gauches
  - Term CID et CIG: terminaisons carotidiennes droite et gauche



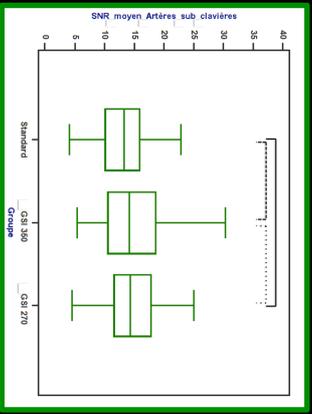
Ensemble



**SNR**



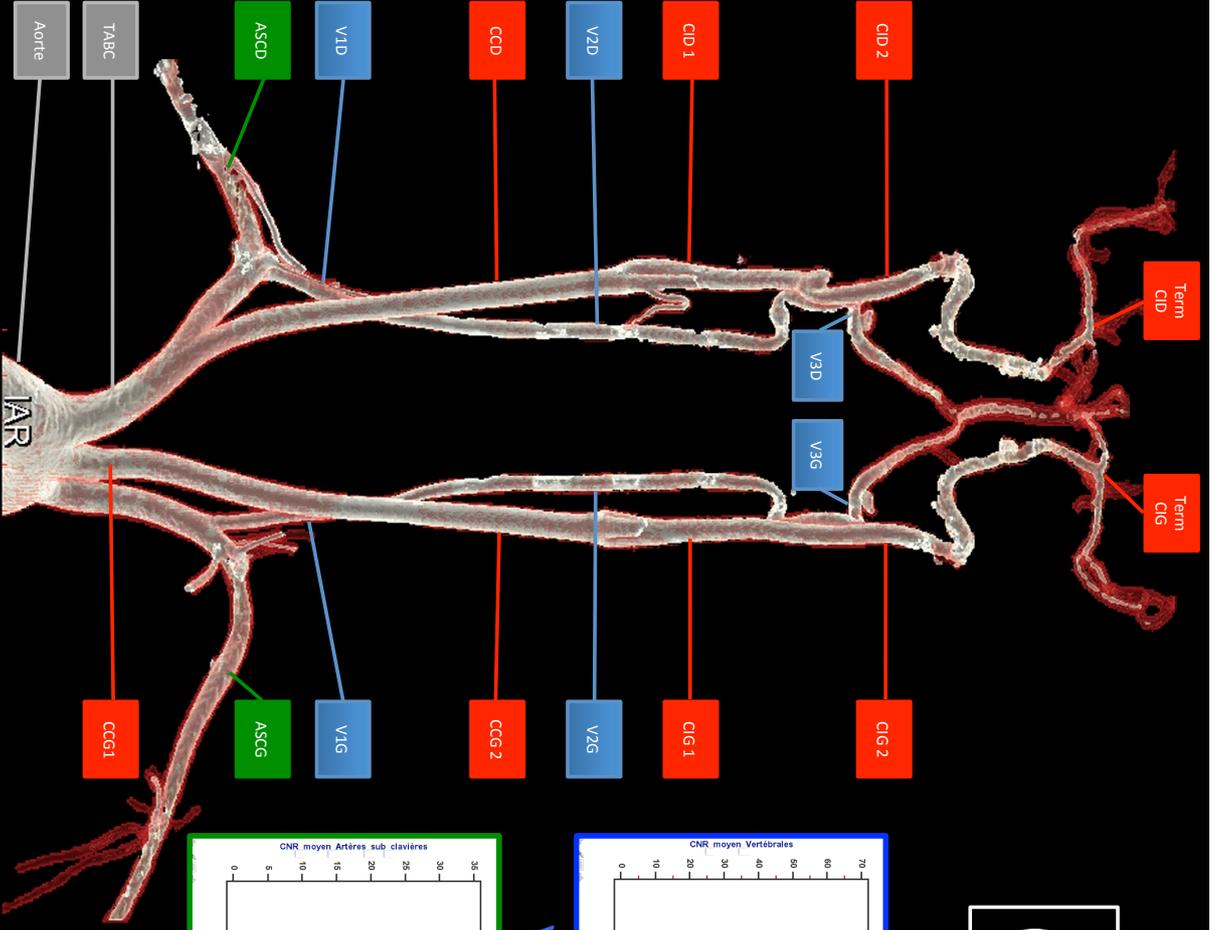
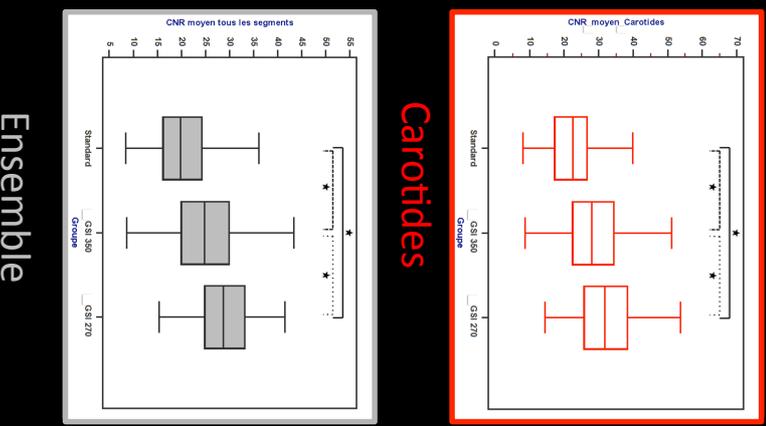
Vertébrales



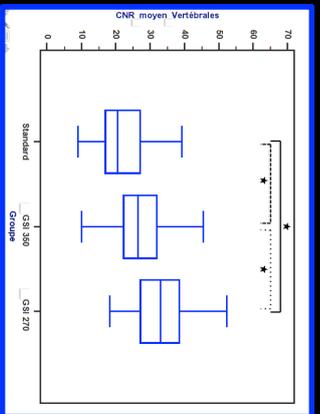
Subclavières

Figure 17

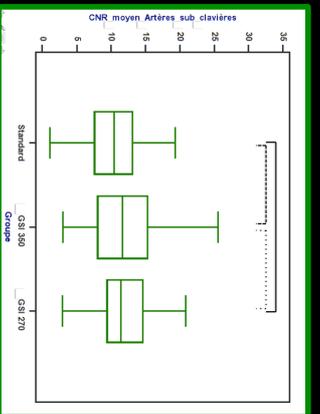
- Légende:**
- ASCD et ASCG: artères sub-clavières droite et gauche
  - CCD et CCG: carotides communes droite et gauches
  - VD et VG: vertébrales droites et gauches
  - CID et CIG: carotides internes droites et gauches
  - Term CID et CIG: terminaisons carotidiennes droite et gauche



**CNR**



**Vertébrales**



**Subclavières**

**Ensemble**

**Figure 18**

## 5. Dosimétrie (Tableau 7 ; Figure 19)

Le PDL était significativement plus basse dans les 2 groupes GSI par rapport au groupe Standard (PDL moyen Standard =  $515,69 \pm 1,14$  ; PDL moyen GSI 350 =  $472,64 \pm 61,27$  ; PDL moyen GSI 270 =  $466,47 \pm 36,84$  mGy.cm avec  $p < 10^{-6}$ ).

De même, l'IDSV était significativement plus basse pour les deux groupes GSI 350 et 270 (IDSV Standard =  $12,5 \pm 1,14$  et IDSV GSI 350 =  $10,76$  mGy = IDSV GSI 270 avec  $p < 10^{-6}$ )

La dose efficace (De) était donc plus basse dans les groupes GSI par rapport au groupe Standard (De Standard =  $1,44 \pm 0,17$  ; DE GSI 350 =  $1,31 \pm 0,09$  ; DE GSI 270 =  $1,32 \pm 0,1$  mSv soit une diminution de 8,3 et 9,5% respectivement).

La dosimétrie (PDL, IDSV et De) n'était pas statistiquement différente entre les 2 groupes GSI ( $p > 0,05$ ).

