



HAL
open science

Scanner double énergie et réduction de la dose d'iode lors de l'exploration des axes aorto-ilio-femoraux avant remplacement valvulaire aortique par voie percutanée

Benjamin Dubourg

► To cite this version:

Benjamin Dubourg. Scanner double énergie et réduction de la dose d'iode lors de l'exploration des axes aorto-ilio-femoraux avant remplacement valvulaire aortique par voie percutanée. Médecine humaine et pathologie. 2013. dumas-00872263

HAL Id: dumas-00872263

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-00872263v1>

Submitted on 11 Oct 2013

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.

Année 2013

N°

**THESE POUR LE
DOCTORAT EN MEDECINE**

(Diplôme d'Etat)

Benjamin DUBOURG

Né le 22 Septembre 1981 à Paris.

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 03 OCTOBRE 2013

**Scanner double énergie et réduction de la dose d'iode lors
de l'exploration des axes aorto-ilio-femoraux avant
remplacement valvulaire aortique par voie percutanée.**

Président de jury : Professeur Jean-Nicolas DACHER

Directeur de thèse : Docteur Jérôme CAUDRON

Membres du jury : Professeur Emmanuel GERARDIN
Professeur Fabrice BAUER
Docteur Jérôme CAUDRON

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

ANNEE UNIVERSITAIRE 2012 - 2013
U.F.R. DE MEDECINE-PHARMACIE DE ROUEN

DOYEN :	Professeur Pierre FREGER
ASSEESSEURS :	Professeur Michel GUERBET Professeur Benoit VEBER Professeur Pascal JOLY Professeur Bernard PROUST
DOYENS HONORAIRES :	Professeurs J. BORDE – Ph. LAURET – H. PIGUET – C. THUILLEZ
PROFESSEURS HONORAIRES :	MM. M-P AUGUSTIN – J. ANDRIEU-GUITRANCOURT – M. BENOZIO - J. BORDE – Ph. BRASSEUR – R. COLIN – E. COMOY – J. DALION – S. DESHAYES – C. FESSARD – J.P. FILLASTRE – P. FRIGOT – J. GARNIER – J. HEMET – B. HILLEMAND – G. HUMBERT – J.M. JOUANY – R. LAUMONIER – Ph. LAURET – M. LE FUR – J.P. LEMERCIER – J.P. LEMOINE – M. MAGARD – B. MAITROT – M. MAISONNET – F. MATRAY – P. MITROFANOFF – A.M. ORECCHIONI – P. PASQUIS – H. PIGUET – M. SAMSON – M. SAMSON-DOLLFUS – J.C. SCHRUB – R. SOYER – B. TARDIF-TESTART – J.M. THOMINE – C. THUILLEZ – P. TRON – C. WINCKLER – L.M. WOLF

I - MEDECINE

PROFESSEURS

M. Frédéric ANSELME	HCN	Cardiologie
Mme Isabelle AUQUIT AUCKBUR	HCN	Chirurgie Plastique
M. Bruno BACHY	HCN	Chirurgie pédiatrique
M. Fabrice BAUER	HCN	Cardiologie
Mme Soumeya BEKRI	HCN	Biochimie et Biologie Moléculaire
M. Jacques BENICHOU	HCN	Biostatistiques et informatique médicale
M. Jean-Paul BESSOU	HCN	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
Mme Françoise BEURET-BLANQUART	CRMPR	Médecine physique et de réadaptation
M. Guy BONMARCHAND	HCN	Réanimation médicale
M. Olivier BOYER	UFR	Immunologie
M. Jean-François CAILLARD (Surnombre)	HCN	Médecine et santé au Travail
M. François CARON	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
M. Philippe CHASSAGNE	HB	Médecine interne (Gériatrie)
M. Vincent COMPERE	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
M. Alain CRIBIER (Surnombre)	HCN	Cardiologie

M. Antoine CUVELIER	HB	Pneumologie
M. Pierre CZERNICHOW	HCH	Epidémiologie, économie de la santé
M. Jean - Nicolas DACHER	HCN	Radiologie et Imagerie Médicale
M. Stéfan DARMONI	HCN	Informatique Médicale/Techniques de communication
M. Pierre DECHELOTTE	HCN	Nutrition
Mme Danièle DEHESDIN	HCN	Oto-Rhino-Laryngologie
M. Jean DOUCET	HB	Thérapeutique/Médecine – Interne - Gériatrie.
M. Bernard DUBRAY	CB	Radiothérapie
M. Philippe DUCROTTE	HCN	Hépto – Gastro - Entérologie
M. Frank DUJARDIN	HCN	Chirurgie Orthopédique - Traumatologique
M. Fabrice DUPARC	HCN	Anatomie - Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
M. Bertrand DUREUIL	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
Mlle Hélène ELTCHANINOFF	HCN	Cardiologie
M. Thierry FREBOURG	UFR	Génétique
M. Pierre FREGER	HCN	Anatomie/Neurochirurgie
M. Jean François GEHANNO	HCN	Médecine et Santé au Travail
M. Emmanuel GERARDIN	HCN	Imagerie Médicale
Mme Priscille GERARDIN	HCN	Pédopsychiatrie
M. Michel GODIN	HB	Néphrologie
M. Philippe GRISE	HCN	Urologie
M. Didier HANNEQUIN	HCN	Neurologie
M. Fabrice JARDIN	CB	Hématologie
M. Luc-Marie JOLY	HCN	Médecine d'urgence
M. Pascal JOLY	HCN	Dermato - vénéréologie
M. Jean-Marc KUHN	HB	Endocrinologie et maladies métaboliques
Mme Annie LAQUERRIERE	HCN	Anatomie cytologie pathologiques
M. Vincent LAUDENBACH	HCN	Anesthésie et réanimation chirurgicale
M. Joël LECHEVALLIER	HCN	Chirurgie infantile
M. Hervé LEFEBVRE	HB	Endocrinologie et maladies métaboliques
M. Thierry LEQUERRE	HB	Rhumatologie
M. Eric LEREBOURS	HCN	Nutrition
Mlle Anne-Marie LEROI	HCN	Physiologie
M. Hervé LEVESQUE	HB	Médecine interne
Mme Agnès LIARD-ZMUDA	HCN	Chirurgie Infantile
M. Pierre Yves LITZLER	HCN	Chirurgie Cardiaque
M. Bertrand MACE	HCN	Histologie, embryologie, cytogénétique
M. Eric MALLET (Surnombre)	HCN	Pédiatrie
M. Christophe MARGUET	HCN	Pédiatrie
Mlle Isabelle MARIE	HB	Médecine Interne
M. Jean-Paul MARIE	HCN	ORL

M. Loïc MARPEAU	HCN	Gynécologie - obstétrique
M. Stéphane MARRET	HCN	Pédiatrie
Mme Véronique MERLE	HCN	Epidémiologie
M. Pierre MICHEL	HCN	Hépatogastro-entérologie
M. Francis MICHOT	HCN	Chirurgie digestive
M. Bruno MIHOUT (<i>Surnombre</i>)	HCN	Neurologie
M. Jean-François MUIR	HB	Pneumologie
M. Marc MURAINÉ	HCN	Ophthalmologie
M. Philippe MUSETTE	HCN	Dermatologie - Vénérologie
M. Christophe PEILLON	HCN	Chirurgie générale
M. Jean-Marc PERON	HCN	Stomatologie et chirurgie maxillo-faciale
M. Christian PFISTER	HCN	Urologie
M. Jean-Christophe PLANTIER	HCN	Bactériologie - Virologie
M. Didier PLISSONNIER	HCN	Chirurgie vasculaire
M. Bernard PROUST	HCN	Médecine légale
M. François PROUST	HCN	Neurochirurgie
Mme Nathalie RIVES	HCN	Biologie et méd. du dévelop. et de la reprod.
M. Jean-Christophe RICHARD (<i>Mise en dispo</i>)	HCN	Réanimation Médicale, Médecine d'urgence
M. Horace ROMAN	HCN	Gynécologie Obstétrique
M. Jean-Christophe SABOURIN	HCN	Anatomie – Pathologie
M. Guillaume SAVOYE	HCN	Hépatogastro
Mme Céline SAVOYE – COLLET	HCN	Imagerie Médicale
M. Michel SCOTTE	HCN	Chirurgie digestive
Mme Fabienne TAMION	HCN	Thérapeutique
Mlle Florence THIBAUT	HCN	Psychiatrie d'adultes
M. Luc THIBERVILLE	HCN	Pneumologie
M. Christian THUILLEZ	HB	Pharmacologie
M. Hervé TILLY	CB	Hématologie et transfusion
M. François TRON (<i>Surnombre</i>)	UFR	Immunologie
M. Jean-Jacques TUECH	HCN	Chirurgie digestive
M. Jean-Pierre VANNIER	HCN	Pédiatrie génétique
M. Benoît VEBER	HCN	Anesthésiologie Réanimation chirurgicale
M. Pierre VERA	C.B	Biophysique et traitement de l'image
M. Eric VERIN	CRMPR	Médecine physique et de réadaptation
M. Eric VERSPYCK	HCN	Gynécologie obstétrique
M. Olivier VITTECOQ	HB	Rhumatologie
M. Jacques WEBER	HCN	Physiologie

MAITRES DE CONFERENCES

Mme Noëlle BARBIER-FREBOURG	HCN	Bactériologie – Virologie
M. Jeremy BELLIEN	HCN	Pharmacologie
Mme Carole BRASSE LAGNEL	HCN	Biochimie
Mme Mireille CASTANET	HCN	Pédiatrie
M. Gérard BUCHONNET	HCN	Hématologie
Mme Nathalie CHASTAN	HCN	Physiologie
Mme Sophie CLAEYSSENS	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
M. Moïse COEFFIER	HCN	Nutrition
M. Manuel ETIENNE	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
M. Guillaume GOURCEROL	HCN	Physiologie
Mme Catherine HAAS-HUBSCHER	HCN	Anesthésie - Réanimation chirurgicale
M. Serge JACQUOT	UFR	Immunologie
M. Joël LADNER	HCN	Epidémiologie, économie de la santé
M. Jean-Baptiste LATOUCHE	UFR	Biologie Cellulaire
Mme Lucie MARECHAL-GUYANT	HCN	Neurologie
M. Thomas MOUREZ	HCN	Bactériologie
M. Jean-François MENARD	HCN	Biophysique
Mme Muriel QUILLARD	HCN	Biochimie et Biologie moléculaire
M. Vincent RICHARD	UFR	Pharmacologie
M. Francis ROUSSEL	HCN	Histologie, embryologie, cytogénétique
Mme Pascale SAUGIER-VEBER	HCN	Génétique
Mme Anne-Claire TOBENAS-DUJARDIN	HCN	Anatomie

PROFESSEUR AGREGE OU CERTIFIE

Mme Dominique LANIEZ	UFR	Anglais
Mme Cristina BADULESCU	UFR	Communication

II - PHARMACIE

PROFESSEURS

M. Thierry BESSON	Chimie Thérapeutique
M. Jean-Jacques BONNET	Pharmacologie
M. Roland CAPRON (PU-PH)	Biophysique
M. Jean COSTENTIN (Professeur émérite)	Pharmacologie
Mme Isabelle DUBUS	Biochimie
M. Loïc FAVENNEC (PU-PH)	Parasitologie

M. Jean Pierre GOULLE	Toxicologie
M. Michel GUERBET	Toxicologie
M. Olivier LAFONT	Chimie organique
Mme Isabelle LEROUX	Physiologie
M. Paul MULDER	Sciences du médicament
Mme Martine PESTEL-CARON (PU-PH)	Microbiologie
Mme Elisabeth SEGUIN	Pharmacognosie
M Jean-Marie VAUGEOIS	Pharmacologie
M. Philippe VERITE	Chimie analytique

MAITRES DE CONFERENCES

Mle Cécile BARBOT	Chimie Générale et Minérale
Mme Dominique BOUCHER	Pharmacologie
M. Frédéric BOUNOURE	Pharmacie Galénique
M. Abdeslam CHAGRAOUI	Physiologie
M. Jean CHASTANG	Biomathématiques
Mme Marie Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation pharmaceutique et économie de la santé
Mme Elizabeth CHOSSON	Botanique
Mle Cécile CORBIERE	Biochimie
M. Eric DITTMAR	Biophysique
Mme Nathalie DOURMAP	Pharmacologie
Mle Isabelle DUBUC	Pharmacologie
Mme Roseline DUCLOS	Pharmacie Galénique
M. Abdelhakim ELOMRI	Pharmacognosie
M. François ESTOUR	Chimie Organique
M. Gilles GARGALA (MCU-PH)	Parasitologie
Mme Najla GHARBI	Chimie analytique
Mle Marie-Laure GROULT	Botanique
M. Hervé HUE	Biophysique et Mathématiques
Mme Laetitia LE GOFF	Parasitologie Immunologie
Mme Hong LU	Biologie
Mme Sabine MENAGER	Chimie organique
Mme Christelle MONTEIL	Toxicologie
M. Mohamed SKIBA	Pharmacie Galénique
Mme Malika SKIBA	Pharmacie Galénique
Mme Christine THARASSE	Chimie thérapeutique
M. Rémi VARIN (MCU-PH)	Pharmacie Hospitalière
M. Frédéric ZIEGLER	Biochimie

PROFESSEUR ASSOCIE

Mme Sandrine **PANCHOU**

Pharmacie Officinale

PROFESSEUR CONTRACTUEL

Mme Elizabeth **DE PAOLIS**

Anglais

ATTACHE TEMPORAIRE D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE

M. Mazim **MEKAOUI**

Chimie Analytique

Mlle Virginie **OXARAN**

Microbiologie

M. Romy **RAZAKANDRAINIBE**

Parasitologie

III – MEDECINE GENERALE

PROFESSEURS

M. Jean-Loup **HERMIL**

UFR

Médecine générale

PROFESSEURS ASSOCIES A MI-TEMPS :

M. Pierre **FAINSILBER**

UFR

Médecine générale

M. Alain **MERCIER**

UFR

Médecine générale

M. Philippe **NGUYEN THANH**

UFR

Médecine générale

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS :

M Emmanuel **LEFEBVRE**

UFR

Médecine générale

Mme Elisabeth **MAUVIARD**

UFR

Médecine générale

Mme Marie Thérèse **THUEUX**

UFR

Médecine générale

CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS : Mme Véronique DELAFONTAINE

HCN - Hôpital Charles Nicolle

CB - Centre HENRI BECQUEREL

CRMPR - Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation

HB - Hôpital de BOIS GUILLAUME

CHS - Centre Hospitalier Spécialisé du Rouvray

LISTE DES RESPONSABLES DE DISCIPLINE

Melle Cécile BARBOT	Chimie Générale et Minérale
M. Thierry BESSON	Chimie thérapeutique
M. Roland CAPRON	Biophysique
M Jean CHASTANG	Mathématiques
Mme Marie-Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation, Economie de la Santé
Mle Elisabeth CHOSSON	Botanique
M. Jean-Jacques BONNET	Pharmacodynamie
Mme Isabelle DUBUS	Biochimie
M. Loïc FAVENNEC	Parasitologie
M. Michel GUERBET	Toxicologie
M. Olivier LAFONT	Chimie organique
Mme Isabelle LEROUX-NICOLLET	Physiologie
Mme Martine PESTEL-CARON	Microbiologie
Mme Elisabeth SEGUIN	Pharmacognosie
M. Mohamed SKIBA	Pharmacie Galénique
M. Philippe VERITE	Chimie analytique

ENSEIGNANTS MONO-APPARTENANTS

MAITRES DE CONFERENCES

M. Sahil ADRIOUCH	Biochimie et biologie moléculaire (Unité Inserm 905)
Mme Gaëlle BOUGEARD-DENOYELLE	Biochimie et biologie moléculaire (UMR 1079)
Mme Carine CLEREN	Neurosciences (Néovasc)
Mme Pascaline GAILDRAT	Génétique moléculaire humaine (UMR 1079)
M. Antoine OUVRARD-PASCAUD	Physiologie (Unité Inserm 1096)
Mme Isabelle TOURNIER	Biochimie (UMR 1079)

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

M. Serguei FETISSOV	Physiologie (Groupe ADEN)
Mme Su RUAN	Génie Informatique

Remerciements

A Monsieur le Professeur Jean-Nicolas DACHER, vous me faites l'honneur de présider ce jury de thèse et je vous en remercie chaleureusement.

Je tenais à vous remercier de m'avoir transmis votre passion pour l'imagerie cardiovasculaire et de m'avoir soutenu tout au long de mon internat. Je suis très heureux de pouvoir continuer à travailler avec vous.

A Monsieur le Docteur Jérôme CAUDRON, qui me fait l'honneur de diriger ce travail.

Je pourrais te remercier pour tellement de choses mais je tenais à t'exprimer mon admiration pour ton travail et ta détermination, je suis sûr que ces deux prochaines années seront parfaites pour nos nombreux projets. Enfin, merci pour ces weekends à relire tous ces examens (qualité de la reconstruction automatique.....0!).

A Monsieur le Professeur Emmanuel GERARDIN qui me fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.

Je te remercie pour le stage précédent, pour nos discussions finissant tard le soir, pour avoir accepté que je rallonge les vacances avec mes séquences. Je suis très heureux d'avoir des protocoles de recherche en commun avec toi afin que nous puissions encore travailler ensemble.

A Monsieur le Professeur Fabrice BAUER qui me fait l'honneur de juger ce travail après l'avoir déjà fait en Anglais ! Merci de m'avoir accueilli au laboratoire d'échocardiographie et de m'avoir appris tant de choses. Merci pour tous vos conseils et votre expertise en recherche biomédicale. J'espère que nos nombreux protocoles de recherche aboutiront durant ces prochaines années.

A Monsieur le Docteur Jean-Pierre LESTRAT, qui n'a malheureusement pas pu être présent dans ce jury. Je tenais à te remercier pour ta présence, ta disponibilité et la transmission de tes connaissances en imagerie vasculaire durant tout mon internat.

A Madame le Professeur Hélène ELTCHANINOFF, qui n'a malheureusement pas pu faire partie de ce jury. Je tenais à vous remercier de m'avoir accueilli dans votre service et j'espère pouvoir continuer à travailler avec vous dans le futur.

A Monsieur Mickael BUBENHEIM qui a réalisé l'ensemble des biostatistiques de cette étude. Je tenais à vous remercier pour votre grande disponibilité et votre patience à mon égard. Nous avons tant de projets en commun et encore tellement d'autres à venir! Merci encore.

A Madame Annick TRONIOU qui a réussi à retrouver la totalité des caractéristiques cliniques des patients de cette étude. Merci pour ta gentillesse et ta bonne humeur permanente.

A Monsieur Jean-Marc BARTHIER pour avoir financé la présentation et l'impression de ce travail.

Au Professeur Christian THUILLEZ et au Docteur Vincent RICHARD pour m'avoir beaucoup soutenu pour le poste d'Assistant Recherche. Je suis très honoré de venir travailler dans votre laboratoire.

Au Professeur Céline SAVOYE-COLLET, merci pour votre gentillesse et la transmission de vos connaissances en imagerie digestive. Merci de m'avoir autant soutenu lorsque j'étais aux urgences.

Aux Docteurs Jean-Pierre LOUVEL, Jacqueline HENRY et Alain JANVRESSE, qui m'ont accueilli pour la deuxième fois dans leur service au cours de ces six derniers mois. C'est toujours un plaisir de travailler avec vous et j'espère que vous continuerez tous les trois à exercer encore de nombreuses années !

Au Docteur Anne GENEVOIS, je suis très heureux d'avoir pu bénéficier de votre œil expert et votre disponibilité durant ces cinq années d'internat.