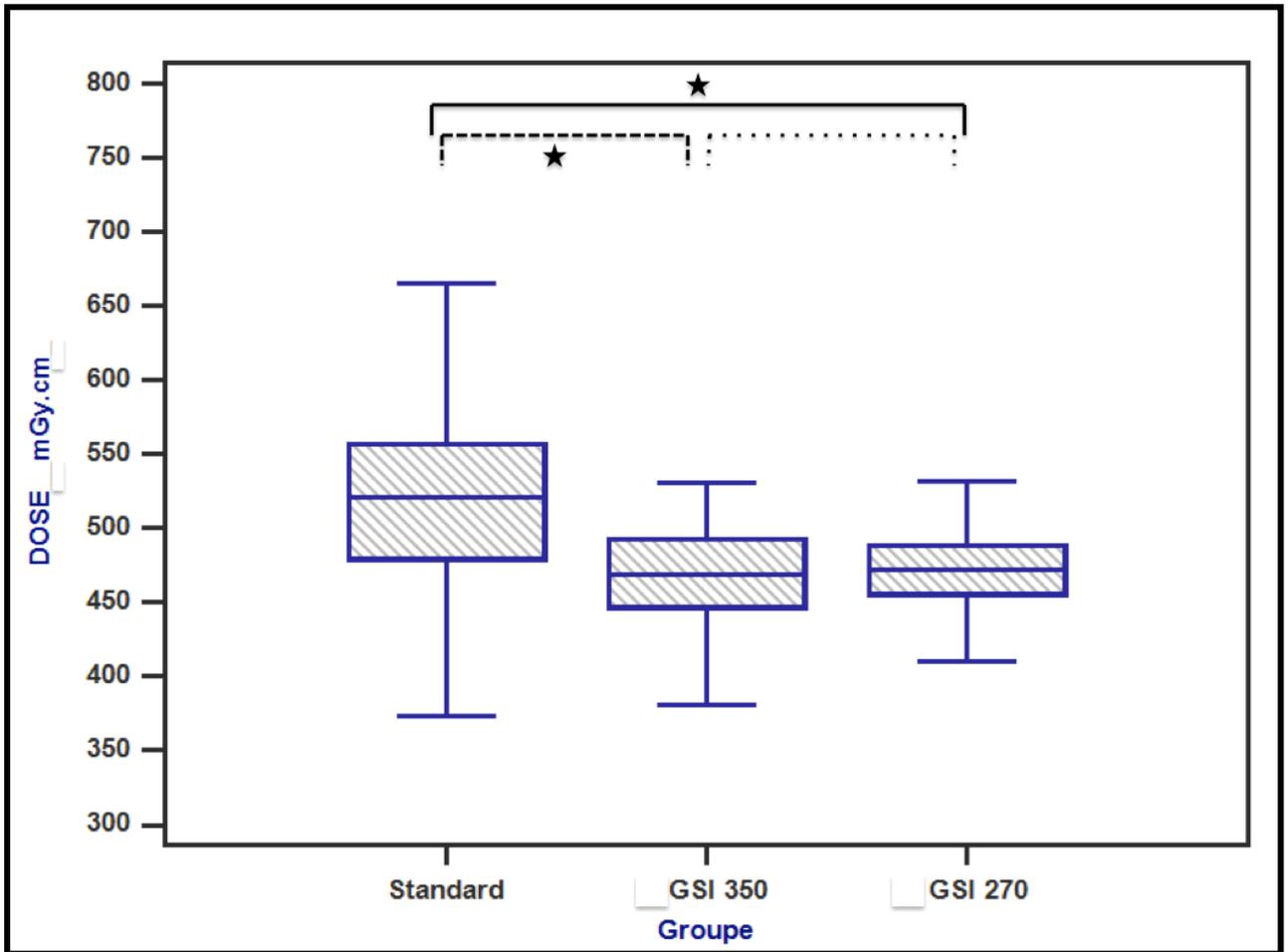
DOSIMÉTRIE	Standard	GSI 350	GSI 270	GSI 350 vs Standard	GSI 270 vs Standard	GSI 270 vs GSI 350	Test utilisé	Valeur de p
IDSV (mGy) : moyenne $\pm$ écart-type	$12,35 \pm 1,14$	$10,76 \pm 0$	$10,76 \pm 0$	<0,05 -13%	<0,05 -13%	NS	Kruskal-Wallis	<10 <sup>-6</sup>
PDL (mGy.cm) : moyenne $\pm$ écart-type	$515,69 \pm 59,88$	$472,74 \pm 61,27$	$466,47 \pm 36,84$	<0,05 -8,3%	<0,05 -9,5%	NS	Kruskal-Wallis	<10 <sup>-6</sup>
De (mSv) : moyenne $\pm$ écart-type	$1,44 \pm 0,17$	$1,31 \pm 0,09$	$1,32 \pm 0,1$	-8,3%	-9,5%	NS	/	/

**Tableau 7 : Dosimétrie des 3 groupes Standard, GSI 350 et GSI 270.**

Les résultats sont exprimés en moyenne  $\pm$  écart-type.

Lorsque une différence significative existait entre 2 groupes : un pourcentage relatif à la moyenne est noté et précédé du symbole « - » s'il s'agit d'une perte.

Abréviations : NS : non significatif ; PDL : produit dose longueur ; IDSV : index de dose scanographique volumique ; De : dose efficace à partir du coefficient de conversion d'après la publication n°103 CIPR



**Figure 19 : Représentation sous forme de diagramme en boîtes de la dose d'irradiation (PDL) en fonction des 3 groupes (Standard, GSI 350 et GSI 270).**  
 Une étoile (★) sur les connecteurs signale l'existence d'une différence significative.

## IV. DISCUSSION

Nos résultats montrent un impact positif important de l'utilisation d'une acquisition spectrale à dose réduite de PdC sur la qualité d'image et la dosimétrie ce qui répond à nos objectifs.

- Impact sur la qualité d'image

Notre étude a montré un gain statistiquement significatif de la qualité de l'image (SNR et CNR moyens) en faveur des groupes ayant bénéficié d'une acquisition spectrale à dose réduite d'iode (GSI 350 et GSI 270) par rapport une acquisition conventionnelle à dose d'iode standard.

Il s'agit de la première étude comparant des acquisitions spectrales à dose d'iode réduite avec des PdC et des concentrations différentes.

On constate que les SNR et CNR moyens sont supérieurs dans les groupes GSI alors que le signal moyen est comparable pour les 3 groupes (sauf pour l'aorte ascendante). Nous expliquons cela par trois mécanismes complémentaires :

- L'utilisation d'un filtre haute résolution « dur » (passe-haut) pour l'acquisition standard favorise la résolution spatiale et le bruit alors que les acquisitions spectrales ont utilisé un filtre intermédiaire.
- L'acquisition à 140kV dans les groupes GSI permettait de réduire le bruit significativement.
- L'épaisseur de la zone explorée est moindre au niveau du cou par rapport au thorax ou à l'abdomen et donc l'absorption des photons y est moins importante. Cela se confirme par les résultats au niveau des artères subclavières puisqu'aucune différence n'était retrouvée pour les 3 indices (signal moyen, SNR et CNR) entre les 3 groupes. Cela pourrait être en relation avec l'épaisseur corporelle plus importante au niveau des épaules et la stagnation du produit de contraste au niveau des troncs veineux brachio-céphaliques à l'origine d'un durcissement du faisceau de rayons X et montre donc que la diminution du bruit et le gain en

contraste par l'acquisition spectrale n'est valable que pour les zones de faible épaisseur.

De nombreuses études rapportent des résultats variables en fonction de la zone d'exploration et les modalités d'injection lors de l'utilisation d'acquisition spectrale à dose d'iode réduite et sont rapportés dans le **Tableau 8**.

Auteurs (année)	Région/ organe étudié	Produits de contraste iodés	Modalités d'injection	Signal moyen	SNR	CNR	Dose (PDL)
Delesalle et al (2013)	Artères pulmonaires	Iohexol 350(SE) Iohexol 240(DE)	4mL/sec SE: 90mL DE: 120 mL (170mgI/mL)	60keV-SE: NS	Gain	Gain	Gain
Yuan et al (2011)	Artères pulmonaires	Ioversol 320	4mL/sec (IMC<30) 5mL/sec (IMC>30)	50keV-SE: Gain	Gain	Gain	NS
Agrawal et al (2016)	Aorte	Iopamidol 370(SE) Iodixanol 270 et 320(DE)	SE : 80/100mL (91kg) 3,5mL/sec DE: 80/100 mL I270 3mL/sec 75 mL I320 2,8mL/sec	Groupes 40 à 60keV-SE: Gain 185%	Gain	Gain 25%	NS
Xin et al (2015)	Abdomen	Iohexol 350(SE) Iodixanol 270(DE)	1,5mL/kg 3,5mL/sec	50 keV-SE: Gain	/	Gain 30%	NS
He et al (2015)	Aorte	Iopromide 370(SE) Iopromide 300(DE)	1,5mL/kg 3,5mL/sec	50keV-SE: Gain 175%	Gain	Gain	Gain
Shuman et al (2016)	Aorte	Iohexol 350(SE) Iodixanol 270(DE)	120 – 170mL 3,5-5ml/sec Demi-dose pour DE	50 keV-SE: Gain 138%	NS	NS	NS
Shuman et al (2017)	Aorte	Iohexol 350(SE) Iohexol 350 et Iodixanol 270(DE)	100-150mL (ASiR 40%) DE : 30% dose débit variable (ASiR 70%)	50keV-SE : NS 77keV-SE : Baisse	NS	NS	NS
Carrascosa et al (2015)	Coronaires	Iobitridol 350	Triphase (demi-dose pour DE)	60keV-SE: Baisse	60keV-SE: Baisse	60keV-SE: Baisse	NS

**Tableau 8** : Principaux résultats de la littérature utilisant le scanner spectral à dose d'iode réduite (68–70,78–82).