Au Professeur Patrick LE DOSSEUR et au Docteur Danièle EURIN, je suis très heureux d'avoir pu vous connaître et de bénéficier de vos derniers mois en Radiopédiatrie.

Aux Docteurs Cécile MARTIN, Paul MICHELIN, Jean-Baptiste ROSET, Eléonore TOLLARD, Guillaume PEROT, Edith KOENING, Pierre-Hugues VIVIER, Nathalie PIROT et Erick CLAVIER.

A toute l'équipe de Radiologie et de Neurologie du CHR du Havre.

A toute l'équipe du laboratoire d'échographie cardiaque et du service de cardiologie du CHU de Rouen en général. Merci à Dimitri, Bertrand et Baptiste de m'avoir accueilli et appris la pratique de cet examen.

A Clément, devenu un coureur de demi-fond kenyan et que je suis très heureux d'avoir eu à mes cotés durant tout mon internat.

A Valentin a.k.a le Martin Scorsese de Rouen, qui dévore des deep dish pizzas plus vite que son ombre. Je suis très heureux que l'on fasse partie de la même équipe pour ces deux prochaines années. J'espère pouvoir continuer à explorer ton arche bovine dans l'IRM !

A Antoine et Stéphane, militants du mariage pour tous avant l'heure. Merci de m'avoir offert le petit Gustave et j'espère que la base Mask que tu es en train de construire sera à la hauteur de tes espérances.

A tous mes cointernes avec qui j'ai eu la chance de partager mon internat : Valérie, Carla, Asmaa, Laurence, Alexandre, Gregory, Adrien et les autres.

A Yohan, qui est pas mal non plus concernant les deep dish pizzas. Merci pour toutes ces heures passées sur le 4D Flow.

A tous les manipulateurs de Charles-Nicolle, de Bois Guillaume et du Havre. Je n'aurais pas assez de place pour tous vous remercier mais je tenais à vous exprimer ma sincère gratitude pour toutes les choses que vous avez pu m'apprendre durant ces cinq ans.

A toutes les secrétaires de Charles-Nicolle, de Bois Guillaume et du Havre. Merci pour votre gentillesse et votre bonne humeur. Merci d'avoir supporté le délai parfois délirant pour la signature des examens !

Plus personnellement je tenais à remercier :

Anne-Charlotte, mon amour, que j'ai eu la chance de rencontrer au Havre. Pour ces quatre, bientôt cinq années de bonheur à deux, puis à deux et demi avec Gustave et maintenant bientôt à 3. Cet internat n'aurait pas été si heureux sans toi.

A mes parents, Olivier et Sylvie, pour tout. Vous avez été et vous êtes toujours des parents formidables. Qui aurait cru que nous nous retrouverions à Rouen pour fêter ma thèse de médecine ?

A mes grands parents Huguette et Bernard. Merci pour votre présence et votre gentillesse depuis le début.

A Isabel, François, Emilie, Julie et aux nouveaux venus : Joseph, Adrien et Arthur. Merci pour tous ces moments passés ensemble depuis si longtemps.

A tous mes cousins et cousines: Caroline, Matthieu, Amaury, Emmanuel et Armelle ainsi que la petite Clara, Cyril et Perrine, Gregory et Aurélie, Sylvain, Axelle et Charlotte.

A tout le reste de ma famille : Doudou et Jean-Michel, Patrick et Ghislaine, Ben et Jean-Louis, Aymeric et Anita.

A tous mes amis d'enfance : Charly, Laurent, Koto, Stevan, Tabué, Antonio, Pierre, Guidcho, Arthur.

A tous mes amis rencontrés à Bichat et retrouvés à Rouen: Alex, Johanns, Emeric, Nathou, Laetitia, Souchon, Serge, Emilie, Jean-Baptiste et Cécile. A Timothée.

A tous ceux qui ne pourront pas lire ce travail mais qui leur est dédié : Arlette et Jean, Pierre, Mémé et la grand-mère.

TABLE DES MATIERES

LISTE DES ABREVIATIONS :	2
INTRODUCTION	3
I – DONNEES DE LA LITTERATURE	4
1/Rétrécissement valvulaire aortique et bilan scannographique pré thérapeutique	4
2/Néphropathie aux produits de contraste iodés (NPCI)	9
3/ Scanner double énergie	10
4/Principe de l'étude	20
II – MATERIELS ET METHODES	21
1/Population	21
2/ Protocoles des scanners et reconstruction des images	21
3/Analyse des données	26
III – RESULTATS	31
IV – DISCUSSION	36
V – LIMITES	42
VI – CONCLUSION	43
VII - REFERENCES	44
ANNEXE 1 : IMAGES EN DECOMPOSITION DE MATERIAU	50
ANNEXE 2: APPROCHES TECHNOLOGIQUES DU SCANNER DOUBLE ENERGIE	54
ANNEXE 3 : ARTICLE EN COURS DE SOUMISSION	58

LISTE DES ABREVIATIONS :

AAIF: Angioscanner Aorto-Ilio-Fémoral.

ASIR: Adaptative Statistical Iterative Reconstruction.

AW®: Advantage Workstation.

BMI: Body Mass Index.

CT: Computed Tomography.

ECG: Electrocardiogramme.

FOV: Field Of View (Champ de vue).

GE®: General Electric.

GSI®: Gemstone Spectral Imaging.

keV: kilo electronvolt

kV: kilovolt.

kVp: kilovolt peak.

mA: milliampère.

MDCT: Multidetector Computed Tomography.

MIP: Maximum Intensity Projection.

MPR: Multi Planar Reconstructions.

ms: milliseconde.

NPCI : Néphropathie aux Produits de Contraste Iodés.

PCI : Produit de Contraste Iodé.

sec : seconde.

TAVI: Transcatheter Aortic Valve Implantation.

INTRODUCTION

Le bilan scannographique avant implantation de valve aortique par voie percutanée (TAVI) nécessite un examen en deux temps pour un bilan anatomique précis des structures cardiaques et aorto-ilio-femorales afin de planifier la taille de la valve et la voie d'acheminement. Cet examen en deux temps peut nécessiter deux injections de produit de contraste iodé (PCI). Cette double injection est problématique car la population concernée par le TAVI est principalement une population âgée avec des dysfonctions rénales fréquentes.

Le scanner double énergie est une technologie récente basé sur une acquisition avec deux faisceaux d'énergie différente. Il a été démontré que, grâce à cette technique, on pouvait économiser jusqu'à 50% de la dose d'iode injectée pour un angioscanner.

Après un rappel sur le bilan scannographique pré TAVI et les bases physiques du scanner double énergie, cette étude s'intéressera à l'impact sur la qualité de l'image (qualitativement et quantitativement) ainsi que sur la dose d'irradiation entre des protocoles d'angioscanner aorto-ilio-fémoraux pré TAVI, réalisés sur un mode standard versus un mode double énergie avec réduction de 50% de la dose d'iode.

I – DONNEES DE LA LITTERATURE

1/Rétrécissement valvulaire aortique et bilan scannographique pré thérapeutique

Le rétrécissement aortique est la valvulopathie la plus fréquente et le rétrécissement aortique serré a une forte prévalence dans la population âgée¹.

Le remplacement valvulaire aortique chirurgical reste le traitement de référence mais le remplacement valvulaire aortique par voie transcutanée (TAVI =*Transcatheter Aortic Valve Implantation*) est une alternative dans cette population à haut risque²⁻⁴ (un tiers des patients présente une contre indication à la chirurgie ou la refuse⁵).

Le TAVI peut être réalisé par voie transfémorale, aortique ou transapicale. Un bilan anatomique précis à la fois cardiaque et aorto-ilio-fémoral doit être réalisé avant cette procédure. Ce bilan est basé sur l'échocardiographie, le scanner et l'angiographie conventionnelle.

Le bilan scannographique doit fournir deux types d'informations anatomiques nécessaires à la décision thérapeutique (c'est-à-dire la taille de la valve et la voie d'acheminement) :

1. Anatomie des structures cardiaques⁶⁻¹⁰ : taille de l'anneau aortique, distances anneau - ostia coronaires et épaisseur du bourrelet sous aortique (Figure 1 page 6) ainsi que les diamètres de l'aorte thoracique (Figure 2 page 7).
2. Anatomie de l'aorte abdominale et des axes ilio-fémoraux⁹⁻¹¹ : athérosclérose, tortuosité, diamètres minimaux de chaque segment artériel (Figure 3 page 8).

L'acquisition du scanner cardiaque, synchronisé à l'ECG, est préférentiellement réalisée en mode rétrospectif dans cette indication afin de pouvoir réaliser une étude cinétique de la valve aortique et de s'affranchir au maximum des artefacts liés aux troubles du rythme et/ou de conduction, fréquents chez ces patients âgés. Cette acquisition rétrospective au niveau

cardiaque ne permet pas de réaliser l'acquisition aorto-ilio-fémorale dans le même temps avec les scanners à nombre de détecteurs limités (la majorité des équipements actuels). Il est donc actuellement recommandé^{9,10} de réaliser l'examen en deux temps : un premier scanner cardiaque après injection de produit de contraste iodé (PCI), puis, dans un second temps, un angioscanner aorto-ilio-fémoral (AAIF) qui peut nécessiter une seconde injection de PCI.

Cette double injection de PCI est problématique dans cette population âgée du fait de l'augmentation du risque de la Néphropathie aux Produits de Contraste Iodés (NPCI).

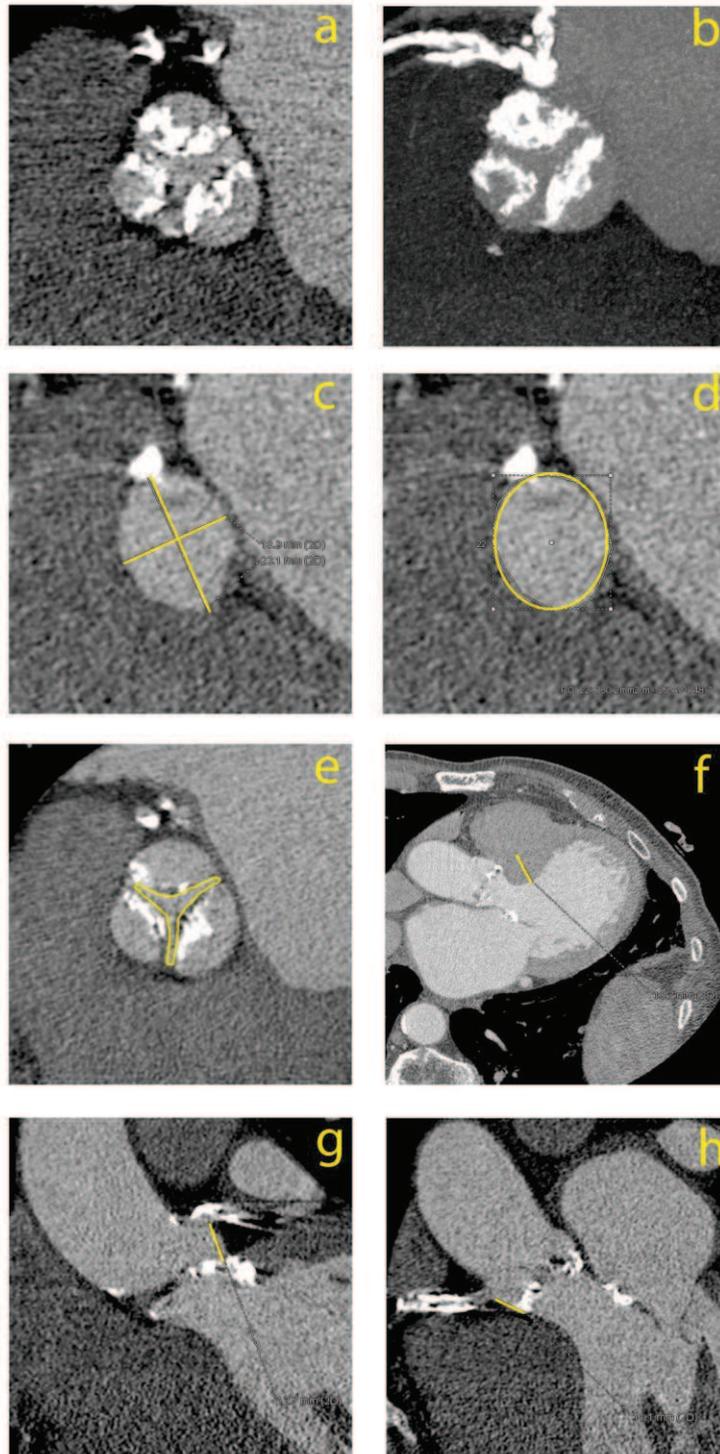


Figure 1 : Angioscanner cardiaque après injection de 65mL de produit de contraste iodé, acquisition en mode rétrospectif. Reconstructions multi planaires (MPR). Mesures représentées en jaune. Coupes axiales centrées sur la valve aortique permettant d’apprécier les calcifications valvulaires [a (coupes natives) et b (coupes épaissies à 10mm en mode MIP)], les diamètres minimum et maximum (c) et la surface (d) de l’anneau aortique ainsi que la surface d’ouverture systolique de la valve aortique (e). Coupe 3 cavités permettant de mesurer l’épaisseur du bourrelet sous aortique (f). Coupe centrées sur les ostia coronaires permettant de mesurer les distances anneau aortique-ostium coronaire gauche (g) et droit (h).

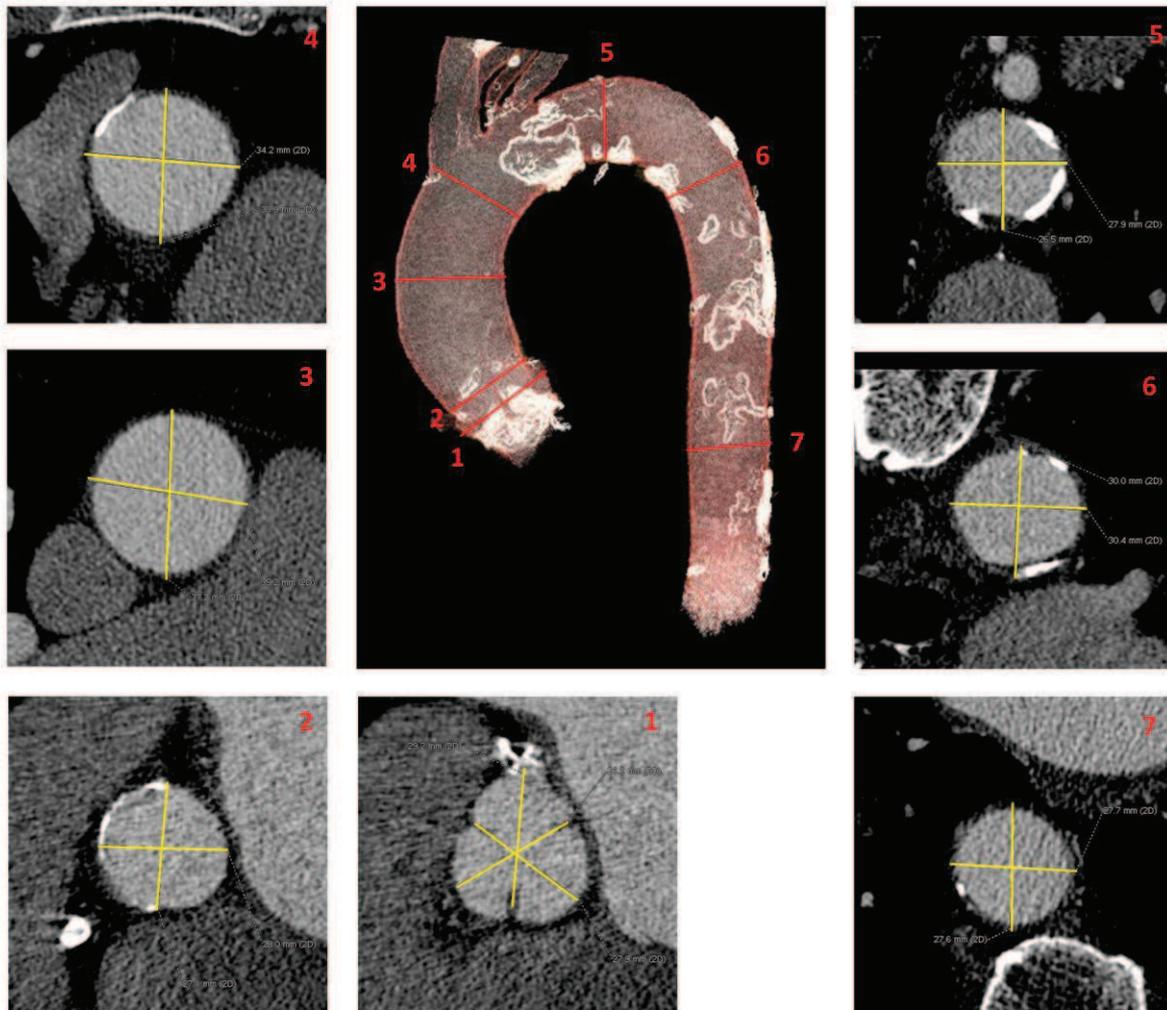


Figure 2 : Angioscanner cardiaque après injection de 65mL de PCI, acquisition en mode rétrospectif. Reconstruction aortique en 3D volume rendering (VR) faisant apparaître l’aorte en rose et les calcifications en blanc. Plans de coupe (1 à 7 en rouge) le long de l’aorte thoracique. Vues MPR double obliques strictement axiales, correspondantes aux plans de coupe et permettant les mesures précises (représentées en jaune) de l’aorte thoracique au niveau : des sinus de Valsalva (1), de la jonction sino tubulaire (2), du tube (3), de la naissance du tronc artériel brachiocéphalique (4), de l’isthme (5), de la portion descendante proximale (6) et distale (7).