DE : double énergie ; SE : simple énergie ; NS : non significatif

Pour notre étude, le niveau de reconstruction itérative (ASiR) a été fixé à 50% par recommandation du constructeur pour pallier à l'augmentation du bruit notamment pour les séries mono-énergétiques à bas keV.

D'autres études montrent que l'utilisation d'un pourcentage plus élevé de reconstruction itérative permet d'obtenir un meilleur contraste(83,84).

L'analyse des examens a été effectuée sur une seule série d'image monochromatique reconstruite fixé à 60keV, ce qui est concordant avec les données de la littérature (85). Nous avons effectivement pu constater une

diminution du bruit à 60keV car les 2 spectres de rayons X produits (80kVp et 140kVp) se chevauchent à cette valeur. Ce seuil varie en fonction de la taille du patient et de ce que l'on souhaite optimiser : CNR, SNR ou bruit. Plusieurs études valident également la diminution du keV pour permettre un meilleur contraste en diminuant la dose d'iode et d'irradiation (45,71,86-93).

Des seuils différents ont également été rapportés :

- 40keV avec utilisation d'un algorithme de reconstruction hybride de fractionnement fréquentiel du plan de Fourier (94,95).
- Sur fantôme : 68-77keV pour un bruit faible et 66-72keV en fonction de la taille du fantôme utilisé (96-98).
- 80-100keV notamment en cas d'importantes calcifications et pour la détection précise des calcifications en accord avec les coupes histologiques (21,22).

Néanmoins, le réglage virtuel du keV pouvait être fait à posteriori et de façon simple.

Nous avons également constatés un gain de SNR et CNR moyens par acquisition spectrale au niveau des artères vertébrales bien qu'un post-traitement avec soustractions calciques n'ait pas été réalisé. Cependant, l'analyse des plaques calcifiées constituait une information importante pour la prise en charge, de plus, le post-traitement était potentiellement chronophage.

- Impact de la concentration de PdC et du protocole d'injection

Les SNR et CNR des groupes GSI 350 et 270 étaient statistiquement différents avec de meilleurs résultats dans le groupe GSI 270.

Cette constatation nous fait discuter l'influence du protocole d'injection non identique entre les deux groupes d'acquisition spectrale et laisse supposer que le meilleur compromis semblerait être de réaliser une injection à volume plus important et à concentration inférieure permettant un débit d'injection plus rapide à dose d'iode équivalente.

Ces données ont été rapportées dans la littérature (40).

De nombreux facteurs influencent le rehaussement par l'injection de produit de contraste pour lesquels on peut diviser 3 catégories :

- Patient : poids, taille et débit cardiaque.
- Produit de contraste : durée d'injection, volume, débit, bolus de sérum physiologique, concentration, osmolalité et viscosité.
- Paramètres d'acquisition scanner : direction et durée d'acquisition, délai entre injection-surveillance et surveillance-acquisition.

Le volume sanguin total augmente avec le poids ce qui entraîne une dilution du volume d'iode et donc une baisse de la concentration de produit de contraste à dose d'iode fixe. Pour une dose donnée de PdC iodé, le rehaussement chute proportionnellement avec l'augmentation du poids du patient (99). Certains auteurs proposent d'ajuster la dose d'iode à la surface corporelle et à la masse maigre chez les patients obèses (99). Nous avons choisi dans un souci de simplification d'adapter seulement le volume de PdC au poids dans notre étude.

Le débit cardiaque affecte lui, le temps d'arrivée du bolus essentiellement et est relié au poids, à l'âge et au sexe des patients (40,100,101). Dans notre étude, ces facteurs étaient comparables entre les 3 groupes. Les patients présentant une diminution de leur débit cardiaque, notamment compte tenu de leur âge, vont allonger leur temps d'arrivée du bolus mais cela ne semble pas avoir d'incidence puisque celui-ci était monitoré grâce au suivi de bolus.

Le débit d'injection du PdC pour le groupe GSI 270 était plus élevé (4mL/sec) que dans le groupe GSI 350 (3mL/sec) compte tenu du volume plus important de PdC ce qui permettait un temps de bolus équivalent mais avec un débit supérieur, assurant probablement une plus grande homogénéité de signal vasculaire, expliquant les meilleurs SNR et CNR moyen dans le groupe GSI 270.

Les comorbidités cardio-vasculaires sont associées à la population atteinte d'athérome carotidien (qui représentait environ entre 37-51 % de l'effectif).

Cependant, le recueil des facteurs de risques cardio-vasculaires n'était pas réalisé de même que la confrontation aux données échocardiographiques lorsqu'elles étaient disponibles.

Néanmoins, la distribution des indications d'examens entre les 3 groupes était encore une fois comparable et ne semble pas expliquer d'éventuelles variations du débit cardiaque ayant pu influencer les différences observées entre les groupes GSI 350 et 270.

A dose d'iode et débit constant, l'utilisation d'un PdC iodé de haute concentration permet un rehaussement aortique plus précoce et plus élevé ce qui équivaut à augmenter le débit d'injection à dose d'iode constante. L'augmentation du débit et de la concentration du PdC conduisent à augmenter la dose d'iode délivrée par unité de temps (40).

En revanche, lorsque l'on utilise des concentrations de PdC différentes (270 et 350mgI/mL) avec des débit d'injection adaptés pour obtenir une durée d'injection et une dose d'iode équivalente, l'équivalence est moins évidente avec des études contradictoires dans la littérature (102).

D'un coté, il est rapporté l'avantage à l'utilisation d'un produit à basse concentration pour permettre l'utilisation d'un volume plus important (103), De l'autre, Suzuki et al, ne montrent pas de différence significative entre ces deux procédures (104).

Un des désavantages de l'utilisation d'un PdC à haute concentration (350-400mgI/mL) serait une plus forte viscosité par rapport aux produits à concentration intermédiaire (270mgI/mL) à température corporelle (**Annexe 1**).

Une des solutions proposées est le réchauffement extra-corporel du PDC permettant ainsi de diminuer la viscosité du produit de contraste (105).

Dan notre étude, l'utilisation d'une seconde injection de rinçage par sérum physiologique permettait d'améliorer le rehaussement vasculaire notamment pour les petits volumes (GSI 350) en évitant la dispersion du bolus de PdC iodé et en réduisant les artéfacts de durcissement par stagnation de la colonne d'iode au niveau des artères subclavières.

- Irradiation

Les niveaux de référence diagnostiques (PDL et IDSV) en scanner édités par l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (IRSN), ne sont pas publiés pour les examens scanner cervicaux de l'adulte. A partir de cette observation, il nous appartient par principe de précaution de réduire au mieux les doses délivrées dans ces indications (principe « ALARA ») (77).

Nous avons constaté une réduction de dose entre 8,3 et 13 % par l'utilisation du scanner spectrale à dose d'iode réduite en améliorant la qualité d'image par rapport à une acquisition simple énergie.

Ces résultats concordent avec la littérature : diminution de l'IDSV de 10% et 12% respectivement (48,85,106).

Siegel et al, rapporte également des résultats encourageants sur la population pédiatrique avec une diminution de l'IDSV de l'ordre de 11,2 à 12,5% par rapport à l'utilisation d'un scanner conventionnelle (50).

- Néphropathie induite au produit de contraste

On a noté plusieurs différences entre les produit de contraste utilisés : la structure moléculaire (monomère/dimère), osmolarité et la dose d'iode (quasiment équivalente pour GSI 270 et GSI 350).

Ces différences sont à prendre en compte pour pondérer les résultats constatés. Il a été décrit dans la littérature un risque moins élevé de NICI lors de l'utilisation de produit de contraste iso-osmolaire (Iodinaxol) par rapport aux produit de basse osmolarité (Iohexol)(107,108).