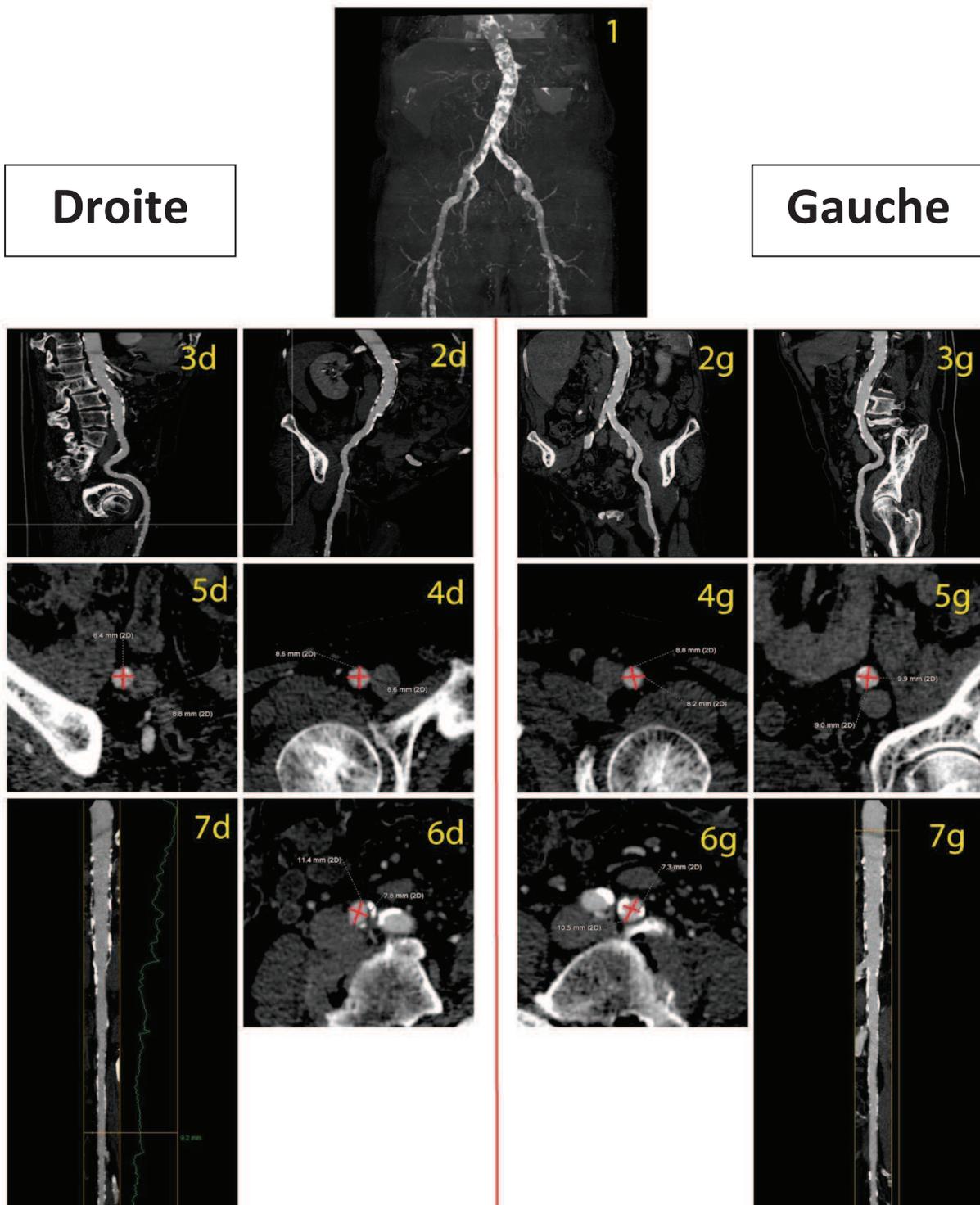


Figure 3 : AAIF après injection de 30 mL de PCI. Reconstruction en 3D MIP (1) permettant d'apprécier les calcifications aorto-ilio-fémorales. Les axes artériels droit et gauche sont reconstruits :

- en mode curviligne (2d et g, 3d et g) afin d'apprécier la tortuosité et afin d'obtenir une vue globale du vaisseau.
- En MPR double obliques strictement axiales (4 à 6 d et g) et linéaires (7d et g) afin de réaliser des mesures précises des diamètres minimum et moyen (en rouge) des points de ponction (4d et g), des artères iliaques externes (5 d et g) et communes (6 d et g).

Ces mesures permettront de valider la voie d'abord trans-fémorale pour l'acheminement de la valve et d'identifier le coté le plus favorable.

2/Néphropathie aux produits de contraste iodés (NPCI)

La NPCI est définie par une augmentation de la créatinine sanguine > 25% de sa valeur de base (ou >44 μ mol/L) dans les 3 jours suivant l'injection de PCI^{12,13}.

C'est un problème difficile car sa physiopathologie n'est pas encore clairement établie¹⁴ (modifications hémodynamiques rénales par vasoconstriction et/ou toxicité tubulaire directe du PCI) et son incidence probablement surestimée¹⁵.

S'il est maintenant admis que la fréquence de survenue de la NPCI augmente lors des injections intra-artérielles de PCI, cela n'a pas été prouvé lors des injections intraveineuses dans la plupart des études réalisées avec un groupe contrôle¹⁶⁻¹⁹.

L'administration intraveineuse de PCI a été identifiée comme un risque de NPCI seulement chez les patients présentant une dysfonction rénale avant l'examen avec injection de PCI²⁰.

Pour ces raisons, la prévention de la NPCI reste encore un enjeu majeur dans la population âgée du fait de dysfonctions rénales fréquentes et de la multiplication des examens scannographiques chez ces patients. De plus, les patients âgés sont plus concernés par la néphroprotection que par la radioprotection.

Une des possibilités actuellement utilisée afin de réduire la quantité d'iode injectée est de réaliser les scanners en mode double énergie.

3/ Scanner double énergie

Il convient de définir les termes utilisés en scanner :

- Le kilovoltage (kV) est la tension appliquée au tube de rayons X.
- Le rayonnement photonique polychromatique est le seul rayonnement physiquement productible par les tubes utilisés en radiographie conventionnelle ou en scanner. Ce faisceau polychromatique est donc composé d'une multitude de photons d'énergies différentes. Le kilovolt peak (kVp) est l'énergie maximale d'un faisceau de rayons X polychromatique (Figure 4 page 12)).
- Le kilo-électron-volt (keV) est l'unité de mesure de l'énergie des photons X. L'énergie maximale d'un faisceau de rayons X est représentée par le kVp (voir ci-dessus). L'énergie moyenne des photons d'un faisceau à 80kVp est à peu près égale à 52keV et celle d'un faisceau à 140kVp est à peu près égale à 72keV.
- L'effet photoélectrique est le phénomène physique entraînant l'atténuation des photons de basses énergies par un élément (contrairement à l'effet Compton, à l'origine du rayonnement diffusé et qui prédomine aux hautes énergies). Il correspond à l'éjection d'un électron d'une couche électronique par un photon X, entraînant un réarrangement électronique et l'émission d'un photon de fluorescence²¹ (Figure 5 page 12). L'atténuation par effet photoélectrique varie selon

la formule : $\frac{k \times d \times Z^3}{E^3}$ 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.

- Le k-edge est le pic d'atténuation d'un élément soumis à un faisceau de rayon X, au niveau d'énergie immédiatement supérieure à celui de la couche électronique k de cet élément (couche électronique la plus proche du noyau et présentant l'énergie de liaison la plus élevée). Chaque élément possède donc une valeur de k-edge (Figure 6 page 14), par exemple celui de l'iode est égal à 33.2keV. Plus l'énergie de photons approche le k-edge d'un élément, plus cet élément absorbera les photons et donc, plus l'atténuation sera importante.

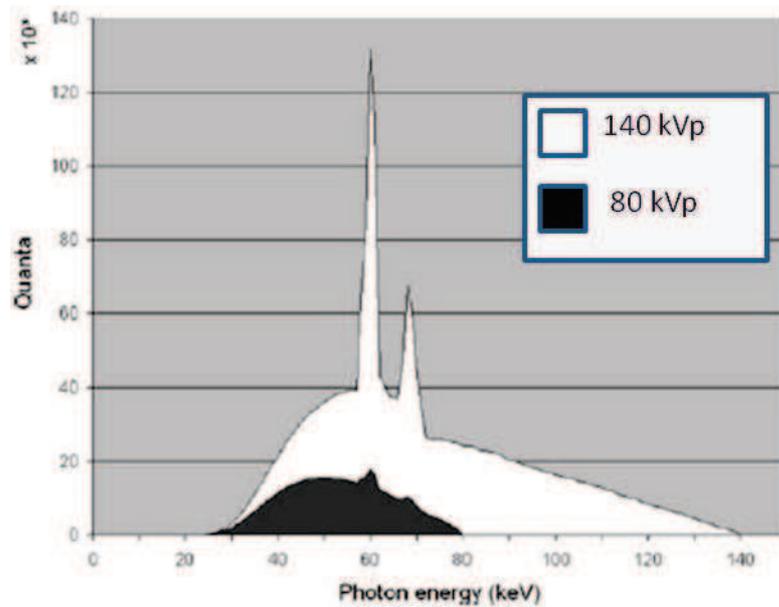


Figure 4 : Deux spectres polychromatiques à 140 et 80 kVp c'est-à-dire un flux de photons (Quanta) en fonction de leur énergie (keV)²². Chaque spectre est en réalité composé de deux spectres traduisant deux phénomènes physiques différents au niveau du tube : un spectre continu, parabolique, correspondant au rayonnement de freinage et un spectre de raies (2 pics) correspondant au rayonnement de fluorescence.

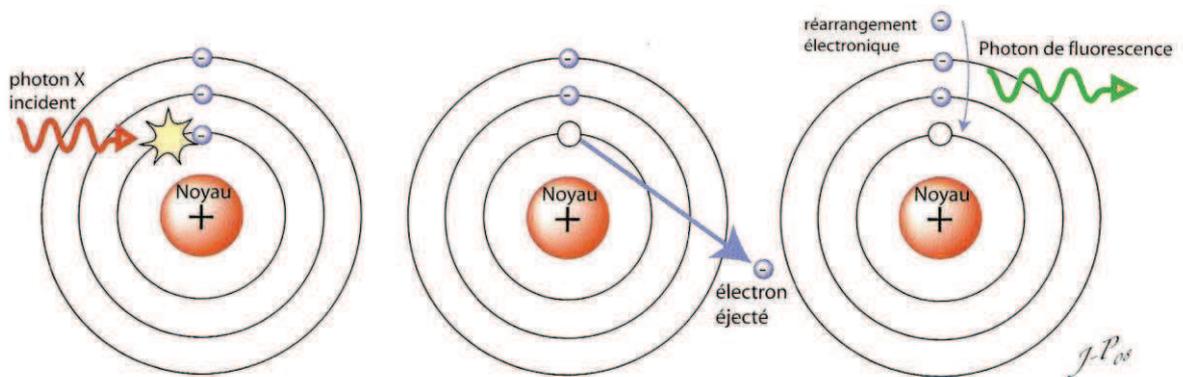


Figure 5 : Représentation de l'effet photoélectrique²³. Les photons X incidents éjectent un électron (ici un électron de la couche k). L'atome est ainsi ionisé et excité entraînant un réarrangement électronique et l'émission d'un photon de fluorescence.

La couche électronique k est celle la plus proche du noyau et les électrons appartenant à cette couche ont l'énergie de liaison la plus élevée.

Le scanner double énergie (ou scanner spectral) est une technique scannographique, évaluée depuis la fin des années 1970²⁴⁻²⁹ et disponible commercialement depuis la fin des années 2000^{22,30}, basée sur la capacité à différencier des structures au sein d'un voxel en utilisant deux faisceaux de rayons X d'énergies différentes (80 et 140kVp)³¹. Les éléments soumis à un faisceau de rayons X n'atténuent pas les photons de manière équivalente suivant l'énergie des photons incidents (Figure 6 page 14).

Du fait de la différence d'atténuation en fonction de l'énergie du faisceau, le scanner va pouvoir déterminer la concentration d'un élément dans un voxel (Figure 7 page 15).

K Edges and Atomic Numbers of Physiologic Substances and Contrast Agents

Substance	K Edge (keV)	Atomic Number (Z)
Hydrogen	0.01	1
Carbon	0.28	6
Nitrogen	0.40	7
Oxygen	0.53	8
Calcium	4.00	20
Iodine	33.20	53
Barium	37.45	56
Gadolinium	50.20	64

$$\mu = \frac{k \times d \times Z^3}{E^3}$$

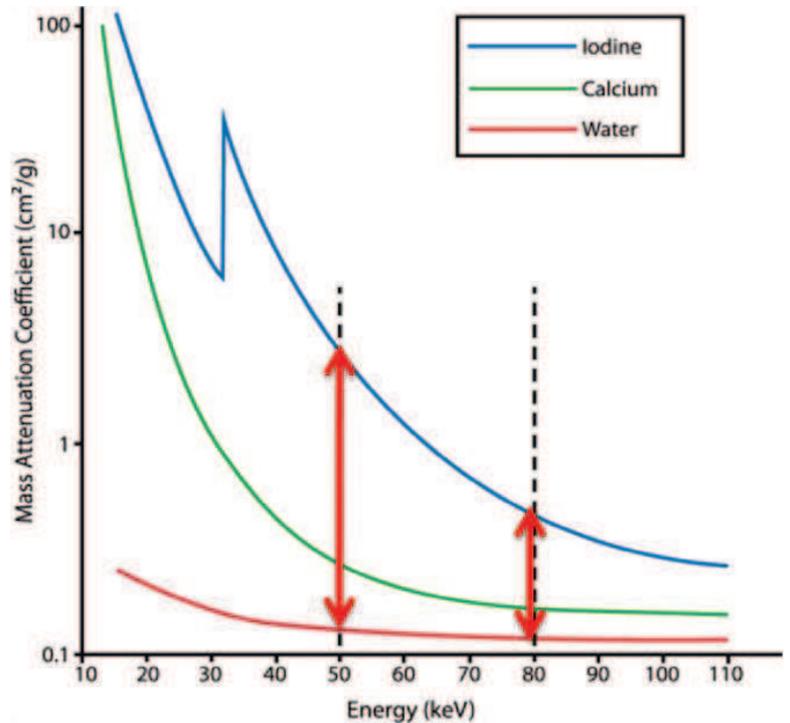


Figure 6 : Atténuation des photons X par les différents éléments :

- A gauche³¹ : Numéros atomiques et k-edges de différents éléments. Selon la formule d'atténuation par effet photoélectrique ($\mu = (k \times d \times Z^3)/E^3$), les produits de contraste iodés:
 - vont plus atténuer que les tissus mous (hydrogène, carbone..) du fait d'un numéro atomique Z plus élevé.
 - Verront leur atténuation augmenter avec la diminution de l'énergie des photons incidents (E)
- A droite³² : graphique représentant l'atténuation de l'iode, du calcium et de l'eau en fonction de l'énergie des photons³². Les deux barres verticales en pointillé représentent grossièrement l'énergie moyenne des photons des deux hélices à 80kVp (Emoy = 50 keV environ) et à 140kVp (Emoy = 80keV environ). Le pic d'atténuation de l'iode (33,2keV) est représenté (pic d'atténuation de la courbe bleue). Il existe une plus grande différence d'atténuation entre l'iode et l'eau à 50keV qu'à 80keV (doubles flèches rouges), base de la différenciation entre ces deux structures par le scanner double énergie.

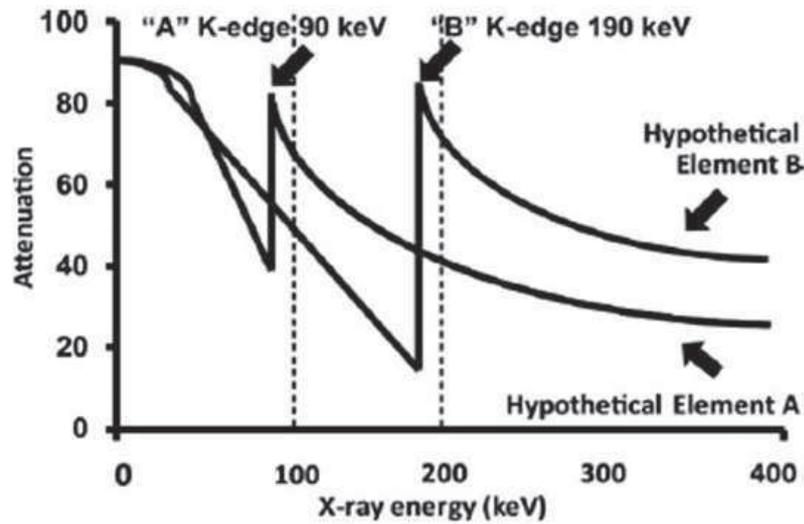


Figure 7 : Principe de la différenciation entre les structures par le scanner double énergie³¹.

- Soit deux éléments A et B ayant un pic d'atténuation (k edge) égal à 90 keV (élément A) et 190 keV (élément B) et quatre solutions contenant ces deux éléments dans des concentrations inconnues. On soumet ces quatre solutions à deux hélices d'énergie différentes, proches du pic d'atténuation de chaque élément (100 et 200 kVp).
- La solution 1 n'est atténuée ni à 100, ni à 200 kVp elle ne contient donc pas d'élément A ou B.
- La solution 2 est atténuée plus à 200 qu'à 100kVp, elle contient donc plus d'élément B que d'élément A
- La solution 3 est atténuée plus à 100 qu'à 200kVp elle contient donc plus d'élément A que d'élément B.
- La solution 4 est atténuée autant à 100 qu'à 200 kVp, elle contient donc les deux éléments A et B à concentrations égales.

Cette capacité à différencier les structures va permettre, après un post traitement des données, de présenter deux types d'images :

- Les images dites « en décomposition de matériaux », images qui n'ont pas été utilisées dans cette étude. Pour plus d'informations, merci de vous référer à l'Annexe 1 page 50.
- Les images dites « monochromatiques », c'est-à-dire comme si le faisceau qui traversait le patient était monochromatique (ce sont donc des images virtuelles car on a vu qu'un tube à rayon X ne pouvait générer que des faisceaux polychromatiques). L'intérêt de ce faisceau « monochromatique » est double :
 1. Ce faisceau génère moins d'artefacts que le faisceau polychromatique, notamment moins d'artefacts de renforcement de faisceau et permet des mesures des nombres scannographiques plus précises et plus reproductibles³³.
 2. On va pouvoir faire varier, en post traitement, l'énergie de ce faisceau virtuel entre 40 à 140keV. Sachant que le pic d'absorption de l'iode (k-edge) est égal à 33.2keV, plus on approchera de cette valeur, plus l'atténuation de l'iode sera importante³⁴⁻³⁶ (Figure 8 page 18 et Figure 9 page 19).

Grace à ces propriétés il a été montré que l'on pouvait réduire de 50% la quantité d'iode injectée lors de la réalisation des angioscanners en utilisant le mode double énergie³⁷. En effet, on compense, en post traitement, la diminution de la quantité d'iode injectée par une diminution de l'énergie du faisceau, et de ce fait, on augmente le contraste de l'iode.

Si la diminution de l'énergie du faisceau augmente le contraste de l'iode, elle entraîne également une augmentation du bruit de l'image, ce qui constitue la principale limite de cette technique (Figure 9 page 19).

On ne peut donc pas trop diminuer l'énergie du faisceau en post traitement, et le meilleur compromis, afin d'assurer un rapport signal/bruit acceptable pour le diagnostic, semble être de choisir un niveau d'énergie de 60keV³⁸.

Plusieurs constructeurs proposent la technologie double énergie. Le scanner utilisé au CHU de Rouen est appelé « single source dual energy CT » car il est composé d'un seul tube avec switch ultrarapide du voltage entre 80 et 140kVp. Pour de plus amples informations sur les différentes possibilités technologiques, vous pouvez vous référer à l'Annexe 2 page 54.

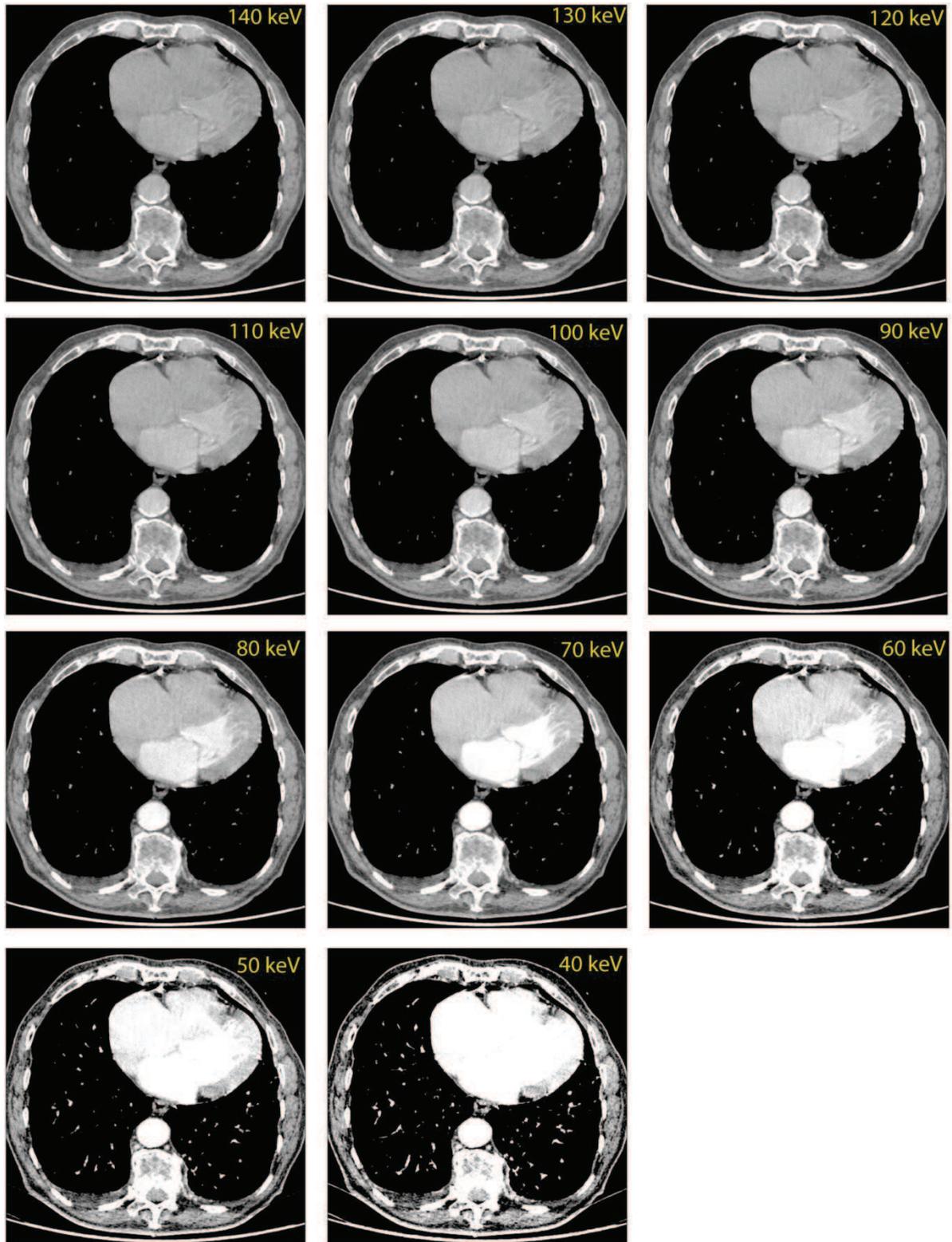


Figure 8 : AAIF en mode double énergie après injection de 30cc de PCI (courant = 375mA). Coupe axiale passant par les cavités cardiaques et l'aorte thoracique descendante. Représentation de la variabilité des images en fonction du choix des keV. Les keV sont diminués de 10 en 10 entre les deux valeurs extrêmes accessibles en pratique clinique c'est à dire de 140 à 40 keV. Plus les keV diminuent, plus le signal de l'iode (contenu dans l'aorte thoracique descendante, les cavités cardiaques et les vaisseaux pulmonaires) augmente.

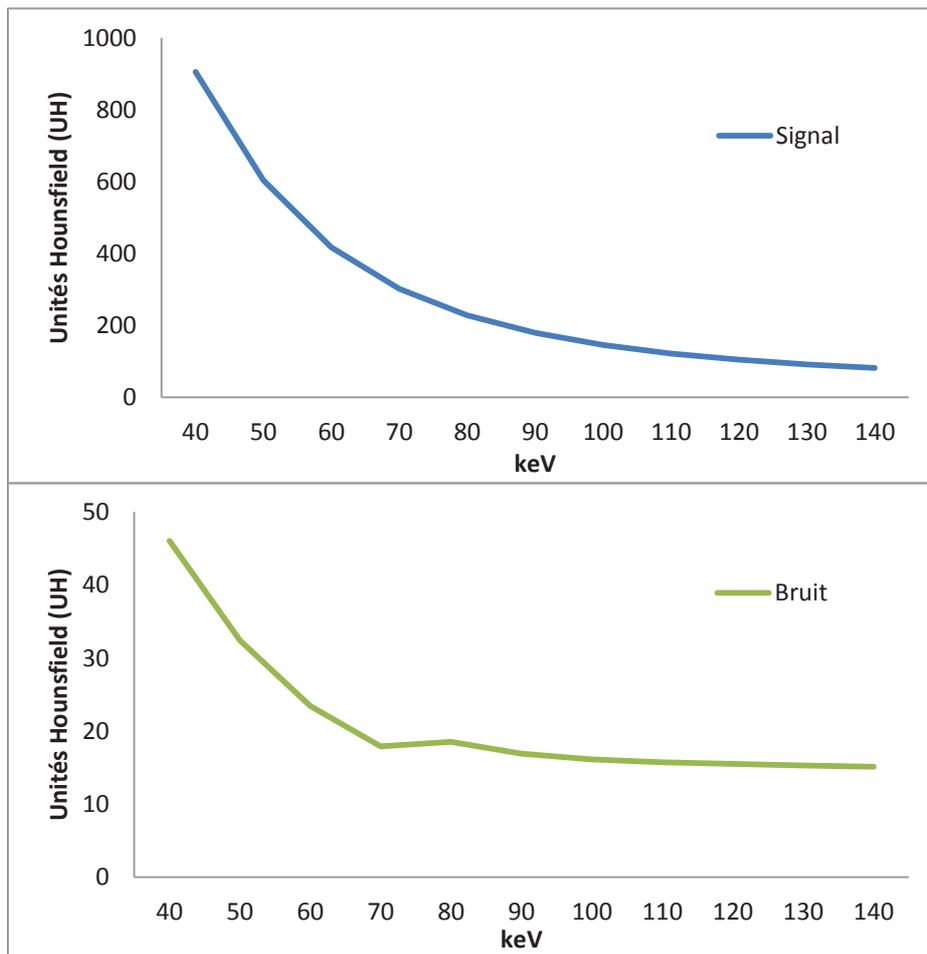
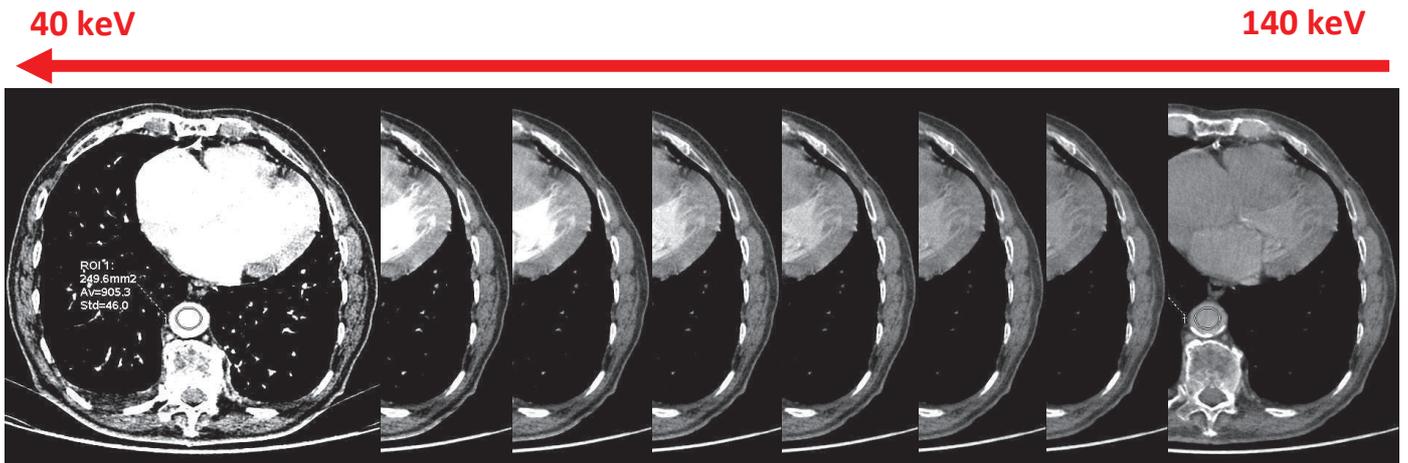


Figure 9: AAIF après injection de 30cc de PCI en mode double énergie (courant = 375mA). Coupe axiale passant par les cavités cardiaques et l'aorte thoracique descendante. Région d'intérêt (ROI) placée dans l'aorte thoracique descendante. Evolution du signal (moyenne des nombres scannographiques en unités Hounsfield (UH) en fonction des keV. Plus les keV diminuent, plus le signal de l'iode augmente, tout d'abord de manière proportionnelle jusqu'à environ 70 keV, puis de manière exponentielle à mesure que l'on s'approche du k-edge de l'iode (33.2keV). Cependant le bruit de l'image évolue de la même manière, compliquant le choix des keV pour la reconstruction.

4/Principe de l'étude

Nous avons vu :

1. L'importance de limiter la quantité d'iode injectée chez les sujets âgés et l'intérêt du scanner double énergie pour la réduction de la dose d'iode.
2. Qu'un bilan scannographique pré TAVI se fait en deux temps avec deux injections de PCI: un scanner cardiaque en mode rétrospectif puis un AAIF.

L'acquisition d'un scanner cardiaque rétrospectivement synchronisé à l'ECG n'étant pas encore réalisable en mode double énergie, seul l'AAIF peut être actuellement réalisé en mode double énergie.

L'objectif de l'étude est de comparer qualitativement et quantitativement la qualité des images ainsi que la dose d'irradiation des AAIF dans le cadre des bilans pré TAVI, réalisés en mode standard versus en mode double énergie avec réduction de la dose d'iode.

II – MATERIELS ET METHODES

Cette étude rétrospective a été approuvée par le Comité de Protection des Patients (CPP) Nord-Ouest I. Tous les matériaux étaient commercialement disponibles et aucun des auteurs n'a reçu de rémunération pour cette étude.

1/Population

Entre Août 2012 et Février 2013, 191 patients présentant un rétrécissement aortique serré (diagnostic clinique et échocardiographique) et présentant une contre indication à la chirurgie ont été adressés en radiologie pour un bilan scannographique pré TAVI.

2/ Protocoles des scanners et reconstruction des images

Tous les examens ont été réalisés sur le scanner Discovery 750 HD MDCT (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA). Le même produit de contraste (Iohexol 350mg/ml) a été utilisé chez tous les patients.

Un examen en deux temps a été réalisé :

1. Premièrement, un angioscanner cardiaque rétrospectivement synchronisé à l'ECG après injection de 65mL de PDC a été réalisé à chaque patient. Cette partie de l'examen n'a pas été analysée dans cette étude.
2. Dans un second temps, dans les 2 minutes suivant l'angioscanner cardiaque, un AAIF a été réalisé après une nouvelle injection de PDC. La technique du « bolus tracking » a été utilisée pour déterminer le timing optimal d'acquisition (ROI placée dans l'aorte thoracique descendante avec un seuil de 150 Unités Hounsfield).

Trois groupes ont été identifiés selon les protocoles des AAIF qui ont évolués dans le temps avec les recommandations et les évolutions technologiques (Figure 10 page 23 et Table 1 page 24):

1. **Groupe standard** : pendant la première période (Août à Décembre 2011) l'AAIF était réalisé après injection de 65mL de PDC en mode standard polychromatique.
2. **Groupe Spectral 600 (S600)** : Après qu'il ait été montré que les angioscanners réalisés en mode double énergie permettaient d'économiser jusqu'à 50% de la quantité d'iode injectée³⁷, durant la seconde période (Décembre 2011 à Août 2012), l'AAIF était réalisé après injection de 30mL de PDC en mode double énergie à 600 milliampères (mA) (les mA n'étaient pas modifiables à cette époque).
3. **Groupe Spectral 375 (S375)** : durant la dernière période (Aout 2012 à Février 2013), une amélioration technologique a permis de réduire les mA à 375mA en mode double énergie ; réduisant ainsi l'irradiation des patients, comme le recommandent les société savantes^{39,40}. Ainsi, durant cette période, l'AAIF était réalisé après injection de 30mL en mode double énergie à 375mA.

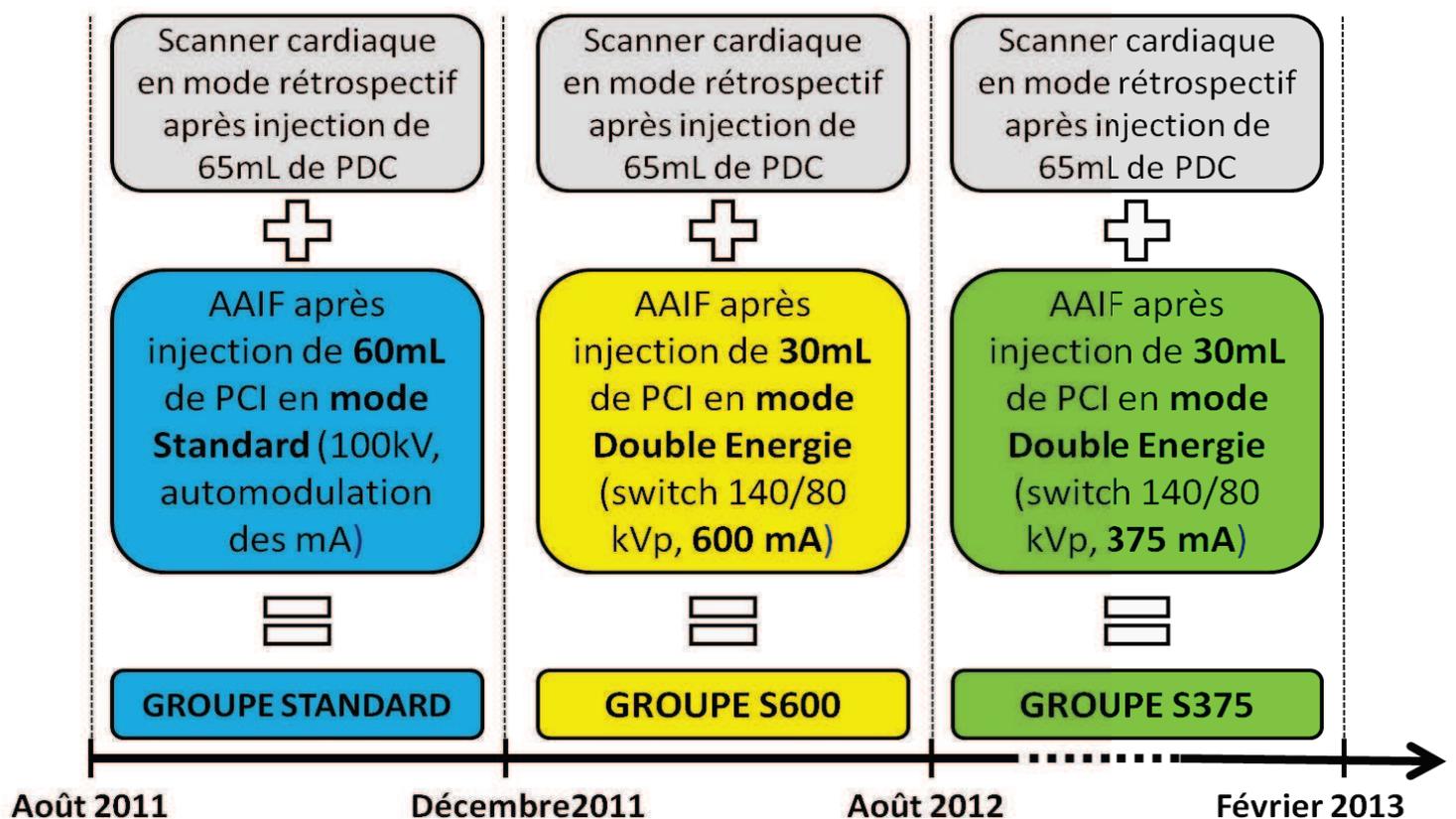


Figure 10 : Evolution du protocole du bilan scannographique pré TAVI en fonction du temps.

Le protocole de l'angioscanner cardiaque est resté le même quelque soit la période tandis que le protocole de l'angioscanner aorto-ilio-fémoral (AAIF) a évolué selon les recommandations et les évolutions technologiques, permettant d'identifier trois groupes : Standard, S600 et S375.

	Standard	S600	S375
Protocole d'Acquisition			
Mode d'acquisition	Standard	Double énergie	Double énergie
Voltage (kVp)	100 kVp	Switch 140/80kVp	Switch 140/80kVp
Courant (mA)	Modulation automatique	600 mA	375 mA
Temps de rotation (sec)	0.7	0.6	0.6
Pitch (mm)	0.984	0.984	0.984
Collimation (mm)	0.625	0.625	0.625
Protocole d'injection			
Volume (mL)	60	30	30
Concentration (mg/mL)	350	350	350
Débit (mL/sec)	4	3	3
Protocole de reconstruction			
keV	Non applicable	60	60
Algorithme	60% rétroprojection filtrée / 40% ASIR	60% rétroprojection filtrée / 40% ASIR	60% rétroprojection filtrée / 40% ASIR

Table 1 : Protocoles d'acquisition, d'injection et de reconstruction de l'angioscanner arto-ilio-fémoral avant TAVI selon les trois groupes.

Note : ASIR = Adaptive Statistical Iterative Reconstruction.

Les patients ont été exclus de l'analyse si :

1. Ils n'avaient pas reçu la quantité exacte de PCI que ce soit pour le scanner cardiaque (65mL pour tous les groupes) ou pour l'AAIF (60mL dans le groupe standard et 30mL dans les groupes S600 et S375) : trois patients présentant un BMI >35 chez qui a été prescrite une plus grande quantité d'iode, 14 patients dont la quantité d'iode injectée n'a pu être retrouvée dans les dossiers médicaux et 4 patients présentant un antécédent d'allergie au PCI habituel chez qui il a été prescrit un autre PCI.
2. Ils n'avaient pas reçu d'injection de PCI du fait d'une insuffisance rénale sévère (Clairance de la créatinine <30ml/min selon la formule MDRD) : 9 patients.

Au total, 161 patients ont pu être inclus dans l'analyse : 52 patients dans le groupe standard, 48 dans le groupe S600 and 61 dans le groupe S375.

Les images du groupe standard ont été reconstruites selon un algorithme standard. Les images des groupes S600 et S375 ont été reconstruites avec un logiciel dédié (Gemstone Spectral Imaging GSI®, GE Healthcare) à un niveau d'énergie de 60keV, comme recommandé³⁸.

3/Analyse des données

Tous les examens ont été retrouvés dans le PACS hospitalier.

Toutes les données ont été anonymisées et les informations habituellement accessibles au radiologue effacées afin que les lecteurs ne puissent pas savoir quel protocole avait été réalisé. Les images ont été analysées avec un programme d'imagerie vasculaire dédié (AW 4.4-4.5, Advantage WorkStation, GE Healthcare).

Deux lecteurs, avec respectivement 4 et 8 ans d'expérience en imagerie cardiovasculaire, ont analysé les images (qualitativement et quantitativement) en consensus. Un troisième lecteur avec 15 ans d'expérience en imagerie cardiovasculaire tranchait en cas de désaccord.

Analyse quantitative des données :

L'intensité du signal (moyenne des nombres scannographiques en Unité Hounsfield (UH)) et le bruit (déviations standard des nombres scannographiques en UH) ont été mesurés dans sept segments artériels : artères fémorales communes droite et gauche, artères iliaques externes droite et gauche, artères iliaques communes droite et gauche et aorte abdominale sous rénale. La moyenne du signal et du bruit des sept segments artériels ont été calculés chez tous les patients.

L'intensité du signal au niveau du muscle psoas gauche et le bruit dans l'air ont également été mesurés.

La méthode de ces mesures est décrite dans la Figure 11 page 27.