Les résultats de cette dernière méta-analyse sont cependant à nuancer car il s'agissait essentiellement d'une utilisation de produit par voie artérielle dans le cadre de coronarographie et la réduction de risque faiblement significative.

Le recueil des facteurs de risques cardiovasculaires des patients n'a pas été réalisé et l'éventuel dosage de la créatininémie à distance n'a pas été recueilli

qui aurait permis de surveiller l'éventuel survenu d'une NICI bien qu'il s'agisse d'un évènement rare.

Cependant, il ne s'agissait pas d'un des objectifs de notre étude et d'autres études ont montrés l'association entre l'existence de lésions athéromateuses diffuses, la présence de facteurs de risques cardiovasculaire et la survenue de NICI (3,63).

De plus, la relation entre la dose d'iode injectée et le risque de NICI a déjà été rapportée (109).

Plus récemment, il a été montré que le risque de NICI semble avoir été surestimé et l'imputabilité des PdC en cas d'insuffisance rénale semble moins évidente.

En effet, McDonald et al, rapporte qu'il n'existe pas de différence entre la fréquence de survenue d'une insuffisance rénale, d'une dialyse urgente ou de la mortalité entre des groupes ayant bénéficiés d'un scanner avec injection de PdC iso-osmolaires et ceux ayant bénéficié d'un scanner sans injection. De plus, cette constatation était également valable dans le sous-groupe des insuffisants rénaux sévère (DFG < 30mL/min) (64).

Une seconde étude randomisée a démontrée que la non-infériorité de l'absence de prévention de la NICI par hydratation intraveineuse par sérum salé par rapport à l'hydratation intraveineuse (110).

- Place du scanner dans l'exploration des TSA

La population de notre étude était dominée par 2 indications : la recherche de lésions athéromateuses dans le cadre d'AVC et le suivi de sténose carotidiennes athéromateuses extra-crâniennes pour lesquelles l'objectif de la réduction de la dose d'iode s'avérait primordiale afin de prévenir la NICI.

Un des facteurs importants d'instabilité des plaques et donc de risque d'AVC ischémique de ces patients est la présence d'une hémorragie intra-plaque pour

laquelle le scanner présente une moindre sensibilité par rapport à l'IRM (111,112).

Néanmoins, ces patients ont bénéficié en première intention d'un angioscanner des TSA puisqu'il était disponible rapidement, avec des temps d'acquisition mieux adaptés à une optimisation du flux des patients. Cette approche pouvait permettre des séjours d'hospitalisations plus courts et d'effectuer rapidement des investigations étiologiques pour la mise en place de mesures thérapeutiques (revascularisation carotidienne, anticoagulation efficace). Pour les mêmes raisons et compte-tenu de son caractère invasif, l'artériographie numérisée (DSA) n'a pas été réalisée chez ces patients.

De plus, l'angioscanner permet une analyse fiable de la crosse aortique pouvant être le siège de plaques athéromateuses qui sont à risque d'AVC (113).

Tugcu et al, rapporte une association entre la présence de plaques athéromateuses de la crosse aortique (>4mm) et le volume des hypersignaux de la substance blanche sans AVC dans la population âgée après évaluation par échographie cardiaque trans-thoracique (114).

L'angioscanner est plus précis dans cette indication que l'échocardiographie par voie trans-oesophagienne qui est invasive et au mieux, inconfortable (115).

De plus, il n'y pas à l'heure actuelle de consensus sur la meilleur méthode entre angioscanner et IRM dans la recherche d'athérome des troncs supra-aortiques (12).

Le reste de la population de notre l'étude se constituait de patients plutôt jeunes pour la recherche et/ou le suivi de dissection artérielle cervicale (environ 11%).

Il s'agit d'une origine fréquente des AVC chez les patients de moins de 50 ans (7).

L'IRM est indiquée à l'heure actuelle pour la recherche d'hématome intramural.

Paradoxalement, Hanning et al, rapporte, récemment, que le scanner constitue encore une alternative fiable dans la recherche de dissection artérielle cervicale spontanée (5).

Dans cette population jeune, le risque de NICI est assez faible, néanmoins l'utilisation d'une acquisition double énergie a permis de diminuer la dose d'irradiation pour ces patients.

Une autre technique innovante et intéressante pour l'analyse des plaques athéromateuses est le scanner en contraste de phase (interférométrie). En effet, il a été montré une bonne précision dans son analyse des composants de la plaque en corrélation avec l'histologie selon la classification AHA (116) . Cependant, cette méthode souffre d'un faible SNR nécessitant une charge du tube importante et donc une irradiation conséquente limitant sur utilisation clinique actuelle.

La quantification absolue d'iode intravasculaire est rendue possible par la technique de scanner spectral et grâce à la relation linéaire entre l'atténuation du signal et la concentration d'iode qui offre donc une perspective intéressante pour l'évaluation des sténoses artérielles par mesure des gradients trans-sténotiques de concentration d'iode en les confrontant aux mesures vélocimétriques d'échographie Doppler.

## **1. Limites de l'étude**

Notre étude présentait des limites :

- Nous avons mené une étude rétrospective monocentrique
- Il s'agissait d'une étude diagnostique sur la contribution de l'acquisition spectrale à faible dose d'iode pour la qualité de l'image et l'irradiation. Donc, il n'a pas été étudié la corrélation entre la précision diagnostique de cette technique de scanner spectral et les résultats pathologiques. D'autres études seront nécessaires pour étudier la précision diagnostique de cette acquisition spectrale à dose d'iode réduite dans l'analyse des pathologies artérielles : quantification de sténose athéromateuse, composition des plaques, dépistage de dissection.

- Le score de qualité subjective de l'examen en s'intéressant aux paramètres suivants : contours des vaisseaux, artéfacts et rehaussement global, a été réalisée d'après (94) par un seul lecteur non aveugle. Un score composite pondéré par deux lecteurs aveugles des paramètres d'acquisition aurait été plus précis pour soulever d'éventuelles différences si elles existaient.
- Korn et al, a également utilisé un pitch élevé et une synchronisation cardiaque pour s'affranchir des artéfacts de pulsatilité (94) ce qui nous a parut peu utile dans notre expérience à partir de notre cohorte.

Nous n'avons pas eu recours à de reconstruction avec soustraction osseuse bien que de nouveaux algorithmes (décomposition en 3 matériaux non disponible sur notre scanner) se développent pour améliorer la précision des mesures de sténoses et l'analyse de la paroi en limitant le durcissement de faisceau (23).

En effet, il a été montré que l'utilisation d'images de plaque d'athérome après soustraction osseuse et calcique automatisée par scanner double-énergie améliore la précision des mesures de l'angioscanner et sont mieux corrélées aux résultats de l'artériographie par rapport à un angioscanner standard (23,24).

Cependant, il peut exister quelques limites à ces utilisations comme la possibilité d'erreur liée à une soustraction osseuse et calcique automatique non optimale qui peuvent être rencontrés dans des lésions sténosantes sévères et critiques avec le risque de surestimer le degré de la sténose.

Cela peut être évité avec une évaluation minutieuse des images acquises en double-énergie soustraites en les corrélant avec des reconstructions standard mais s'avère très chronophage.

Il existe encore quelques limites pour les soustractions osseuses et de plaques en scanner spectral au niveau de la base du crane et des épaules (74,94).

Enfin, l'utilisation d'une acquisition spectrale, bien qu'intéressante entraînait un ralentissement du flux de travail (post-traitement et stockage) lié au poids informatique important. La diminution de la dose d'iode permet de réduire les coûts mais restent à mettre en balance avec le coût supplémentaire de la technologie bi-énergie. En revanche, la réduction d'irradiation par cette technologie pourrait justifier à elle seule son utilisation.

## V. CONCLUSION

Notre étude montre qu'un gain important de qualité d'image par l'utilisation d'un scanner spectral avec une dose d'iode réduite dans l'exploration des TSA était possible tout en réduisant significativement la dose d'irradiation.

Le meilleur compromis semblerait être de réaliser une injection à volume plus important et à concentration inférieure permettant un débit d'injection plus rapide à dose d'iode équivalente.

De nouvelles investigations s'avèrent nécessaires pour étudier la précision diagnostique des résultats de cette technique afin de pouvoir recommander ce mode d'acquisition en routine clinique.

Les auteurs (JH, BD) ne déclarent aucun conflit d'intérêt.