Le rapport signal/bruit (SNR=signal to noise ratio) et le rapport contraste/bruit (CNR=contrast to noise ratio) ont été mesurés comme suit :

- $SNR = \text{moyenne du signal} / \text{moyenne du bruit}$
- $CNR = (\text{moyenne du signal} - \text{signal dans le muscle psoas gauche}) / \text{moyenne du bruit}$

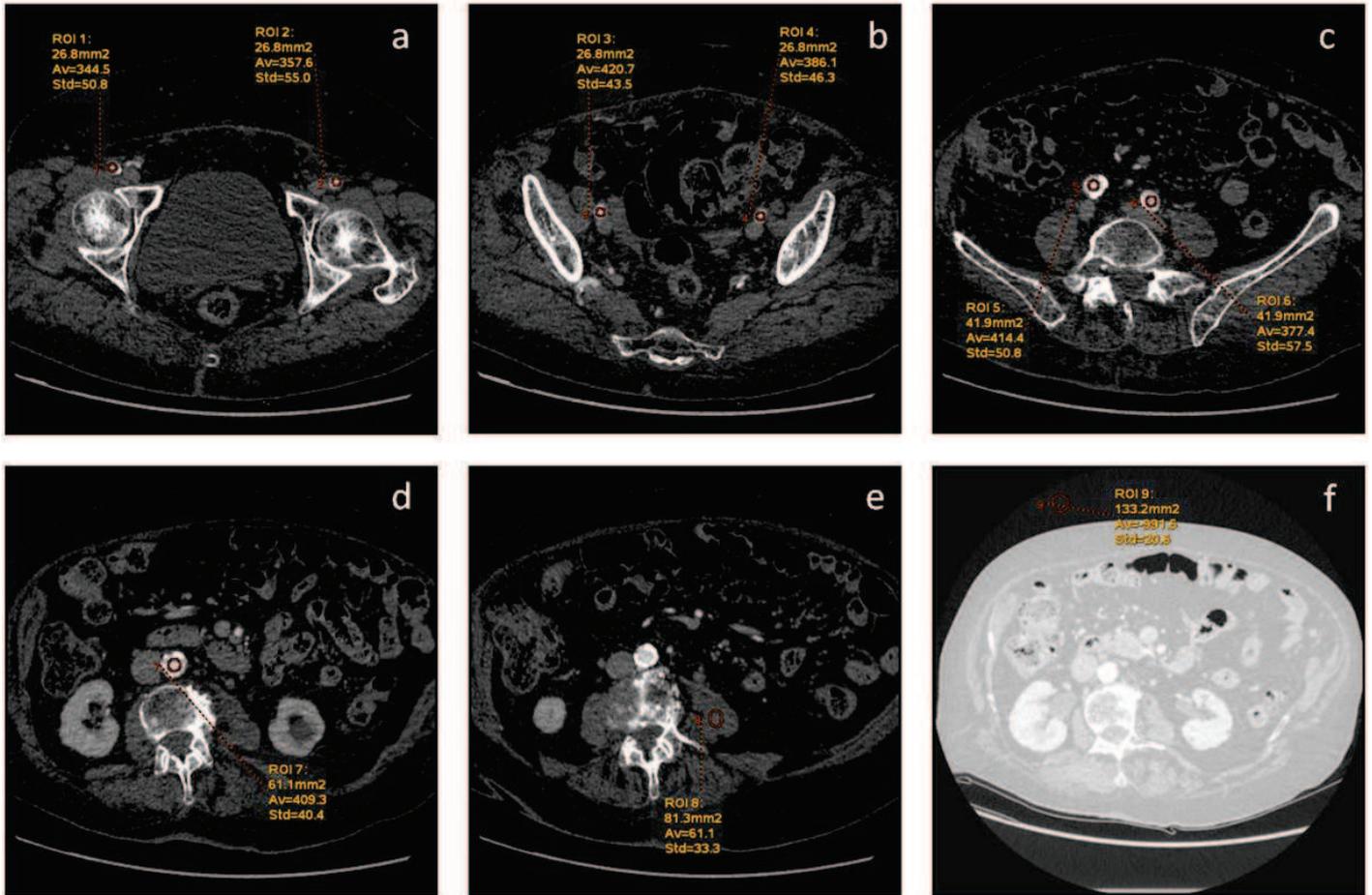


Figure 11 : AAIF réalisé en mode double énergie (375mA). Vues axiales reconstruites à 60keV. Les mesures ont été réalisées grâce à des régions d'intérêt (ROI). Les ROI ont été placées dans les artères fémorales communes droite et gauche (a), les artères iliaques externes droite et gauche (b), les artères iliaques communes droite et gauche (c), l'aorte abdominale sous rénale (d), le muscle psoas gauche (e) et dans l'air (f). Les résultats sont exprimés en surface de ROI (mm), moyenne des nombres scannographiques en UH (=Av) et déviation standard en UH (=Std).

Analyse qualitative des données :

Le niveau d'information valable pour le diagnostic était exprimé par un score variant de 0 à 13 (0 = examen non interprétable à 13 = examen de qualité optimale). Ce score était la somme de quatre échelles (Table 2 page 29) incluant : bruit de l'image, artefacts sur les parois vasculaires, confiance diagnostique et qualité du rehaussement artériel dans chacun des sept segments précédemment décrits. Pour ce dernier critère, la moyenne des sept segments était utilisée pour calculer le score final. Ce score a été adapté de précédentes échelles utilisées par Singh et al.⁴¹ et Loewe et al.⁴². Les images ont été considérées comme non diagnostiques si le score final était inférieur à la moyenne i.e. < 7.

Bruit	
Bruit majeur, inacceptable pour le diagnostic	0
Supérieur au bruit moyen, diagnostic toujours possible	1
Bruit moyen, suffisant pour le diagnostic	2
Inferieur au bruit moyen, pas d'influence sur le diagnostic	3
Bruit non perceptible	4
Artefacts sur les parois vasculaires	
Artefacts empêchant le diagnostic	0
Artefacts majeurs, diagnostic toujours possible	1
Artefacts mineurs ou moyen	2
Pas d'artefacts	3
Confiance diagnostique	
Pauvre	0
Limitée, seulement dans le cas de volumineuses lésions	1
Satisfaisante	2
Totale	3
Qualité du rehaussement artériel dans chacun des sept segments	
Nulle	0
Pauvre	1
Bonne	2
Excellente	3
Moyenne des sept segments (sur 3)	

Table 2 : Echelle utilisée pour établir le score qualitatif des images (score sur 13)

Dose d'irradiation :

Pour chaque AAIF, l'index de dose scannographique ($CTDI_{vol} = CT \text{ Dose Index}$) et le produit dose longueur (DLP = Dose Length Product) ont été enregistrés.

Analyse biostatistique :

Les analyses ont été réalisées avec un programme biostatistique dédié (IBM SPSS 20, Armonk, NY, USA)

Le critère de jugement principal était le niveau d'information valable pour le diagnostic, exprimé par le score qualitatif variant de 0 à 13. La recherche d'une différence significative dans le nombre d'examens avec un score <7 entre les trois groupes a été réalisée en utilisant le test de Freeman-Halton. La comparaison des scores qualitatifs a été réalisée avec le test de Kruskal-Wallis pour la comparaison entre les trois groupes et avec le test de Wilcoxon pour échantillons indépendants pour la comparaison des groupes 2 à 2. Comme il était pressenti qu'une plus grande quantité d'iode entraînerait une plus grande qualité des images, un autre objectif a été d'estimer la perte de points qu'engendrerait la réduction de la dose d'iode. Dans ce but, l'intervalle de confiance (IC) à 95% pour la différence de points entre chaque groupe a été réalisée en utilisant la méthode de Hodges et Lehmann⁴³ car la répartition globale des scores n'était pas gaussienne ($p < 0.01$ pour chaque groupe en utilisant le test de Kolmogorov-Smirnov).

Les informations sur les caractéristiques des patients et les critères quantitatifs ont été recueillies pour tous les patients inclus. Comme la répartition normale ne pouvait être garantie, le test de Kruskal-Wallis a été utilisé pour les comparaisons entre les trois groupes et le test de Wilcoxon pour échantillons indépendants pour la comparaison des groupes 2 à 2. Pour la répartition des sexes entre les groupes, le Test de Freeman-Halton a été utilisé.

Une valeur de p inférieure à 0.05 a été considérée comme statistiquement significative.

III – RESULTATS

Les résultats sont présentés dans la Table 3 page 31, la Table 4 page 32 et la Table 5 page 35.

		Standard (n=52)	S600 (n=48)	S375 (n=61)	P
Caractéristiques des patients	Age (années)	83,84 ± 6.17	85,11 ± 7.04	85,58 ± 6.41	0.140
	Sex ratio (femme/homme)*	28/24	30/18	35/27	0.673
	BMI (kg/m ²)	26.23 ± 4.98	26.13 ± 4.98	26.22 ± 4.99	0.317
	Périmètre abdominal (cm)	99.64 ± 11.67	99.71 ± 13.36	96.45 ± 12.10	0.369
Critères quantitatifs	Signal moyen (UH)	415.99 ± 108.89	374.74 ± 97.95	361.16 ± 81.92	= 0.008
	Bruit moyen (UH)	29.64 ± 5.45	36.25 ± 7.81	38.47 ± 7.28	< 0.001
	Bruit dans l'air (UH)	12.31 ± 3.07	13.33 ± 3.37	14.28 ± 3.83	= 0.008
	SNR	14.19 ± 3.62	10.74 ± 3.68	9.72 ± 2.97	< 0.001
	CNR	11.83 ± 3.38	8.72 ± 3.40	7.82 ± 2.62	< 0.001
Critères qualitatifs	Nombre de scores < 7*	0	0	2	0.334
	Score moyen** (sur 13)	11.50 ± 1.03	10.34 ± 1.15	9.81 ± 1.30	<0.001
	Sore médian**	12.0	10.1	10.0	
	Minimum**	9	7	5	
	Maximum**	13	13	12	
Dose d'irradiation	CTDI _{vol} (mGy)	20.14 ± 3.72	25.83 ± 0.38	12.80 ± 0.61	< 0.001
	DLP (mGy.cm)	979.94 ± 265.63	1185.6 ± 115.01	584.32 ± 45.19	< 0.001

Table 3 : Comparaison des critères qualitatifs, quantitatifs et des doses d'irradiation entre les 3 groupes

Note : sauf si indiqué, les résultats sont exprimés en moyenne ± déviation standard. Les comparaisons sont réalisées grâce au test de Wilcoxon pour échantillons indépendants.

*Les résultats sont des nombres de patients. La comparaison entre les trois groupes a été réalisée grâce au Test de Freeman-Halton.

**Les résultats sont des scores sur 13 points.

		Standard vs. S600			Standard vs. S375			S600 vs. S375		
		Standard (n=52)	S600 (n=48)	P	Standard (n=52)	S375 (n=61)	P	S600 (n=48)	S375 (n=61)	P
Critères quantitatifs	Signal moyen (UH)	415.99 ± 108.89	374.74 ± 97.95	0.044	415.99 ± 108.89	361.16 ± 81.92	0.002	374.74 ± 97.95	361.16 ± 81.92	0.402
	Bruit moyen (UH)	29.64 ± 5.45	36.25 ± 7.81	<0.001	29.64 ± 5.45	38.47 ± 7.28	<0.001	36.25 ± 7.81	38.47 ± 7.28	0.079
	Bruit dans l'air (UH)	12.31 ± 3.07	13.33 ± 3.37	0.261	12.31 ± 3.07	14.28 ± 3.83	0.003	13.33 ± 3.37	14.28 ± 3.83	0.063
	SNR	14.19 ± 3.62	10.74 ± 3.68	<0.001	14.19 ± 3.62	9.72 ± 2.97	<0.001	10.74 ± 3.68	9.72 ± 2.97	0.150
	CNR	11.83 ± 3.38	8.72 ± 3.40	<0.001	11.83 ± 3.38	7.82 ± 2.62	<0.001	8.72 ± 3.40	7.82 ± 2.62	0.207
Critères qualitatifs	Score (sur 13)	11.5 ± 1.03	10.34 ± 1.15	<0.001	11.5 ± 1.03	9.81 ± 1.30	<0.001	10.34 ± 1.15	9.81 ± 1.30	0.026
	IC 95%*	(1 ; 1.85)			(1 ; 2)			(0 ; 1)		
Dose d'irradiation	CTDI _{vol} (mGy)	20.14 ± 3.72	25.83 ± 0.38	<0.001	20.14 ± 3.72	12.80 ± 0.61	<0.001	25.83 ± 0.38	12.80 ± 0.61	<0.001
	DLP (mGy.cm)	979.94 ± 265.63	1185.6 ± 115.01	<0.001	979.94 ± 265.63	584.32 ± 45.19	<0.001	1185.6 ± 115.01	584.32 ± 45.19	<0.001

Table 4 : Comparaison des critères qualitatifs, quantitatifs et des doses d'irradiation entre les groupes 2 à 2.

Note : sauf si indiqué, les résultats sont exprimés en moyenne ± déviation standard. Les comparaisons sont réalisées grâce au test de Wilcoxon pour échantillons indépendants.

*IC 95% = Intervalle de confiance de la perte de point médiane des scores qualitatifs entre les groupes, en utilisant la méthode de Hodges-Lehmann.

Caractéristiques des patients et dose d'irradiation:

Il n'y avait pas de différence significative de sex ratio, d'âge, de BMI et de périmètre abdominal entre les patients (tous les $p > 0.05$).

La dose d'irradiation (CTDI_{vol} et DLP) était significativement différente entre les trois groupes ($p < 0.01$). La dose d'irradiation du groupe S375 était significativement inférieure et celle du groupe S600 significativement supérieure comparée à chaque autre groupe (tous les $p < 0.01$).

Critères qualitatifs :

Le taux d'examens non diagnostiques (score < 7) était similaire entre les trois groupes ($p = 0.334$). Aucun examen n'obtenait un score < 7 dans les groupes Standard et S600 tandis que 2 examens obtenaient une note < 7 dans le groupe S375, ces examens impliquant un patient obèse (BMI > 30) dans les deux cas.

Il existait une différence significative de score entre les trois groupes ($p < 0.01$). L'analyse deux à deux a montré :

- Un score significativement inférieur dans le groupe S600 comparé au groupe Standard ($p < 0.001$) avec une perte de point médiane comprise entre 1 et 1.85 points [IC95% = (1 ; 1.85)].
- Un score significativement inférieur dans le groupe S375 comparé au groupe Standard ($p < 0.001$) avec une perte de point médiane comprise entre 1 et 2 points [IC95% = (1 ; 2)].
- Un score significativement inférieur dans le groupe S375 comparé au groupe S600 ($p = 0.023$) avec une perte de point médiane comprise entre 0 et 1 points [IC95% = (0 ; 1)].

Critères quantitatifs :

Le signal moyen, le bruit moyen, le SNR et le CNR étaient significativement différents entre les trois groupes (tous les $p < 0.05$).

L'analyse deux à deux a montré un signal moyen, un SNR et un CNR significativement supérieurs et un bruit moyen significativement inférieur dans le groupe standard comparé à chaque autre groupe (tous les $p < 0.05$).

Il n'y avait pas de différence significative de bruit dans l'air entre les groupes S600 et Standard mais il était significativement supérieur dans le groupe S375 comparé à chaque autre groupe (les deux $p < 0.02$).

La comparaison entre les groupes S600 et S375 n'a pas montré de différence significative de bruit moyen, de signal moyen, de SNR et de CNR.

Une analyse en sous groupe ne s'intéressant qu'aux patients en surpoids et obèses (BMI >25) entre les groupes S600 et S375 a montré (Table 5 page 35) :

- Une absence de différence significative de BMI et de périmètre abdominal entre les deux groupes.
- Un SNR, un CNR et un score qualitatif significativement supérieurs et un bruit moyen significativement inférieur dans le groupe S600 comparé au groupe S375 (tous les $p < 0.05$).
- Une dose d'irradiation significativement inférieure dans le groupe S375 comparé au groupe S600.

		S600 (n=26)	S375 (n=28)	P
Caractéristiques des patients	BMI (kg/m ²)	30.37 ± 3.69	28.56 ± 2.11	0.088
	Périmètre abdominal (cm)	106.23 ± 11.71	103.64 ± 9.85	0.488
Critères quantitatifs	Signal moyen (HU)	352.77 ± 97.47	331.16 ± 89.49	0.315
	Bruit moyen (HU)	37.18 ± 7.39	41.88 ± 7.10	0.017
	Bruit dans l'air (HU)	14.54 ± 3.64	15.68 ± 3.40	0.168
	SNR	9.69 ± 2.81	8.05 ± 2.24	0.023
	CNR	7.88 ± 2.68	6.50 ± 2.26	0.040
Critères qualitatifs	Score (sur 13)	10.00 ± 1.16	9.19 ± 1.33	0.003
Dose d'irradiation	CTDI _{vol} (mGy)	25.73 ± 0.452	12.79 ± 0.63	<0.001
	DLP (mGy.cm)	1205.88 ± 125.13	596.79 ± 43.08	<0.001

Table 5 : Comparaison des caractéristiques des patients, des critères quantitatifs et qualitatifs et de la dose d'irradiation entre les groupes S600 et S375 chez les patients en surpoids et obèses (BMI > 25).

Note : les résultats sont exprimés en moyenne ± déviation standard. Les comparaisons sont réalisées grâce au test de Wilcoxon pour échantillons indépendants.

IV – DISCUSSION

Le critère de jugement principal de cette étude était le niveau d'information valable pour le diagnostique, exprimé par le score qualitatif sur 13 points.

Nos résultats ont confirmé, dans le bilan pré TAVI, que l'AAIF réalisé en mode double énergie, permettait une réduction de 50% de la quantité d'iode injectée par rapport au protocole standard (pas de différence significative du nombre d'examens non interprétables (i.e. avec un score <7) entre les trois groupes).

La qualité des images était qualitativement et quantitativement inférieure dans les deux groupes avec un protocole double énergie comparé au groupe standard, essentiellement due à une augmentation du bruit. Cependant, la qualité des images restait suffisante pour le diagnostique avec seulement deux examens considérés comme ininterprétables dans le groupe S375.

Ces observations ont confirmé les résultats des deux précédentes études^{37,38}, mais contrairement à ces études, nous avons trouvé un signal moyen, un SNR et un CNR significativement supérieurs dans le groupe standard comparé aux deux groupes double énergie avec reconstruction à 60keV. Si Yuan et al.³⁷ avaient utilisés un niveau de reconstruction de 50keV et avaient ainsi augmenté l'absorption de l'iode et donc le signal, Delesalle et al.³⁸ n'avaient pas trouvé de différence significative de signal entre les groupes standard et double énergie, en utilisant, comme nous l'avons fait, un niveau de reconstruction à 60keV. La plus faible quantité d'iode injectée dans notre étude peut expliquer cette différence. En effet nous avons injecté 30mL de PCI à 350mg/mL (i.e. 10.5g d'iode) tandis que Delesalle et al. avaient injecté 84mL de PCI à 170mg/mL (i.e. 14.2g d'iode).

Le plus faible signal dans notre étude aurait pu être compensé par une plus forte réduction du niveau d'énergie de reconstruction (par exemples 50keV comme dans l'étude de Yuan et al.), cependant ce choix aurait entraîné une augmentation du bruit de l'image, prouvant la difficulté du choix du niveau de reconstruction (Figure 12 page 38). Comme cela a été récemment publié³⁸ et par rapport à notre propre expérience, nous avons choisi un niveau de reconstruction de 60keV afin d'optimiser le SNR et les performances du logiciel d'analyse vasculaire.

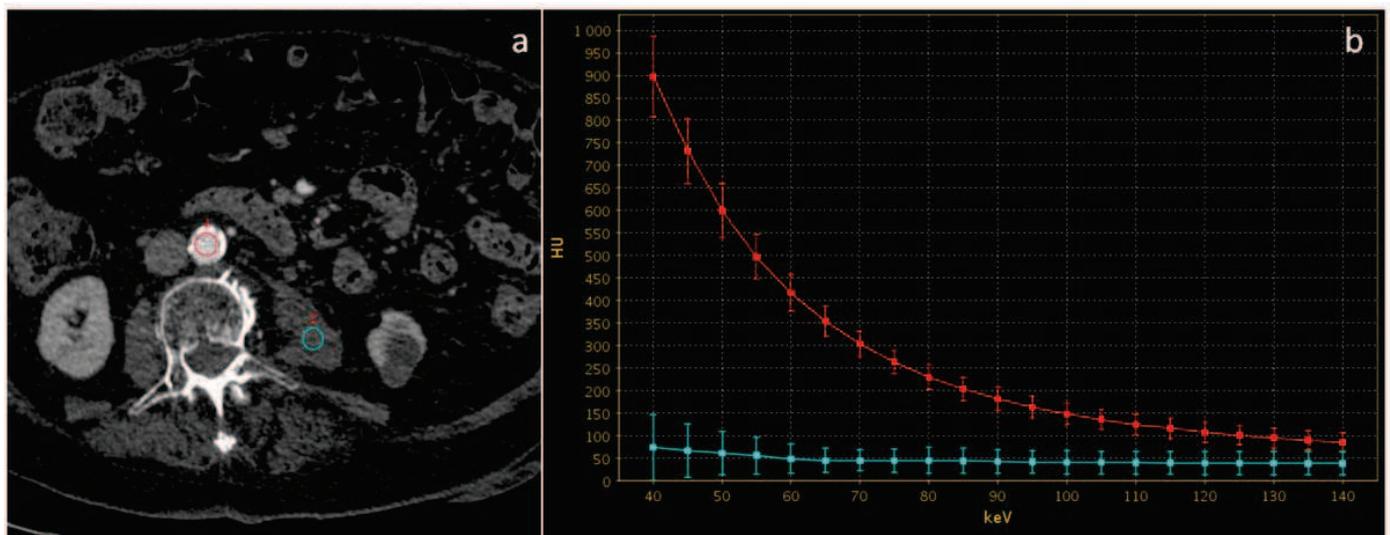


Figure 12: AAIF en mode double énergie (375mA). Coupe axiale avec un niveau de reconstruction de 60keV et des régions d'intérêts (ROI) placées dans l'aorte abdominale sous rénale (rouge) et dans le muscle psoas gauche (bleue) (a). Courbes correspondantes aux ROI en nombres scannographiques en unités Hounsfield (UH) en fonction des keV (b). L'absorption de l'iode (aorte) augmente lorsque les keV diminuent tandis que l'absorption de l'eau (muscle psoas gauche) varie très peu avec la modification des keV. Ces propriétés aboutissent à l'augmentation du contraste entre les deux structures quand les keV diminuent et permettent un diagnostic plus précis. Cependant, le bruit augmente proportionnellement à la diminution des keV, représenté ici par la déviation standard, en barres verticales de chaque côté des courbes.

A notre connaissance, aucune étude n'a comparé les résultats des angioscanners réalisés en mode double énergie en fonction du courant appliqué au tube. La comparaison entre les groupes S600 et S375 n'a pas montré de différence significative du nombre d'examen avec un score <7, de signal moyen, de bruit moyen, de bruit dans l'air, de SNR et de CNR tandis que la dose d'irradiation était significativement inférieure dans le groupe S375. Ces résultats soulèvent la question de l'intérêt d'utiliser un courant de 600mA. Cependant, le score qualitatif était significativement inférieur dans le groupe S375 comparé au groupe S600. De plus, les deux examens considérés comme ininterprétables dans le groupe S375 concernaient deux patients obèses (BMI à 31 et 33). L'analyse en sous groupe en ne considérant que les patients en surpoids et obèses (BMI > 25) a montré un score qualitatif, un SNR et un CNR significativement supérieurs et un bruit significativement inférieur dans le groupe S600 comparé au groupe S375, prouvant la nécessité d'utiliser un courant plus élevé chez les patients en surpoids et obèses, quand on utilise un protocole en mode double énergie avec réduction de la dose d'iode. Comme la dose d'irradiation dans le groupe S600 était significativement supérieure à celle du groupe standard, la balance entre néphroprotection et exposition aux radiations ionisantes doit être pesée avant d'utiliser le mode double énergie à 600mA. Dans cette étude, qui concernait des patients âgés (moyenne d'âge >80 ans dans les trois groupes), le principal risque était clairement la NPCI.

La prévention de la NPCI reste un véritable enjeu dans le TAVI car :

- cette procédure concerne, dans la majorité des cas, des patients âgés avec des dysfonctions rénales fréquentes^{14,20}.
- Le bilan pré thérapeutique et la procédure elle-même entraînent la réalisation de nombreux examens avec injection intra-artérielle et intraveineuse de PCI.⁴⁴

La réduction de la dose d'iode injectée en scanner a été jusqu'à maintenant étudiée grâce à deux méthodes augmentant le contraste de l'iode :

1. En réduisant le voltage du tube à 80kVp en mode standard polychromatique, avec des résultats acceptables mais limités chez les patients adultes présentant des BMI importants et/ou des périmètres abdominaux larges⁴⁵⁻⁴⁷.
2. En réduisant l'énergie du faisceau monochromatique virtuel en mode double énergie^{37,38}. Comme nous l'avons vu dans cette étude, le contraste de l'iode peut être augmenté en diminuant l'énergie du faisceau monochromatique mais au détriment du bruit qui augmente également. De plus l'analyse des structures extravasculaires peut être également réalisée. En effet, il a été montré qu'une hélice réalisée en mode double énergie reconstruite à 70 keV présentait un bruit inférieur et un CNR supérieur qu'une hélice réalisée à 120 kV en mode standard⁴⁸.

Les guidelines actuelles sur le bilan scannographique pré TAVI^{9,10} recommandent de réaliser un examen en deux temps, surtout avec les scanners à nombre de détecteurs limités (64 barrettes ou moins) mais plusieurs stratégies ont été décrites afin de diminuer la dose d'iode injectée :

- Dans deux études récentes^{49,50}, l'acquisition cardiaque était réalisée en même temps qu'un hélice thoraco-abdomino-pelvienne en utilisant un pitch élevé, permettant ainsi de réaliser un examen en un temps avec une seule injection de PCI. Cependant, cette acquisition cardiaque simultanée n'est disponible qu'en mode prospectif, empêchant l'étude cinétique de la valve aortique et de l'anneau, et non recommandée chez les patients âgés présentant des troubles du rythme et/ou de conduction fréquents.

- Certaines équipes essayent d'utiliser la première injection cardiaque en lançant l'acquisition abdominopelvienne immédiatement après l'hélice cardiaque sans nouvelle injection de PCI. Cependant cette technique est à haut risque de rehaussement artériel sous optimal au niveau abdominopelvien. De plus aucune étude sur cette technique n'a été publiée.
- Deux études rapportent une injection de faibles quantités de PCI directement en intra aortique^{51,52}. Ce type d'injection est difficilement reproductible en pratique courante.

Ces publications récentes illustrent le défi que représente la réduction de la dose d'iode injectée dans le bilan scannographique pré TAVI et notre étude souligne les perspectives apportées par le scanner double énergie. En effet nous avons réalisé des AAIF en injectant seulement 30mL de PCI avec des images de qualité acceptable pour le diagnostic. Comme le mode double énergie sera probablement bientôt disponible pour les acquisitions cardiaques en mode rétrospectif, une plus grande diminution de la quantité d'iode injectée sera bientôt réalisable.

V – LIMITES

Cette étude avait plusieurs limites :

1. C'était une étude rétrospective monocentrique.
2. L'AAIF était réalisé dans les deux minutes suivant la première injection de PCI pour l'angioscanner cardiaque et le phénomène de recirculation a probablement augmenté le contraste de l'iode sur la deuxième hélice, compensant ainsi la réduction de la dose d'iode injectée. Cependant, le même scanner cardiaque avec la même quantité d'iode (65mL à 350mg/mL) a été réalisé dans les trois groupes, réduisant ce biais.
3. Nous n'avons pas étudié l'effet de la réduction de la dose d'iode sur les structures extravasculaires.
4. Nous n'avons pas pu étudier l'impact de la réduction de la dose d'iode injectée sur la fonction rénale des patients car les données retrouvées dans les dossiers médicaux étaient incomplètes.
5. L'analyse ayant été réalisée en consensus, la variabilité inter et intra-observateur n'a pu être étudiée.

VI – CONCLUSION

En conclusion, l'angioscanner aorto-ilio-femoral avant TAVI réalisé en mode double énergie permet de réduire de 50% la quantité d'iode injectée par rapport au protocole standard.

Il permet d'obtenir des images de qualité suffisante pour le diagnostic malgré une dégradation principalement due à une augmentation du bruit.

Utiliser un courant de 375mA permet une réduction significative de la dose d'irradiation par rapport au protocole standard mais ne devrait pas être utilisé chez les patients en surpoids et obèses.

La dose d'irradiation est significativement supérieure si on utilise un courant de 600mA par rapport au protocole standard et la balance entre néphroprotection et exposition aux radiations ionisantes doit être pesée avant d'utiliser une telle valeur de courant.

VII - REFERENCES

1. Iung B, Baron G, Butchart EG, Delahaye F, Gohlke-Bärwolf C, Levang OW, Tornos P, Vanoverschelde J-L, Vermeer F, Boersma E, Ravaud P, Vahanian A. A prospective survey of patients with valvular heart disease in Europe: The Euro Heart Survey on Valvular Heart Disease. *Eur. Heart J.* 2003; 24:1231–1243.
2. Cribier A, Eltchaninoff H, Bash A, Borenstein N, Tron C, Bauer F, Derumeaux G, Anselme F, Laborde F, Leon MB. Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description. *Circulation.* 2002; 106:3006–3008.
3. Cribier A, Eltchaninoff H, Tron C, Bauer F, Agatiello C, Nercolini D, Tapiero S, Litzler P-Y, Bessou J-P, Babaliaros V. Treatment of calcific aortic stenosis with the percutaneous heart valve: mid-term follow-up from the initial feasibility studies: the French experience. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2006; 47:1214–1223.
4. Gilard M, Eltchaninoff H, Iung B, Donzeau-Gouge P, Chevreur K, Fajadet J, Leprince P, Leguerrier A, Lievre M, Prat A, Teiger E, Lefevre T, Himbert D, Tchetché D, Carrié D, Albat B, Cribier A, Rioufol G, Sudre A, Blanchard D, Collet F, Dos Santos P, Meneveau N, Tirouvanziam A, Caussin C, Guyon P, Boschhat J, Le Breton H, Collart F, Houel R, Delpine S, Souteyrand G, Favereau X, Ohlmann P, Doisy V, Grollier G, Gommeaux A, Claudel J-P, Bourlon F, Bertrand B, Van Belle E, Laskar M. Registry of transcatheter aortic-valve implantation in high-risk patients. *N. Engl. J. Med.* 2012; 366:1705–1715.
5. Iung B, Baron G, Tornos P, Gohlke-Bärwolf C, Butchart EG, Vahanian A. Valvular heart disease in the community: a European experience. *Curr. Probl. Cardiol.* 2007; 32:609–661.
6. Leipsic J, Gurvitch R, Labounty TM, Min JK, Wood D, Johnson M, Ajlan AM, Wijesinghe N, Webb JG. Multidetector computed tomography in transcatheter aortic valve implantation. *JACC Cardiovasc. Imaging.* 2011; 4:416–429.
7. Tops LF, Wood DA, Delgado V, Schuijff JD, Mayo JR, Pasupati S, Lamers FPL, van der Wall EE, Schalij MJ, Webb JG, Bax JJ. Noninvasive evaluation of the aortic root with multislice computed tomography implications for transcatheter aortic valve replacement. *JACC Cardiovasc. Imaging.* 2008; 1:321–330.
8. Wood DA, Tops LF, Mayo JR, Pasupati S, Schalij MJ, Humphries K, Lee M, Al Ali A, Munt B, Moss R, Thompson CR, Bax JJ, Webb JG. Role of multislice computed tomography in transcatheter aortic valve replacement. *Am. J. Cardiol.* 2009; 103:1295–1301.
9. Holmes DR, Mack MJ, Kaul S, Agnihotri A, Alexander KP, Bailey SR, Calhoun JH, Carabello BA, Desai MY, Edwards FH, Francis GS, Gardner TJ, Kappetein AP, Linderbaum JA, Mukherjee C, Mukherjee D, Otto CM, Ruiz CE, Sacco RL, Smith D, Thomas JD. 2012

- ACCF/AATS/SCAI/STS Expert Consensus Document on Transcatheter Aortic Valve Replacement. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2012; 59:1200–1254.
10. Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA. SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2012; 6:366–380.
 11. Holmes DR Jr, Mack MJ. Transcatheter valve therapy: a professional society overview from the American College of Cardiology Foundation and the Society of Thoracic Surgeons. *Ann. Thorac. Surg.* 2011; 92:380–389.
 12. CIRTACI. Fiche de recommandation pour la pratique clinique. Prévention de l'insuffisance rénale induite par les produits de contraste iodés. [Internet]. [cited 2013 Aug 15]; Available from: http://www.sfrnet.org/rc/org/sfrnet/htm/Article/2004/mie-20041216-000000-08198/src/htm_fullText/fr/fiche%20rein.pdf
 13. Thomsen HS. European Society of Urogenital Radiology guidelines on contrast media application. *Curr. Opin. Urol.* 2007; 17:70–76.
 14. American College of Radiology Manual on Contrast Media Version 8 [Internet]. 2012; Available from: <http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PDF/QualitySafety/Resources/Contrast%20Manual/FullManual.pdf>
 15. Katzberg RW, Newhouse JH. Intravenous contrast medium-induced nephrotoxicity: is the medical risk really as great as we have come to believe? *Radiology.* 2010; 256:21–28.
 16. McGillicuddy EA, Schuster KM, Kaplan LJ, Maung AA, Lui FY, Maerz LL, Johnson DC, Davis KA. Contrast-induced nephropathy in elderly trauma patients. *J. Trauma.* 2010; 68:294–297.
 17. Cramer BC, Parfrey PS, Hutchinson TA, Baran D, Melanson DM, Ethier RE, Seely JF. Renal function following infusion of radiologic contrast material. A prospective controlled study. *Arch. Intern. Med.* 1985; 145:87–89.
 18. Heller CA, Knapp J, Halliday J, O'Connell D, Heller RF. Failure to demonstrate contrast nephrotoxicity. *Med. J. Aust.* 1991; 155:329–332.
 19. Tremblay LN, Tien H, Hamilton P, Brenneman FD, Rizoli SB, Sharkey PW, Chu P, Rozycki GS. Risk and benefit of intravenous contrast in trauma patients with an elevated serum creatinine. *J. Trauma.* 2005; 59:1162–1166; discussion 1166–1167.
 20. Bruce RJ, Djamali A, Shinki K, Michel SJ, Fine JP, Pozniak MA. Background fluctuation of kidney function versus contrast-induced nephrotoxicity. *AJR Am. J. Roentgenol.* 2009; 192:711–718.

21. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
22. Johnson TRC, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, Fink C, Weckbach S, Lenhard M, Schmidt B, Flohr T, Reiser MF, Becker CR. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur. Radiol.* 2007; 17:1510–1517.
23. Dillenseger J-P. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie quand la théorie éclaire la pratique. Issy-les-Moulineaux: Masson; 2009.
24. Rutherford RA, Pullan BR, Isherwood I. Measurement of effective atomic number and electron density using an EMI scanner. *Neuroradiology.* 1976; 11:15–21.
25. Rutherford RA, Pullan BR, Isherwood I. X-ray energies for effective atomic number determination. *Neuroradiology.* 1976; 11:23–28.
26. Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys. Med. Biol.* 1976; 21:733–744.
27. Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med. Phys.* 1986; 13:334–339.
28. Millner MR, McDavid WD, Waggener RG, Dennis MJ, Payne WH, Sank VJ. Extraction of information from CT scans at different energies. *Med. Phys.* 1979; 6:70–71.
29. Chiro GD, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, Sheridan WT. Tissue signatures with dual-energy computed tomography. *Radiology.* 1979; 131:521–523.
30. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss B, Raupach R, Primak AN, Küttner A, Achenbach S, Becker C, Kopp A, Ohnesorge BM. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.* 2006; 16:256–268.
31. Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, Marin D, Gupta RT, Schindera ST. Dual-Energy Multidetector CT: How Does It Work, What Can It Tell Us, and When Can We Use It in Abdominopelvic Imaging?1. *Radiographics.* 2010; 30:1037–1055.
32. Kaza RK, Platt JF, Cohan RH, Caoili EM, Al-Hawary MM, Wasnik A. Dual-Energy CT with Single-and Dual-Source Scanners: Current Applications in Evaluating the Genitourinary Tract. *Radiographics.* 2012; 32:353–369.
33. Matsuda I, Akahane M, Sato J, Katsura M, Kiryu S, Yoshioka N, Kunimatsu A, Ino K, Ohtomo K. Precision of the measurement of CT numbers: comparison of dual-energy CT spectral imaging with fast kVp switching and conventional CT with phantoms. *Jpn. J. Radiol.* 2011; 30:34–39.
34. Kalva SP, Sahani DV, Hahn PF, Saini S. Using the K-edge to improve contrast conspicuity and to lower radiation dose with a 16-MDCT: a phantom and human study. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2006; 30:391–397.

35. Kruger RA, Riederer SJ, Mistretta CA. Relative properties of tomography, K-edge imaging, and K-edge tomography. *Med. Phys.* 1977; 4:244–249.
36. Riederer SJ, Mistretta CA. Selective iodine imaging using K-edge energies in computerized x-ray tomography. *Med. Phys.* 1977; 4:474–481.
37. Yuan R, Shuman WP, Earls JP, Hague CJ, Mumtaz HA, Scott-Moncrieff A, Ellis JD, Mayo JR, Leipsic JA. Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: comparison with standard CT pulmonary angiography--a prospective randomized trial. *Radiology.* 2012; 262:290–297.
38. Delesalle M-A, Pontana F, Duhamel A, Faivre J-B, Flohr T, Tacelli N, Remy J, Remy-Jardin M. Spectral Optimization of Chest CT Angiography with Reduced Iodine Load: Experience in 80 Patients Evaluated with Dual-Source, Dual-Energy CT. *Radiology.* 2013; 267:256–266.
39. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann. ICRP.* 2007; 37:1–332.
40. Authors on behalf of the ICRP, Cousins C, Miller DL, Bernardi G, Rehani MM, Schofield P, Vañó E, Einstein AJ, Geiger B, Heintz P, Padovani R, Sim K-H. ICRP PUBLICATION 120: Radiological Protection in Cardiology. *Ann. ICRP.* 2013; 42:1–125.
41. Singh S, Kalra MK, Gilman MD, Hsieh J, Pien HH, Digumarthy SR, Shepard J-AO. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study. *Radiology.* 2011; 259:565–573.
42. Loewe C, Becker CR, Berletti R, Cametti CA, Caudron J, Coudyzer W, De Mey J, Favat M, Heautot J-F, Heye S, Hittinger M, Larralde A, Lestrat J-P, Marangoni R, Nieboer K, Reimer P, Schwarz M, Schernthaner M, Lammer J. 64-Slice CT angiography of the abdominal aorta and abdominal arteries: comparison of the diagnostic efficacy of iobitridol 350 mgI/ml versus iomeprol 400 mgI/ml in a prospective, randomised, double-blind multi-centre trial. *Eur. Radiol.* 2010; 20:572–583.
43. Lehmann EL, J H. Nonparametrics: Statistical methods based on ranks. Oxford, England: Holden-Day; 1975.
44. Bagur R, Webb JG, Nietlispach F, Dumont E, De Larocheiliere R, Doyle D, Masson J-B, Gutierrez MJ, Clavel M-A, Bertrand OF, Pibarot P, Rodes-Cabau J. Acute kidney injury following transcatheter aortic valve implantation: predictive factors, prognostic value, and comparison with surgical aortic valve replacement. *Eur. Heart J.* 2009; 31:865–874.
45. Tang K, Wang L, Li R, Lin J, Zheng X, Cao G. Effect of low tube voltage on image quality, radiation dose, and low-contrast detectability at abdominal multidetector CT: phantom study. *J. Biomed. Biotechnol.* 2012; 2012:130169.
46. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul J-F. Low-Kilovoltage Multi-Detector Row Chest CT in Adults: Feasibility and Effect on Image Quality and Iodine Dose. *Radiology.* 2004; 231:169–174.