## VI. BIBLIOGRAPHIE

1. Davenport MS, Khalatbari S, Cohan RH, Dillman JR, Myles JD, Ellis JH. Contrast Material–induced Nephrotoxicity and Intravenous Low-Osmolality Iodinated Contrast Material: Risk Stratification by Using Estimated Glomerular Filtration Rate. *Radiology* 2013;268(3):719-28.
2. Davenport MS, Khalatbari S, Cohan RH, Ellis JH. Contrast Medium–induced Nephrotoxicity Risk Assessment in Adult Inpatients: A Comparison of Serum Creatinine Level– and Estimated Glomerular Filtration Rate–based Screening Methods. *Radiology* 2013;269(1):92-100.
3. Fukushima Y, Miyazawa H, Nakamura J, Taketomi-Takahashi A, Suto T, Tsushima Y. Contrast-induced nephropathy (CIN) of patients with renal dysfunction in CT examination. *Jpn J Radiol.* 2017;35(8):427-31.
4. Vertinsky AT, Schwartz NE, Fischbein NJ, Rosenberg J, Albers GW, Zaharchuk G. Comparison of Multidetector CT Angiography and MR Imaging of Cervical Artery Dissection. *Am J Neuroradiol.* 2008;29(9):1753-60.
5. Hanning, U., Sporns, P. B., Schmiedel, M., Ringelstein, E. B., Heindel, W., Wiendl, H., Niederstadt, T. and Dittrich, R. (2017), CT versus MR Techniques in the Detection of Cervical Artery Dissection. *Journal of Neuroimaging.* doi: 10.1111/jon.12451
6. Barrett KM, Brott TG. Stroke Caused by Extracranial Disease. *Circ Res.* 2017;120(3):496-501.
7. Adams HP, Bendixen BH, Kappelle LJ, Biller J, Love BB, Gordon DL, et al. Classification of subtype of acute ischemic stroke. Definitions for use in a multicenter clinical trial. TOAST. Trial of Org 10172 in Acute Stroke Treatment. *Stroke* 1993;24(1):35-41.
8. Gökçal E, Niftaliyev E, Asil T. Etiological classification of ischemic stroke in young patients: a comparative study of TOAST, CCS, and ASCO. *Acta Neurol Belg.* 2017;117(3):643-8.
9. Amarenco P, Bogousslavsky J, Caplan LR, Donnan GA, Wolf ME, Hennerici MG. The ASCOD Phenotyping of Ischemic Stroke (Updated ASCO Phenotyping). *Cerebrovasc Dis.* 2013;36(1):1-5.
10. Ay H, Benner T, Murat Arsava E, Furie KL, Singhal AB, Jensen MB, et al. A Computerized Algorithm for Etiologic Classification of Ischemic Stroke: The Causative Classification of Stroke System. *Stroke* 2007;38(11):2979-84.
11. Arsava EM, Helenius J, Avery R, Sorgun MH, Kim G-M, Pontes-Neto OM, et al. Assessment of the Predictive Validity of Etiologic Stroke Classification. *JAMA Neurol.* 2017;74(4):419.

12. Nederkoorn PJ, van der Graaf Y, Hunink MGM. Duplex Ultrasound and Magnetic Resonance Angiography Compared With Digital Subtraction Angiography in Carotid Artery Stenosis: A Systematic Review. *Stroke* 2003;34(5):1324-31.
13. Ferguson GG, Eliasziw M, Barr HWK, Clagett GP, Barnes RW, Wallace MC, et al. The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial : Surgical Results in 1415 Patients. *Stroke* 1999;30(9):1751-8.
14. Rothwell PM, Gutnikov SA, Warlow CP. Reanalysis of the Final Results of the European Carotid Surgery Trial. *Stroke* 2003;34(2):514-23.
15. Ricotta JJ, Aburahma A, Ascher E, Eskandari M, Faries P, Lal BK, et al. Updated Society for Vascular Surgery guidelines for management of extracranial carotid disease: executive summary. *J Vasc Surg.* 2011;54(3):832-6.
16. Brinjikji W, Huston J, Rabinstein AA, Kim G-M, Lerman A, Lanzino G. Contemporary carotid imaging: from degree of stenosis to plaque vulnerability. *J Neurosurg.* 2016;124(1):27-42.
17. Josephson SA, Bryant SO, Mak HK, Johnston SC, Dillon WP, Smith WS. Evaluation of carotid stenosis using CT angiography in the initial evaluation of stroke and TIA. *Neurology* 2004;63(3):457-60.
18. Thomas C, Korn A, Ketelsen D, Danz S, Tsifikas I, Claussen CD, et al. Automatic Lumen Segmentation in Calcified Plaques: Dual-Energy CT Versus Standard Reconstructions in Comparison With Digital Subtraction Angiography. *Am J Roentgenol.* 2010;194(6):1590-5.
19. Thomas C, Korn A, Krauss B, Ketelsen D, Tsiflikas I, Reimann A, et al. Automatic bone and plaque removal using dual energy CT for head and neck angiography: Feasibility and initial performance evaluation. *Eur J Radiol.* 2010;76(1):61-7.
20. Korn A, Bender B, Thomas C, Danz S, Fenchel M, Nägele T, et al. Dual energy CTA of the carotid bifurcation: Advantage of plaque subtraction for assessment of grade of the stenosis and morphology. *Eur J Radiol.* 2011;80(2):e120-5.
21. Mannelli L, Mitsumori LM, Ferguson M, Xu D, Chu B, Branch KR, et al. Changes in measured size of atherosclerotic plaque calcifications in dual-energy CT of ex vivo carotid endarterectomy specimens: effect of monochromatic keV image reconstructions. *Eur Radiol.* 2013;23(2):367-74.
22. Mannelli L, MacDonald L, Mancini M, Ferguson M, Shuman WP, Ragucci M, et al. Dual energy computed tomography quantification of carotid plaques calcification: comparison between monochromatic and polychromatic energies with pathology correlation. *Eur Radiol.* 2015;25(5):1238-46.
23. Mannil M, Ramachandran J, Vittoria de Martini I, Wegener S, Schmidt B, Flohr T, et al. Modified Dual-Energy Algorithm for Calcified Plaque Removal: Evaluation in Carotid Computed Tomography Angiography and Comparison With Digital

Subtraction Angiography. *Invest Radiol.* 2017. doi:  
10.1097/RLI.0000000000000391.

24. Moloney F, Murphy KP, Twomey M, Crush L, Canniffe EM, McLaughlin PD, et al. Low-Dose Carotid Computed Tomography Angiography Using Pure Iterative Reconstruction. *J Comput Assist Tomogr.* 2016;
25. Hur J, Kim YJ, Lee H-J, Nam JE, Ha J-W, Heo JH, et al. Dual-Enhanced Cardiac CT for Detection of Left Atrial Appendage Thrombus in Patients With Stroke: A Prospective Comparison Study With Transesophageal Echocardiography. *Stroke* 2011;42(9):2471-7.
26. Romero J, Husain SA, Kelesidis I, Sanz J, Medina HM, Garcia MJ. Detection of Left Atrial Appendage Thrombus by Cardiac Computed Tomography in Patients With Atrial Fibrillation: A Meta-Analysis. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2013;6(2):185-94.
27. Hur J, Choi BW. Cardiac CT Imaging for Ischemic Stroke: Current and Evolving Clinical Applications. *Radiology* 2017;283(1):14-28.
28. Benjamin EJ, Plehn JF, D'Agostino RB, Belanger AJ, Comai K, Fuller DL, et al. Mitral Annular Calcification and the Risk of Stroke in an Elderly Cohort. *N Engl J Med.* 1992;327(6):374-9.
29. Calvet D, Touze E, Varenne O, Sablayrolles JL, Weber S, Mas JL. Prevalence of Asymptomatic Coronary Artery Disease in Ischemic Stroke Patients: The PRECORIS Study. *Circulation* 2010;121(14):1623-9.
30. Hur J, Lee KH, Hong SR, Suh YJ, Hong YJ, Lee H-J, et al. Prognostic value of coronary computed tomography angiography in stroke patients. *Atherosclerosis.* 2015;238(2):271-7.
31. Chaikriangkrai K, Jhun HY, Palamaner Subash Shantha G, Bin Abdulhak A, Sigurdsson G, Nabi F, et al. Coronary artery calcium score as a predictor for incident stroke: Systematic review and meta-analysis. *Int J Cardiol.* 2017;236:473-7.
32. Boussel L, Cakmak S, Wintermark M, Nighoghossian N, Loffroy R, Coulon P, et al. Ischemic Stroke: Etiologic Work-up with Multidetector CT of Heart and Extra- and Intracranial Arteries. *Radiology* 2011;258(1):206-12.
33. Sun K, Li K, Han R, Li W, Chen N, Yang Q, et al. Evaluation of high-pitch dual-source CT angiography for evaluation of coronary and carotid-cerebrovascular arteries. *Eur J Radiol.* 2015;84(3):398-406.
34. Frija J et al. [Determination of effective atomic number and electronic density by computed tomography with dual energies. Application to the thalamus. *J. Radiol.* 1980 Jan;61(1):45-9.