47. Nakaura T, Awai K, Oda S, Funama Y, Harada K, Uemura S, Yamashita Y. Low-kilovoltage, high-tube-current MDCT of liver in thin adults: pilot study evaluating radiation dose, image quality, and display settings. *AJR Am. J. Roentgenol.* 2011; 196:1332–1338.
48. 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; 259:257–262.
49. Wuest W, Anders K, Schuhbaeck A, May MS, Gauss S, Marwan M, Arnold M, Ensminger S, Muschiol G, Daniel WG, Uder M, Achenbach S. Dual source multidetector CT-angiography before Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI) using a high-pitch spiral acquisition mode. *Eur. Radiol.* 2012; 22:51–58.
50. Plank F, Friedrich G, Bartel T, Mueller S, Bonaros N, Heinz A, Klauser A, Cartes-Zumelzu F, Grimm M, Feuchtner G. Benefits of high-pitch 128-slice dual-source computed tomography for planning of transcatheter aortic valve implantation. *Ann. Thorac. Surg.* 2012; 94:1961–1966.
51. Joshi SB, Mendoza DD, Steinberg DH, Goldstein MA, Lopez CF, Raizon A, Weissman G, Satler LF, Pichard AD, Weigold WG. Ultra-low-dose intra-arterial contrast injection for iliofemoral computed tomographic angiography. *JACC Cardiovasc. Imaging.* 2009; 2:1404–1411.
52. Nietlispach F, Leipsic J, Al-Bugami S, Masson J-B, Carere RG, Webb JG. CT of the iliofemoral arteries using direct aortic contrast injection: proof of feasibility in patients screened towards percutaneous aortic valve replacement. *Swiss Med. Wkly.* 2009; 139:458.
53. Shaida N, Bowden DJ, Barrett T, Godfrey EM, Taylor A, Winterbottom AP, See TC, Lomas DJ, Shaw AS. Acceptability of virtual unenhanced CT of the aorta as a replacement for the conventional unenhanced phase. *Clin. Radiol.* 2012; 67:461–467.
54. Barrett T, Bowden DJ, Shaida N, Godfrey EM, Taylor A, Lomas DJ, Shaw AS. Virtual unenhanced second generation dual-source CT of the liver: is it time to discard the conventional unenhanced phase? *Eur. J. Radiol.* 2012; 81:1438–1445.
55. De Cecco CN, Darnell A, Macías N, Ayuso JR, Rodríguez S, Rimola J, Pagés M, García-Criado A, Rengo M, Laghi A, Ayuso C. Virtual unenhanced images of the abdomen with second-generation dual-source dual-energy computed tomography: image quality and liver lesion detection. *Invest. Radiol.* 2013; 48:1–9.
56. Pontana F, Faivre J-B, Remy-Jardin M, Flohr T, Schmidt B, Tacelli N, Pansini V, Remy J. Lung perfusion with dual-energy multidetector-row CT (MDCT): feasibility for the evaluation of acute pulmonary embolism in 117 consecutive patients. *Acad. Radiol.* 2008; 15:1494–1504.

57. Fink C, Johnson TR, Michaely HJ, Morhard D, Becker C, Reiser M, Nikolaou K. Dual-energy CT angiography of the lung in patients with suspected pulmonary embolism: initial results. *RöFo Fortschritte Auf Dem Geb. Röntgenstrahlen Nukl.* 2008; 180:879–883.
58. Thieme SF, Becker CR, Hacker M, Nikolaou K, Reiser MF, Johnson TRC. Dual energy CT for the assessment of lung perfusion--correlation to scintigraphy. *Eur. J. Radiol.* 2008; 68:369–374.
59. Nakazawa T, Watanabe Y, Hori Y, Kiso K, Higashi M, Itoh T, Naito H. Lung perfused blood volume images with dual-energy computed tomography for chronic thromboembolic pulmonary hypertension: correlation to scintigraphy with single-photon emission computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2011; 35:590–595.
60. Zhang LJ, Zhou CS, Schoepf UJ, Sheng HX, Wu SY, Krazinski AW, Silverman JR, Meinel FG, Zhao YE, Zhang ZJ, Lu GM. Dual-energy CT lung ventilation/perfusion imaging for diagnosing pulmonary embolism. *Eur. Radiol.* 2013;
61. Kang M-J, Park CM, Lee C-H, Goo JM, Lee HJ. Dual-Energy CT: Clinical Applications in Various Pulmonary Diseases. *Radiographics.* 2010; 30:685–698.
62. Stolzmann P, Frauenfelder T, Pfammatter T, Peter N, Scheffel H, Lachat M, Schmidt B, Marincek B, Alkadhi H, Schertler T. Endoleaks after Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair: Detection with Dual-Energy Dual-Source CT. *Radiology.* 2008; 249:682–691.
63. Kambadakone AR, Eisner BH, Catalano OA, Sahani DV. New and evolving concepts in the imaging and management of urolithiasis: urologists' perspective. *Radiogr. Rev. Publ. Radiol. Soc. North Am. Inc.* 2010; 30:603–623.
64. Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am. J. Roentgenol.* 2012; 199:S3–8.
65. Shikhaliev PM. Photon counting spectral CT: improved material decomposition with K-edge-filtered x-rays. *Phys. Med. Biol.* 2012; 57:1595–1615.
66. Shikhaliev PM, Fritz SG. Photon counting spectral CT versus conventional CT: comparative evaluation for breast imaging application. *Phys. Med. Biol.* 2011; 56:1905–1930.
67. Cormode DP, Roessl E, Thran A, Skajaa T, Gordon RE, Schlomka J-P, Fuster V, Fisher EA, Mulder WJM, Proksa R, Fayad ZA. Atherosclerotic plaque composition: analysis with multicolor CT and targeted gold nanoparticles. *Radiology.* 2010; 256:774–782.

ANNEXE 1 : IMAGES EN DECOMPOSITION DE MATERIAU

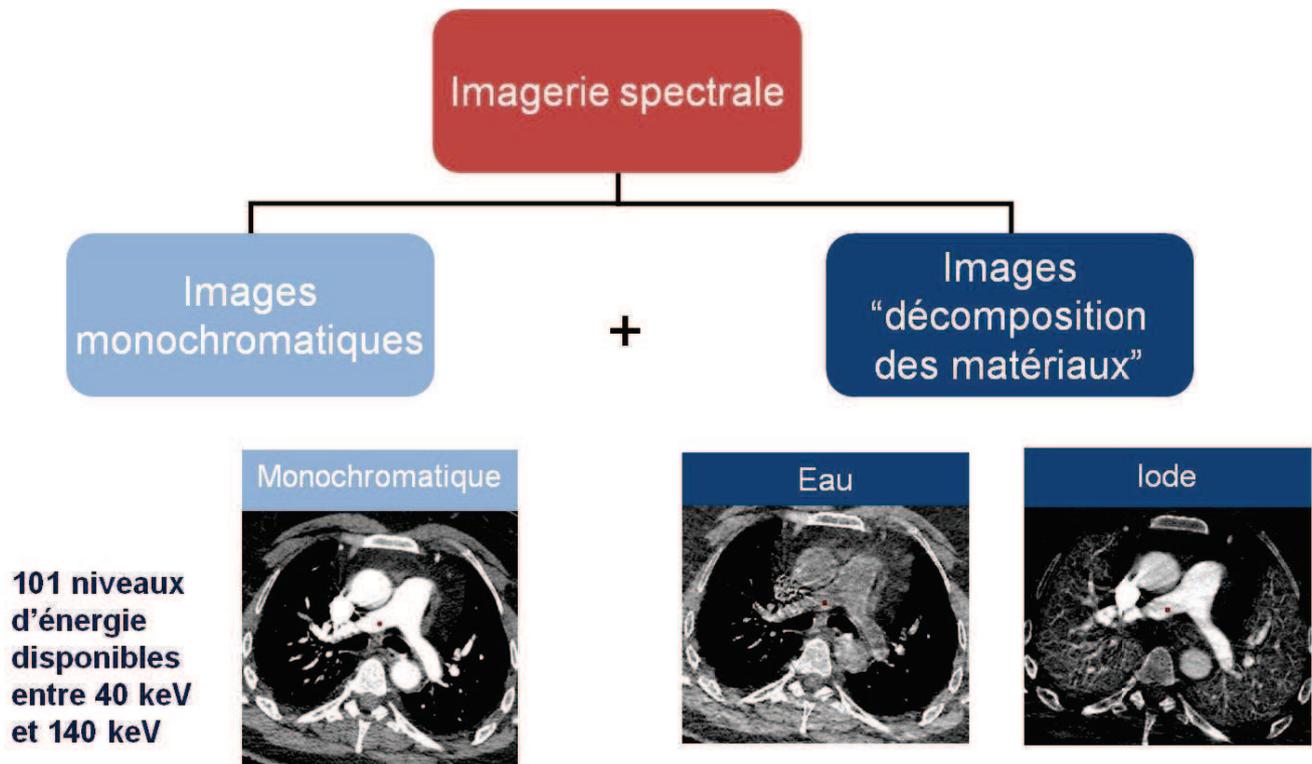


Figure 13 : Images produites grâce à une acquisition en mode double énergie avec le scanner simple tube GE® Healthcare MDCT 750 HD. Deux types d'images peuvent être générés : les images dites « monochromatiques » et les images dites en « décomposition de matériaux » Ici la paire Eau vs. Iode est représentée (Images GE®).

Nous avons vu dans cette étude la définition et l'intérêt des images dites « monochromatiques ».

L'acquisition en mode double énergie permet également de générer des images dites en « décomposition de matériaux ». Le scanner double énergie est une technique basée sur la capacité à différencier des éléments dans un voxel grâce à deux faisceaux d'énergies différentes. Le logiciel va donc pouvoir identifier quelle est la concentration d'un élément dans un voxel.

Grace à cette propriété, une fois que la concentration d'un élément est déterminée, la machine va pouvoir générer des images en différenciant les matériaux contenus dans un voxel. Pour l'instant cette différenciation est limitée à des paires de matériaux.

Le radiologue, en post traitement va pouvoir choisir quelle paire de matériaux il souhaite différencier. Par exemple, une des paires les plus utilisés est la paire Eau vs. Iode (Figure 14 page 53). Le logiciel, sachant quelle concentration d'eau et d'iode se trouve dans chaque voxel, va pouvoir soustraire un de ces deux éléments de l'image. Ainsi on aura accès à deux séries d'images :

1. Une série appelée « Eau » où l'iode aura été soustraite de l'image réalisant ainsi une pseudo hélice sans injection,
2. Une série appelée « Iode » où l'eau aura été soustraite de l'image réalisant ainsi une cartographie d'iode et permettant d'approcher la perfusion d'un organe. Il faut toutefois bien noter que ce n'est pas un scanner de perfusion car l'hélice est réalisée à un temps t , il n'y a donc pas d'information sur la cinétique de l'iode. On parle donc de « pseudo perfusion ».

Les régions d'intérêt (ROI) placés sur l'image ne donnent alors plus de valeurs en nombres scannographiques (Unité Hounsfield) mais des concentrations par mm³ de l'élément considéré.

La différenciation Eau vs Iode permet donc théoriquement de s'affranchir d'une hélice sans injection de produit de contraste iodé avant de réaliser l'hélice injectée (quand ces deux temps sont nécessaires) puisque l'iode pourra être soustrait de l'image à posteriori. Cependant cela a été démontré seulement en imagerie vasculaire^{53,54}, la qualité des images virtuellement sans injection n'étant pas encore de qualité suffisante pour s'affranchir de l'hélice sans injection dans la caractérisation de lésions parenchymateuses rénales ou hépatiques⁵⁵.

La cartographie d'iode a été surtout utilisée dans le cadre des embolies pulmonaires, afin de sensibiliser la détection des thrombus par visualisation des plages d'« hypoperfusion »^{45,56,57}. Certains ont comparé les résultats de la scintigraphie pulmonaires avec ceux de l'angiographie scannographique en mode double énergie avec des résultats concluants dans la détection des defects de perfusion, même si le phénomène physique comparé (perfusion vs cartographie d'iode) n'est en réalité pas comparable^{58,59}. Certaines équipes tentent de réaliser des examens couplés de cartographie d'iode et de pseudo ventilation au scanner en utilisant du Xenon en mode double énergie^{60,61}.

De multiples paires de matériaux sont accessibles et un grand intérêt des images en décomposition de matériaux est son utilisation en imagerie urinaire afin de différencier les compositions des calculs urinaires^{30,32,62}. En effet on pourra différencier calcium, acide urique, struvite et cystine afin de choisir la meilleure réponse thérapeutique⁶³ (médicamenteuse, par lithotripsie ou chirurgie).

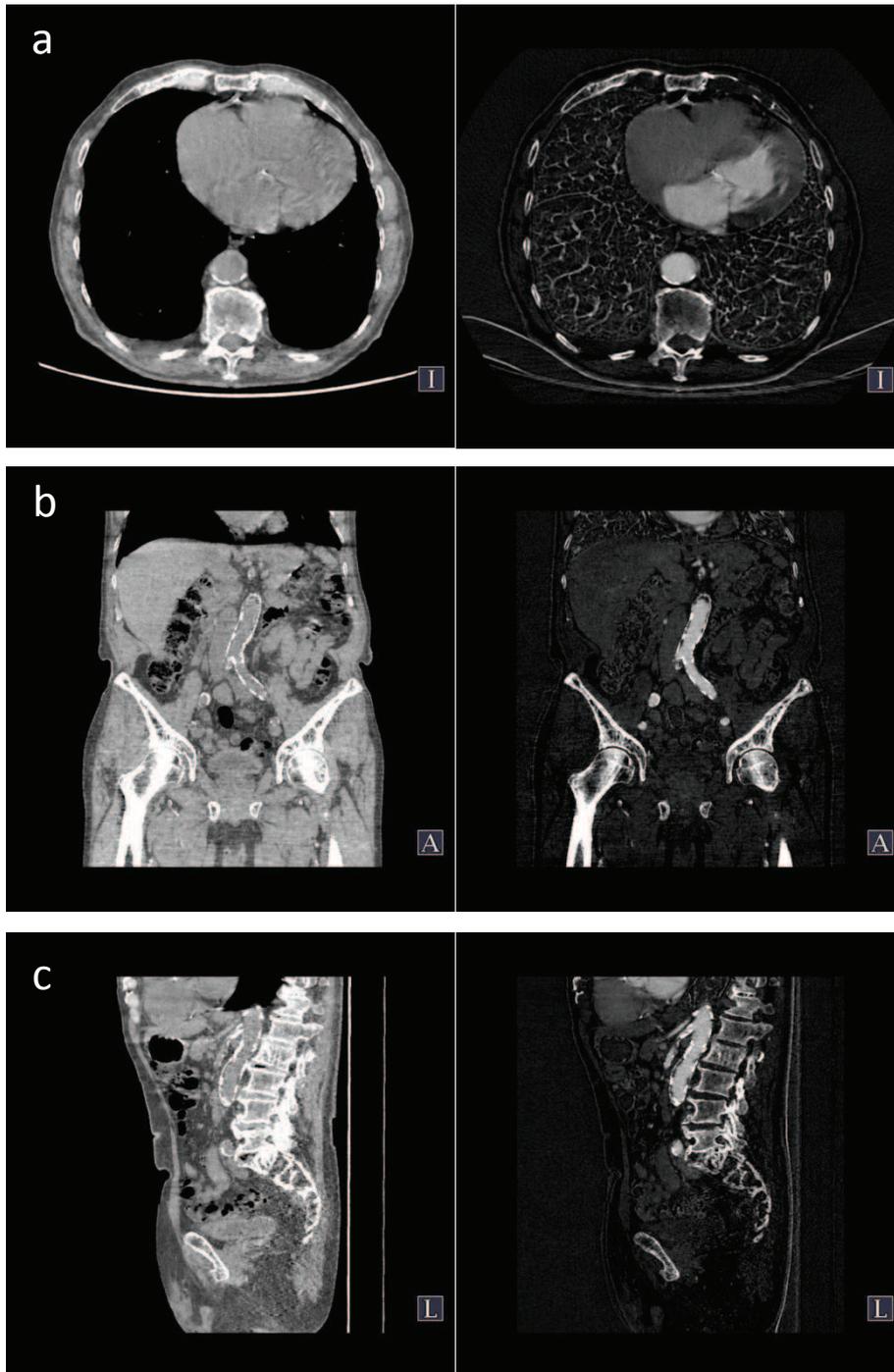


Figure 14 : AAIIF en mode double énergie, 375mA, après injection de 30 mL de PCI. Images en décomposition de matériaux, paire Eau/Iode. A gauche, images soustraites en iode et, à droite, images soustraites en eau (cartographies d'iode), en coupes axiales (a), coronales (b) et sagittales (c). Les images soustraites en iode réalisent une pseudo hélice sans injection. On peut noter l'image de pseudo perfusion pulmonaire sur la cartographie d'iode (a), utilisée pour augmenter la sensibilité de détection des défauts de « perfusion » pulmonaire en cas de recherche d'embolie pulmonaire.

ANNEXE 2: APPROCHES TECHNOLOGIQUES DU SCANNER DOUBLE ENERGIE

Le scanner double énergie est une technique basée sur la capacité à différencier des éléments au sein d'un voxel et il existe deux grandes approches technologiques⁶⁴ (Figure 15 page 55) :

1. **Technologie basée sur la source des rayons X**, en utilisant deux spectres d'énergies différentes. On distingue alors les technologies simple et double tubes.
 - **Technologie simple tube** (« Single Source dual-energy CT »): un seul tube à rayon X va fournir un spectre à bas (80kVp) et haut (140 ou 135kVp) kilovoltage, avec une rangée de détecteurs en face du tube. :
 - Par switch ultrarapide du voltage du tube (0.5 ms) lors de l'acquisition : GE® Healthcare.
 - Par une acquisition séquentielle : à chaque tour ou demi-tour ou quart de tour d'hélice, le voltage du tube sera modifié : Toshiba®.
 - **Technologie double tube** (« Dual Source Dual-Energy CT ») : 2 tubes (80 et 140kVp) placés à 90° en rotation simultanée avec une rangée de détecteurs en face de chaque tube : Siemens®.
2. **Technologie basée sur les détecteurs** : un seul tube à rayon X émet un seul spectre polychromatique, la différence d'atténuation entre photons de haute et basse énergie se fait alors grâce aux détecteurs :
 - Deux rangées de détecteurs placées en « sandwich » : la rangée supérieure (la plus proche du patient) va détecter les photons de basse énergie tandis que la rangée inférieure va détecter les photons de haute énergie.
 - Détecteurs à comptage de photons : en principe ces détecteurs peuvent déterminer l'énergie de chaque photon incident.