35. Avrin DE et al. Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results. *Invest. Radiol.* 1979;13(3):217-22.
36. Genant HK et al. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest. Radiol.* 1977;12(6):545-51.
37. Di Chiro G, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, et al. Tissue Signatures with Dual-Energy Computed Tomography. *Radiology* 1979;131(2):521-3.
38. Karcaaltincaba M, Aykut A. Dual-energy CT revisited by multidetector ct: review of principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol.* 2011;17(3):181-94.
39. Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol.* 2007;17(6):1510-7.
40. Bae KT. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. *Radiology* 2010;256(1):32-61.
41. 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.* 2011;38(3):1534-46.
42. Atak H, Shikhaliev PM. Photon counting x-ray imaging with *K*-edge filtered x-rays: A simulation study: Photon counting x-ray imaging with *K*-edge filtered x-rays. *Med Phys.* 2016;43(3):1385-400.
43. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics* 2004;24(6):1679-91.
44. Siegel JA, Welsh JS. Does Imaging Technology Cause Cancer? Debunking the Linear No-Threshold Model of Radiation Carcinogenesis. *Technol Cancer Res Treat.* 2016;15(2):249-56.
45. Paul J, Jacobi V, Bazrafshan B, Farshid P, Vogl T. Effect of Contrast Material on Radiation Dose in an Adult Cardiac Dual-Energy CT Using Retrospective ECG-Gating: *Health Phys.* 2013;105(2):156-64.
46. Paul J, Mbalisike EC, Nour-Eldin N-EA, Vogl TJ. Dual-source 128-slice MDCT neck: Radiation dose and image quality estimation of three different protocols. *Eur J Radiol.* 2013;82(5):787-96.
47. De Zordo T, von Lutterotti K, Dejaco C, Soegner PF, Frank R, Aigner F, et al. Comparison of image quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-slice CT: high-pitch dual source CT, dual energy CT and conventional spiral CT. *Eur Radiol.* 2012;22(2):279-86.

48. Tawfik AM, Kerl JM, Razek AA, Bauer RW, Nour-Eldin NE, Vogl TJ, et al. Image Quality and Radiation Dose of Dual-Energy CT of the Head and Neck Compared with a Standard 120-kVp Acquisition. *Am J Neuroradiol.* 2011;32(11):1994-9.
49. Scholtz J-E, Kaup M, Kraft J, Nöske E-M, Scheerer F, Schulz B, et al. Objective and subjective image quality of primary and recurrent squamous cell carcinoma on head and neck low-tube-voltage 80-kVp computed tomography. *Neuroradiology* 2015;57(6):645-51.
50. Siegel MJ, Curtis WA, Ramirez-Giraldo JC. Effects of Dual-Energy Technique on Radiation Exposure and Image Quality in Pediatric Body CT. *Am J Roentgenol.* 2016;207(4):826-35.
51. Pottel H, Hoste L, Dubourg L, Ebert N, Schaeffner E, Eriksen BO, et al. An estimated glomerular filtration rate equation for the full age spectrum. *Nephrol Dial Transplant.* 2016;31(5):798-806.
52. Fishman EK, Reddan D. What are radiologists doing to prevent contrast-induced nephropathy (cin) compared with measures supported by current evidence? a survey of european radiologists on cin associated with computed tomography. *Acta Radiol.* 2008;49(3):310-20.
53. Balemans CEA, Reichert LJM, van Schelven BIH, van den Brand JAJG, Wetzels JFM. Epidemiology of Contrast Material-induced Nephropathy in the Era of Hydration. *Radiology* 2012;263(3):706-13.
54. McDonald RJ, McDonald JS, Bida JP, Carter RE, Fleming CJ, Misra S, et al. Intravenous Contrast Material-induced Nephropathy: Causal or Coincident Phenomenon? *Radiology* 2013;267(1):106-18.
55. Mitchell AM, Jones AE, Tumlin JA, Kline JA. Incidence of contrast-induced nephropathy after contrast-enhanced computed tomography in the outpatient setting. *Clin J Am Soc Nephrol.* 2010;5(1):4-9.
56. Nash K, Hafeez A, Hou S. Hospital-acquired renal insufficiency. *Am J Kidney Dis Off J Natl Kidney Found.* 2002;39(5):930-6.
57. Gruberg L, Mintz GS, Mehran R, Dangas G, Lansky AJ, Kent KM, et al. The prognostic implications of further renal function deterioration within 48 h of interventional coronary procedures in patients with pre-existent chronic renal insufficiency. *J Am Coll Cardiol.* 2000;36(5):1542-8.
58. Katzberg RW, Newhouse JH. Intravenous Contrast Medium-induced Nephrotoxicity: Is the Medical Risk Really as Great as We Have Come to Believe? *Radiology* 2010;256(1):21-8.
59. Katzberg RW, Barrett BJ. Risk of Iodinated Contrast Material-induced Nephropathy with Intravenous Administration. *Radiology* 2007;243(3):622-8.

60. Davidson C, Stacul F, McCullough PA, Tumlin J, Adam A, Lameire N, et al. Contrast Medium Use. *Am J Cardiol.* 2006;98(6):42-58.
61. Goldfarb S, McCullough PA, McDermott J, Gay SB. Contrast-induced acute kidney injury: specialty-specific protocols for interventional radiology, diagnostic computed tomography radiology, and interventional cardiology. *Mayo Clin Proc.* 2009;84(2):170-9.
62. McCullough PA. Contrast-induced acute kidney injury. *J Am Coll Cardiol.* 2008;51(15):1419-28.
63. McDonald JS, McDonald RJ, Comin J, Williamson EE, Katzberg RW, Murad MH, et al. Frequency of acute kidney injury following intravenous contrast medium administration: a systematic review and meta-analysis. *Radiology* 2013;267(1):119-28.
64. McDonald JS, McDonald RJ, Williamson EE, Kallmes DF. Is Intravenous Administration of Iodixanol Associated with Increased Risk of Acute Kidney Injury, Dialysis, or Mortality? A Propensity Score-adjusted Study. *Radiology* 2017;161573.
65. McDonald RJ, McDonald JS, Carter RE, Hartman RP, Katzberg RW, Kallmes DF, et al. Intravenous contrast material exposure is not an independent risk factor for dialysis or mortality. *Radiology* 2014;273(3):714-25.
66. Manual on Contrast Media v10.3 - American College of Radiology. Disponible sur: <https://www.acr.org/Quality-Safety/Resources/Contrast-Manual>
67. Dubourg B, Caudron J, Lestrat J-P, Bubenheim M, Lefebvre V, Godin M, et al. Single-source dual-energy CT angiography with reduced iodine load in patients referred for aortoiliac evaluation before transcatheter aortic valve implantation: impact on image quality and radiation dose. *Eur Radiol.* 2014;24(11):2659-68.
68. Agrawal MD, Oliveira GR, Kalva SP, Pinho DF, Arellano RS, Sahani DV. Prospective Comparison of Reduced-Iodine-Dose Virtual Monochromatic Imaging Dataset From Dual-Energy CT Angiography With Standard-Iodine-Dose Single-Energy CT Angiography for Abdominal Aortic Aneurysm. *Am J Roentgenol.* 2016;207(6):W125-32.
69. Yuan R, Shuman WP, Earls JP, Hague CJ, Mumtaz HA, Scott-Moncrieff A, et al. Reduced Iodine Load at CT Pulmonary Angiography with Dual-Energy Monochromatic Imaging: Comparison with Standard CT Pulmonary Angiography—A Prospective Randomized Trial. *Radiology* 2012;262(1):290-7.
70. Delesalle M-A, Pontana F, Duhamel A, Faivre J-B, Flohr T, Tacelli N, et al. Spectral Optimization of Chest CT Angiography with Reduced Iodine Load: Experience in 80 Patients Evaluated with Dual-Source, Dual-Energy CT. *Radiology* 2013;267(1):256-66.

71. Chen Y, Xue H, Jin Z, Zhang J, Sun H, Wang X, et al. 128-Slice Accelerated-Pitch Dual Energy CT Angiography of the Head and Neck: Comparison of Different Low Contrast Medium Volumes. *PLoS One* 2013;8(11):e80939.
72. Pelisek J, Assadian A, Sarkar O, Eckstein HH, Frank H. Carotid Plaque Composition in Chronic Kidney Disease: A Retrospective Analysis of Patients Undergoing Carotid Endarterectomy. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2010;39(1):11-6.
73. Missouris CG, Papavassiliou MB, Khaw K, Hall T, Belli AM, Buckenham T, et al. High prevalence of carotid artery disease in patients with atheromatous renal artery stenosis. *Nephrol Dial Transplant Off Publ Eur Dial Transpl Assoc - Eur Ren Assoc*. 1998;13(4):945-8.
74. Korn A, Bender B, Schabel C, Bongers M, Ernemann U, Claussen C, et al. Dual-Source Dual-Energy CT Angiography of the Supra-Aortic Arteries with Tin Filter. *Acad Radiol*. 2015;22(6):708-13.
75. Mnyusiwalla A, Aviv RI, Symons SP. Radiation dose from multidetector row CT imaging for acute stroke. *Neuroradiology* 2009;51(10):635-40.
76. Deak PD, Smal Y, Kalender WA. Multisection CT Protocols: Sex- and Age-specific Conversion Factors Used to Determine Effective Dose from Dose-Length Product. *Radiology* 2010;257(1):158-66.
77. Rapports d'expertise en radioprotection de l'homme 2017. Disponible sur: [http://www.irsn.fr/FR/expertise/rapports\\_expertise/radioprotection-homme/Pages/radioprotection\\_homme.aspx](http://www.irsn.fr/FR/expertise/rapports_expertise/radioprotection-homme/Pages/radioprotection_homme.aspx)
78. Xin L, Yang X, Huang N, Du X, Zhang J, Wang Y, et al. The initial experience of the upper abdominal CT angiography using low-concentration contrast medium on dual energy spectral CT. *Abdom Imaging*. 2015;40(7):2894-9.
79. He J, Wang Q, Ma X, Sun Z. Dual-energy CT angiography of abdomen with routine concentration contrast agent in comparison with conventional single-energy CT with high concentration contrast agent. *Eur J Radiol*. 2015;84(2):221-7.
80. Shuman WP, Chan KT, Busey JM, Mitsumori LM, Koprowicz KM. Dual-energy CT Aortography with 50% Reduced Iodine Dose Versus Single-energy CT Aortography with Standard Iodine Dose. *Acad Radiol*. 2016;23(5):611-8.
81. Shuman WP, O'Malley RB, Busey JM, Ramos MM, Koprowicz KM. Prospective comparison of dual-energy CT aortography using 70% reduced iodine dose versus single-energy CT aortography using standard iodine dose in the same patient. *Abdom Radiol*. 2017;42(3):759-65.
82. Carrascosa P, Leipsic JA, Capunay C, Deviggiano A, Vallejos J, Goldsmit A, et al. Monochromatic image reconstruction by dual energy imaging allows half iodine

load computed tomography coronary angiography. *Eur J Radiol.* 2015;84(10):1915-20.

83. Bellini D, Ramirez-Giraldo JC, Bibbey A, Solomon J, Hurwitz LM, Farjat A, et al. Dual-Source Single-Energy Multidetector CT Used to Obtain Multiple Radiation Exposure Levels within the Same Patient: Phantom Development and Clinical Validation. *Radiology* 2017;283(2):526-37.
84. Willeminck MJ, Leiner T, de Jong PA, de Heer LM, Nievelstein RAJ, Schilham AMR, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol.* 2013;23(6):1632-42.
85. Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, Ueno A, Yamada M, Kuribayashi S. Virtual Monochromatic Spectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching: Improved Image Quality as Compared with That Obtained with Conventional 120-kVp CT. *Radiology* 2011;259(1):257-62.
86. De Monyé C, de Weert TT, Zaalberg W, Cademartiri F, Siepmann DAM, Dippel DWJ, et al. Optimization of CT Angiography of the Carotid Artery with a 16-MDCT Scanner: Craniocaudal Scan Direction Reduces Contrast Material-Related Perivenous Artifacts. *Am J Roentgenol.* 2006;186(6):1737-45.
87. Schneider D, Apfaltrer P, Sudarski S, Nance JW, Haubenreisser H, Fink C, et al. Optimization of Kilolectron Volt Settings in Cerebral and Cervical Dual-energy CT Angiography Determined with Virtual Monoenergetic Imaging. *Acad Radiol.* 2014;21(4):431-6.
88. Szucs-Farkas Z, Schibler F, Cullmann J, Torrente JC, Patak MA, Raible S, et al. Diagnostic Accuracy of Pulmonary CT Angiography at Low Tube Voltage: Intraindividual Comparison of a Normal-Dose Protocol at 120 kVp and a Low-Dose Protocol at 80 kVp Using Reduced Amount of Contrast Medium in a Simulation Study. *Am J Roentgenol.* 2011;197(5):W852-9.
89. Van Cauteren T, Van Gompel G, Tanaka K, Verdries DE, Belsack D, Nieboer KH, et al. The Impact of Combining a Low-Tube Voltage Acquisition with Iterative Reconstruction on Total Iodine Dose in Coronary CT Angiography. *BioMed Res Int.* 2017; 2017: 2476171. doi: 10.1155/2017/2476171.
90. Papadakis AE, Perisinakis K, Raissaki M, Damilakis J. Effect of X-ray Tube Parameters and Iodine Concentration on Image Quality and Radiation Dose in Cerebral Pediatric and Adult CT Angiography: A Phantom Study. *Invest Radiol.* 2013;48(4):192-9.
91. Faggioni L, Neri E, Sbragia P, Pascale R, D'Errico L, Caramella D, et al. 80-kV Pulmonary CT Angiography With 40 mL of Iodinated Contrast Material in Lean Patients: Comparison of Vascular Enhancement With Iodixanol (320 mg I/mL) and Iomeprol (400 mg I/mL). *Am J Roentgenol.* 2012;199(6):1220-5.

92. Faggioni L, Gabelloni M. Iodine Concentration and Optimization in Computed Tomography Angiography: Current Issues. *Invest Radiol.* 2016;51(12):816-22.
93. Hough DM, Yu L, Shiung MM, Carter RE, Geske JR, Leng S, et al. Individualization of Abdominopelvic CT Protocols With Lower Tube Voltage to Reduce IV Contrast Dose or Radiation Dose. *Am J Roentgenol.* 2013;201(1):147-53.
94. Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Thomas C, Ketelsen D, et al. High-pitch dual-source CT angiography of supra-aortic arteries: assessment of image quality and radiation dose. *Neuroradiology* 2013;55(4):423-30.
95. Komatsu S, Kamata T, Imai A, Ohara T, Takewa M, Ohe R, et al. Coronary computed tomography angiography using ultra-low-dose contrast media: radiation dose and image quality. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2013;29(6):1335-40.
96. Grant KL, Flohr TG, Krauss B, Sedlmair M, Thomas C, Schmidt B. Assessment of an Advanced Image-Based Technique to Calculate Virtual Monoenergetic Computed Tomographic Images From a Dual-Energy Examination to Improve Contrast-To-Noise Ratio in Examinations Using Iodinated Contrast Media: *Invest Radiol.* 2014;49(9):586-92.
97. Potter CA, Sodickson AD. Dual-Energy CT in Emergency Neuroimaging: Added Value and Novel Applications. *RadioGraphics* 2016;36(7):2186-98.
98. Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, Simeone FJ, Gupta R, Hahn PF, et al. Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. *RadioGraphics* 2016;36(4):1087-105.
99. Kondo H, Kanematsu M, Goshima S, Watanabe H, Onozuka M, Moriyama N, et al. Aortic and hepatic enhancement at multidetector CT: Evaluation of optimal iodine dose determined by lean body weight. *Eur J Radiol.* 2011;80(3):e273-7.
100. Fleischmann D. CT Angiography: Injection and Acquisition Technique. *Radiol Clin North Am.* 2010;48(2):237-47.
101. Fleischmann D, Kamaya A. Optimal Vascular and Parenchymal Contrast Enhancement: The Current State of the Art. *Radiol Clin North Am.* 2009;47(1):13-26.
102. Bae KT. Comparison of Moderate versus High Concentration of Contrast Media Injected at the Same Total Iodine Dose and Fixed Injection Duration. *Radiology* 2005;236(2):740-1.
103. Awai K, Inoue M, Yagyu Y, Watanabe M, Sano T, Nin S, et al. Moderate versus High Concentration of Contrast Material for Aortic and Hepatic Enhancement and Tumor-to-Liver Contrast at Multi-Detector Row CT. *Radiology* 2004;233(3):682-8.
104. Suzuki H, Oshima H, Shiraki N, Ikeya C, Shibamoto Y. Comparison of two contrast materials with different iodine concentrations in enhancing the

- density of the the aorta, portal vein and liver at multi-detector row CT: a randomized study. *Eur Radiol.* 2004;14(11):2099-104.
105. Hazirolan T, Turkbey B, Akpınar E, Canyigit M, Karcaaltincaba M, Peynircioglu B, et al. The Impact of Warmed Intravenous Contrast Material on the Bolus Geometry of Coronary CT Angiography Applications. *Korean J Radiol.* 2009;10(2):150.
  106. Paul J, Mbalisike EC, Nour-Eldin N-EA, Vogl TJ. Dual-source 128-slice MDCT neck: radiation dose and image quality estimation of three different protocols. *Eur J Radiol.* 2013;82(5):787-96.
  107. Aspelin P, Aubry P, Fransson S-G, Strasser R, Willenbrock R, Berg KJ, et al. Nephrotoxic effects in high-risk patients undergoing angiography. *N Engl J Med.* 2003;348(6):491-9.
  108. Eng J, Wilson RF, Subramaniam RM, Zhang A, Suarez-Cuervo C, Turban S, et al. Comparative Effect of Contrast Media Type on the Incidence of Contrast-Induced Nephropathy: A Systematic Review and Meta-analysis. *Ann Intern Med.* 2016;164(6):417.
  109. Manske CL, Sprafka JM, Strony JT, Wang Y. Contrast nephropathy in azotemic diabetic patients undergoing coronary angiography. *Am J Med.* nov 1990;89(5):615-20.
  110. Nijssen EC, Rennenberg RJ, Nelemans PJ, Essers BA, Janssen MM, Vermeeren MA, et al. Prophylactic hydration to protect renal function from intravascular iodinated contrast material in patients at high risk of contrast-induced nephropathy (AMACING): a prospective, randomised, phase 3, controlled, open-label, non-inferiority trial. *Lancet* 2017;389(10076):1312-22.
  111. Saam T, Hetterich H, Hoffmann V, Yuan C, Dichgans M, Poppert H, et al. Meta-Analysis and Systematic Review of the Predictive Value of Carotid Plaque Hemorrhage on Cerebrovascular Events by Magnetic Resonance Imaging. *J Am Coll Cardiol.* 2013;62(12):1081-91.
  112. Sigovan M, Bidet C, Bros S, Boussel L, Mechtouff L, Robson PM, et al. 3D black blood MR angiography of the carotid arteries. A simple sequence for plaque hemorrhage and stenosis evaluation. *Magn Reson Imaging.* 2017;42:95-100.
  113. Di Tullio MR, Sacco RL, Savoia MT, Sciacca RR, Homma S. Aortic atheroma morphology and the risk of ischemic stroke in a multiethnic population. *Am Heart J.* 2000;139(2):329-36.
  114. Tugcu A, Jin Z, Homma S, Elkind MSV, Rundek T, Yoshita M, et al. Atherosclerotic Plaques in the Aortic Arch and Subclinical Cerebrovascular Disease. *Stroke* 2016;47(11):2813-9.
  115. Chatzikonstantinou A, Krissak R, Flüchter S, Artemis D, Schaefer A, Schoenberg SO, et al. CT Angiography of the Aorta Is Superior to Transesophageal

Echocardiography for Determining Stroke Subtypes in Patients with Cryptogenic Ischemic Stroke. *Cerebrovasc Dis.* 2012;33(4):322-8.

116. Hetterich H, Webber N, Willner M, Herzen J, Birnbacher L, Hipp A, et al. AHA classification of coronary and carotid atherosclerotic plaques by grating-based phase-contrast computed tomography. *Eur Radiol.* 2016;26(9):3223-33.

## ANNEXE 1 : RÉSUMÉ DES CARACTÉRISTIQUES DES PRODUITS DE CONTRASTE UTILISÉS DANS L'ÉTUDE

*D'après l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM) mis à jour le 23 mai 2017 (Omnipaque 350) et le 21 avril 2017 (Visipaque 270)*

1. Iohexol (Omnipaque 350) : 350mg/mL : tri-iodé, hydrosoluble non ionique, monomère de basse osmolalité GE HEALTHCARE SAS 22/24, AVENUE DE L'EUROPE 78140 VELIZY VILLACOUBLAY) Flacon 100mL : 43 euros
2. Iodixanol (Visipaque 270) : 270mg/mL : hexa-iodé, non ionique dimère, soluble dans l'eau, isotonique, iso-osmolaire (GE HEALTHCARE SAS 22/24, avenue de l'Europe 78140 VELIZY VILLACOUBLAY) Flacon 100mL : 34 euros

Caractéristiques	Omnipaque® 350	Visipaque® 270
Marque	GE	GE
Molécule	Iohexol	Iodixanol
Nombre d'atomes d'iode	3	6
Motif moléculaire	Monomère	Dimère
Ionicité	Non-ionique	Non-ionique
Osmolalité à 37°C (mOsmol/kg H <sub>2</sub> O )	780	290
Viscosité à 37°C (mPa.s)	10,6	5,8

## **RÉSUMÉ :**

### **INTRODUCTION :**

L'angio-scanner est une technique fiable et accessible pour l'exploration vasculaire des troncs supra-aortiques (TSA). Les patients avec des lésions d'athérome associent souvent les facteurs de risques cardio-vasculaires et sont donc plus à risque de néphropathie induite aux produits de contraste iodés (PdC). Le scanner bi-énergie est une méthode validée pour permettre réduire la dose de PdC. L'impact de la réduction de la dose de PdC sur la qualité et la dose d'irradiation dans l'exploration des TSA en bi-énergie est peu étudié. L'objectif de notre étude était de comparer la qualité d'image et la dosimétrie entre le scanner conventionnel à dose standard de PdC et le scanner bi-énergie à dose réduite de PdC.

### **MATÉRIEL ET MÉTHODES :**

240 patients ont bénéficié d'un angioscanner 128 détecteurs selon 3 protocoles successifs : simple énergie à dose de 1mL/kg d'Iohexol 350 mgI/mL (n=76), bi-énergie à dose de 0,5mL/kg d'Iohexol 350mgI/mL (GSI 350)(n=93) et dose de 0,65mL/kg d'Iodinaxol 270 mgI/mL (GSI 270)(n=59). Une analyse quantitative de la qualité d'image par mesures du rapport signal sur bruit (SNR) et contraste sur bruit (CNR) ainsi que le recueil de dose (produit dose longueur (PDL)) ont été effectués puis comparés entre les 3 protocoles d'acquisition. Les critères principaux de jugement étaient : les SNR et CNR moyens sur l'ensemble de segments artériels et les sous-groupes de segments carotidiens, vertébraux, subclaviers et aortique.

### **RÉSULTATS :**

228 patients ont été analysés entre septembre 2014 et octobre 2016. Les SNR et CNR moyens étaient significativement meilleurs dans les groupes bi-énergie pour l'ensemble des segments artériels et pour les sous-groupes carotidiens et vertébrales ( $p < 10^{-6}$ ). Dans ces mêmes groupes, il existait une différence significative entre les groupes bi-énergie en faveur du groupe GSI 270 ( $p < 0,05$ ). Il n'existait pas de différence significative de SNR et CNR entre les 3 groupes pour les segments subclaviers et aortiques ( $p > 0,12$ ). La dosimétrie était significativement inférieure pour les groupes bi-énergie par rapport au groupe standard mais non différente entre les groupes bi-énergie (PDL : 515 (Standard), 473 (GSI 350) et 466 mGy.cm (GSI 270) avec  $p < 10^{-6}$ ).

### **CONCLUSION :**

L'utilisation d'une acquisition spectrale à dose d'iode réduite a permis d'augmenter la qualité d'image tout en diminuant la dosimétrie. D'autres études restent à réaliser pour évaluer la précision diagnostique de cette technique.

**MOTS-CLÉS :** scanner bi-énergie - produit de contraste - néphropathie - irradiation - carotides