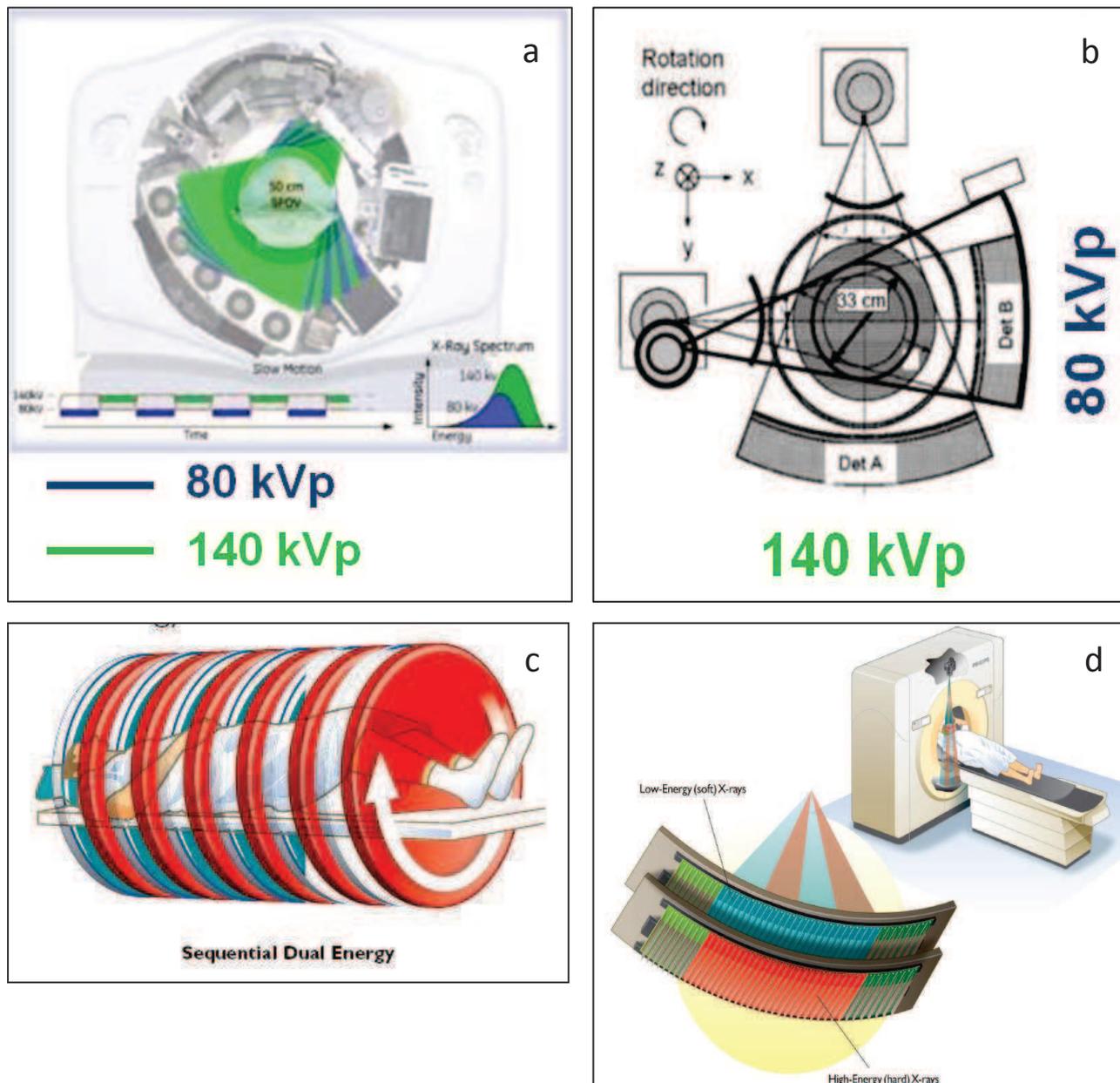


Figure 15: Approches technologiques du scanner double énergie.

a : Scanner simple source et switch ultrarapide du tube avec une rangée de détecteurs en face du tube (GE® Healthcare)

b : Scanner double source (deux tubes placés à 90°) avec deux rangées de détecteurs (une en face de chaque tube) (Siemens®)

c : Acquisition séquentielle : une hélice à haut kilovoltage (rouge) suivi d'une hélice à bas kilovoltage (bleue). Ici, le switch se fait à chaque tour complet d'hélice mais il est possible que le switch se fasse après un demi-tour ou un quart de tour d'hélice (Toshiba®).

d : Scanner simple source avec deux rangées de détecteurs, placées en sandwich, en face du tube (Actuellement limité à la recherche et développé par Philips®). La première rangée détecte les photons de basse énergie (bleue) et la seconde, plus profonde détecte les photons de haute énergie (rouge).

Remarque : a et b = images GE®, c et d = images Philips®.

A ce jour, seules les machines utilisant les technologies basées sur deux spectres de rayons X d'énergie différente sont disponibles commercialement.

Les machines basées sur la différenciation des photons par les détecteurs sont toujours utilisées en recherche et actuellement développées par Philips®. Les détecteurs à comptage de photons sont très prometteurs car ils sont capables d'analyser l'ensemble du spectre de rayons X^{65,66}. Cependant ils sont vite saturés et se limitent actuellement à l'imagerie du petit animal⁶⁷, non utilisable en pratique clinique humaine.

La machine la plus simple technologiquement est le scanner séquentiel. Cela ne nécessite quasiment aucun investissement supplémentaire hormis un logiciel de traitement des données. Si initialement des scanners à deux tubes (une hélice complète à 140kVp puis une hélice complète à 80kVp en alternance) étaient développés, on s'oriente aujourd'hui vers un seul tube switchant entre chaque hélice. En effet le fait d'utiliser deux hélices en alternance faisait doubler le nombre d'acquisitions et donc la dose d'irradiation. Le principal inconvénient de ce type de machine est la faible résolution temporelle car le temps d'acquisition est long. On ne peut donc pas envisager de réaliser des scanners cardiaques ou avec injection d'iode en bolus (tous les angioscanners). Ce type de machine est donc limité à l'étude de structures non mobiles.

Les deux machines utilisées depuis quelques années en pratique clinique courante sont le scanner simple source avec switch ultra rapide du tube de GE® et le scanner double tube de Siemens® :

- Le scanner simple source de GE présente comme principal avantage de permettre des acquisitions avec des champs de vues (FOV) de tailles comparables (i.e. 50cm) à ceux utilisés en scanner conventionnel. De plus du fait du switch ultrarapide du tube, il possède une bonne résolution temporelle. Cependant ce switch ultrarapide du tube

« mélange » les hélices entre basses et hautes énergies et ne permet pas de séparer les données. De plus, deux facteurs augmentent théoriquement la dose d'irradiation en comparaison au scanner conventionnel :

- même si le switch est ultra rapide, le temps de rotation du tube ne peut être aussi rapide que sur un scanner conventionnel (>0,5sec vs. 0,3sec).
 - Du fait du mélange des données, on ne peut pas trop diminuer les mA car cela augmenterait trop le bruit de l'image du fait d'une moitié d'acquisition à basse énergie. De même, le switch du voltage du tube ne permet pas de moduler les mA (pratique courante en scanner conventionnel). Ces considérations ne sont que théoriques puisque l'on a vu dans cette étude que la dose d'irradiation avait été diminuée grâce au scanner double énergie en diminuant les mA.
- Le scanner double tube de Siemens® présente comme principal avantage de pouvoir optimiser les paramètres (kV, mA et filtres) pour chaque tube et de pouvoir séparer les données entre basses et hautes énergies. Cependant le FOV utilisable pour le mode « double énergie » est limité car il se trouve au centre du croisement des faisceaux (i.e. 33cm), ce qui limite son utilisation dès que le périmètre abdominal et/ou thoracique ainsi que le BMI augmentent. De plus l'hélice à bas kilovoltage nécessite une augmentation des mA pour limiter le bruit ce qui augmente la dose d'irradiation et le temps de rotation du tube. Ainsi, si l'utilisation de deux tubes offre théoriquement une résolution temporelle très élevée (permettant par exemple de réaliser des scores calciques coronaires sans synchronisation à l'ECG), ce n'est pas le cas lorsque ce scanner est utilisé en mode double énergie.

ANNEXE 3 : ARTICLE EN COURS DE SOUMISSION

Single Source Dual-Energy CT Angiography With Reduced Iodine Load in Patients Referred for Aorto-Ilio-femoral Evaluation Before Transcatheter Aortic Valve Implantation: Impact on Image Quality

Benjamin Dubourg^{1,3}, MD; Jérôme Caudron^{1,3}, MD, MSc; Jean-Pierre Lestrat¹, MD; Michael Bubenheim⁴, PhD Valentin Lefebvre^{1,3}, MD, MSc;; Matthieu Godin², MD; Christophe Tron², MD; Hélène Eltchaninoff^{2,3}, MD, PhD; Fabrice Bauer^{2,3}, MD, PhD, Jean-Nicolas Dacher^{1,3}, MD, PhD.

¹ Rouen University Hospital, Department of Radiology, Cardiac MR/CT Unit, 1 Rue de Germont, F-76031 Rouen CEDEX, France.

² Rouen University Hospital, Department of Cardiology, 1 Rue de Germont, F-76031 Rouen CEDEX, France.

³ INSERM U1096, UFR Médecine Pharmacie, 22 Boulevard Gambetta, F-76183 Rouen CEDEX 1, France

⁴ Rouen University Hospital, Department of Biostatistics, 1 Rue de Germont, F-76031 Rouen CEDEX, France.

Corresponding Author

Pr Jean-Nicolas Dacher, MD, PhD. Rouen University Hospital, Department of Radiology, Cardiac MR/CT Unit, 1 Rue de Germont, 76031 Rouen CEDEX, France.

Email: jean-nicolas.dacher@chu-rouen.fr, TEL: +33 2 32 88 64 96, FAX: +33 2 32 88 82 35

Type of Manuscript: Original Research

Abstract

Purpose: To compare image quality (evaluated from qualitative and quantitative criteria) and radiation dose of pre-TAVI aortoiliofemoral CT angiography (AICTA) provided by standard vs. dual-energy mode with reduced iodine load protocols.

Material and Methods: Institutional review board approved this retrospective study and informed consent was waived. One hundred and sixty one patients with severe aortic valve stenosis were evaluated before TAVI with a two-step CTA protocol including cardiac CTA with injection of 65mL of iodinated contrast agent (ICA), immediately followed by AICTA. From this second acquisition, 3 different patients groups were identified: Group 1: 52 patients with standard AICTA (60mL ICA, 100kVp, mA automodulation); Group 2: 48 patients with dual-energy AICTA with 50% iodine load reduction (30mL ICA, fast kVp switching, 600mA, image reconstruction at 60keV); Group 3: 61 patients with an identical protocol to Group 2 but with mA level at 375. Qualitative/Subjective image quality was evaluated with a thirteen points score. Quantitative/Objective image quality was deduced from: 1/ Signal intensity and image noise in seven arterial segments, 2/ signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR). Radiation dose was recorded in each group. Proportion of non-diagnostic examinations (score<7), qualitative and quantitative criteria, and radiation dose were compared between the three groups using Kruskal-Wallis Test.

Results: There was no significant difference in non-diagnostic images between the three protocols. Signal intensity, SNR and CNR were significantly higher whereas noise was significantly lower in the standard protocol ($p<0.05$ for all). Radiation dose was lower in dual-energy protocol at 375mA ($p<0.05$).

Conclusion: Dual-energy AICTA before TAVI allows reducing iodine load while maintaining sufficient diagnostic information despite increased noise.

Key words: Cardiac CT; Dual energy CT; Spectral imaging; Iodinated contrast agents; Transcatheter aortic valve implantation.

Introduction

Aortic stenosis is the most frequent valvular disease, and severe aortic stenosis is highly prevalent in the elderly (1). Surgical aortic valve replacement is the reference treatment but transcatheter aortic valve implantation (TAVI) is an alternative in this high risk population (2–4) since about one third of patients are contraindicated for surgery or decline it (5). Although many accesses are possible for TAVI, the transfemoral approach is the most frequently used. For this reason, a high resolution and dynamic anatomical review must be performed before the procedure, based on echocardiography, computed tomography angiography (CTA) and conventional angiography.

Prior to TAVI, CTA should provide information about aortic root anatomy, cardiac structures (6–10), and aortoiliiofemoral anatomy (tortuosity, calcifications/atherosclerosis, diameters) (9–11) . This comprehensive evaluation should determine the feasibility of the procedure, size the prosthetic valve and determine the percutaneous access. As retrospectively gated cardiac CTA is preferable for accurate evaluation of the aortic root, the aortoiliiofemoral CTA (AICTA) is generally not performed during the same acquisition with limited detector width scanners (the majority of current equipments); therefore it is recommended to perform a two-step examination (9,10) including a cardiac CTA, followed by an AICTA. Reducing the amount of iodinated contrast agents (ICA) is of importance in those elderly patients with frequently impaired renal function (12,13) and this can be achieved with dual-energy CT by using virtual monochromatic images (14, 15). A previous study demonstrated that up to 50% of the iodine load can be saved if CTA is performed with dual-energy mode (16) with optimal vascular analysis obtained with 60keV reconstructions (17).

The purpose of the study was to compare the image quality (qualitative and quantitative criteria) and radiation dose of pre TAVI AICTA provided by standard vs. dual energy mode with reduced iodine load protocols.

Material and Methods:

Institutional review board approved the study and informed consent was waived for this retrospective study. The equipment is commercially available and none of the authors received financial or technical support.

Patient population, CT protocols and image reconstruction

Between August 2011 and February 2013, 191 patients with severe aortic stenosis (clinical and echocardiographic diagnosis) and contraindication for surgery were referred for CTA evaluation before TAVI. All examinations were performed with the Discovery 750HD MDCT (General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA). The same ICA (Iohexol 350mg/ml) was administered in all patients after placing a peripheral venous access of at least 18-gauge in the antecubital vein.

A two-step examination was performed:

- Firstly, all patients underwent a retrospectively ECG-gated standard cardiac CTA after pulsed injection of 65mL of ICA. This part of the examination was not considered in the present study.
- Secondly, within two minutes, AICTA was performed with a reinjection of ICA. A bolus tracking was used to determine the optimal timing (region of interest drawn on the proximal abdominal aorta, with a trigger set to begin at 150 HU).

Three successive groups were identified, according to the AICTA protocol that evolved over time with scientific knowledge and technological development (Figure 1 and Table 1):

1/ Standard Group: During the first period (August 2011 to December 2011), the AICTA was performed with 60mL of ICA using polychromatic standard protocol.

2/ Spectral 600 (S600) Group: During the second period (December 2011 to August 2012), AICTA was performed after injection of 30mL of ICA using dual-energy mode at 600mA (mA were not modifiable at this time) (16).

3/ Spectral 375 (S375) Group: During the third period (From August 2012 to February 2013) a technical upgrade allowed a decrease of the tube current in the dual-energy mode, reducing radiation dose as recommended by guidelines (18,19). Then, AICTA was performed after injection of 30mL of ICA using dual energy mode at 375 mA.

Patients were excluded from the analysis if:

1/ They did not receive the strict amount of ICA either for cardiac CTA (65mL in all groups) or AICTA (60mL in standard group and 30mL in S600 and S375 groups). Three patients with a Body Mass Index (BMI) >35 were prescribed greater volume of ICA. In 14 patients, the ICA volume could not be retrieved in medical records. Finally, 4 patients with history of allergy received another ICA.

2/ They did not receive ICA due to renal failure (creatinine clearance <30mL/min): 9 patients.

Finally 161 patients could be included and analyzed: 52 patients in the Standard group, 48 in the S600 group and 61 in the S375 group.

Images from the Standard group were reconstructed using standard algorithm. Images of S600 and S375 groups were reconstructed with dedicated software (Gemstone Spectral Imaging GSI®, GE Healthcare) at a monochromatic energy of 60 keV, as suggested by recent scientific knowledge (17).

Data Analysis:

All examinations were retrieved in the Picture Archiving and Communication system (PACS). All data were anonymized and information usually accessible to radiologists deleted so that the readers could not know which acquisition had been performed. Images were analyzed with dedicated vascular reconstruction software (AW 4.4-4.5, Advantage WorkStation, GE Healthcare). Two readers with respectively 4 and 8 years of experience in cardiovascular imaging performed in consensus the analysis of all qualitative and quantitative parameters. A third reader with 15 years of experience in cardiovascular imaging gave consensus in case of discrepancy.

Quantitative analysis of image quality

The method is illustrated in Figure 2. Signal intensity (SI) (mean CT numbers in Hounsfield Units, HU) and noise (standard deviation of CT numbers in HU) were measured in seven arterial segments: right and left common femoral artery, right and left external iliac artery, right and left common iliac artery and the infrarenal aorta. Mean SI and mean noise of the seven arterial segments were calculated in all patients. Signal Intensity of left psoas major muscle and air noise were also measured.

Signal-to-noise ratio (SNR) and Contrast-to-noise ratio (CNR) were therefore calculated as follows:

- SNR = mean arterial SI/mean arterial noise

- CNR = (mean arterial SI – SI of left psoas major)/mean arterial noise

Qualitative analysis of image quality

The level of valid information for diagnosis was expressed as a score ranging from 0 to 13 (0 = non interpretable examination to 13 = optimal quality). This score was the sum of four qualitative scales (Figure 3) including as follows: image noise, artifacts on vascular walls, diagnostic confidence, and quality of arterial enhancement in the seven arterial segments described above. For this last criterion the mean value was used for calculating the final score. This score was adapted from previous point scale criteria used by Singh et al. (20) and Loewe et al. (21). Images were considered nondiagnostic if the final score was lower than median, i.e. < 7.

Radiation dose

For each AICTA, CT Dose index (CTDI_{vol}) and Dose-Length Product (DLP) were recorded.

Statistical Analysis:

Analyses were performed using statistical dedicated software (IBM SPSS Statistics 20, Armonk, NY, USA)

The primary endpoint was the level of valid information for diagnosis, expressed by the qualitative score ranging from 1 to 13. The significance of the difference in the number of images with a score < 7 between the three groups was then assessed using the Freeman-Halton test. Score comparison between the three groups was realized using Kruskal-Wallis Test and pairwise comparison using Wilcoxon's test for independent samples. Since it was felt that a higher quantity of ICA should yield a higher image quality, a further aim was to estimate the loss in points on the quality scales. For this purpose, 95 % confidence interval (CI) for the difference between each time two groups was established using the method of Hodges and Lehmann (22) because overall scores distribution appeared not to be Gaussian ($p < 0.01$ for each patient group using Kolmogorov-Smirnov test).

Information on patients' characteristics and quantitative criteria were gathered for all included patients. As normal assumption could not be taken for granted, the Kruskal-Wallis test was used in order to assess simultaneously whether the three groups differed at AICTA and pairwise comparisons were carried out using Wilcoxon's test for independent samples. For sex composition comparison, Freeman and Halton test was employed.

As this study is exploratory by nature, a P -value less than 0.05 was considered to be statistically significant.

Results

Results are shown in Tables 2, 3 and 4.

Patient characteristics and radiation dose

There was no significant difference in sex composition, age, BMI and abdominal perimeter between the three groups (all $p > 0.05$). Radiation dose (CTDI_{vol} and DLP) was significantly different between the three groups ($p < 0.001$), S375 group radiation dose was significantly lower and S600 radiation dose was significantly higher compared to each other group (all $p < 0.001$).

Qualitative results

The nondiagnostic examination rate (score $< 7/13$) was similar between the three groups of patients ($p = 0.334$). No examination had a score < 7 in Standard and S600 groups, whereas two examinations had a score < 7 in S375 group, involving patients with BMI > 30 in both cases. There was a significant difference in the score between the three groups ($p < 0.001$). Pairwise comparison showed: (1) a significantly lower score in the S600 group compared to Standard group ($p < 0.001$) with a median loss of point comprised between 1 and 1.85 [95%CI = (1;1.85)] (2) a significantly lower score in the S375 group compared to Standard group ($p < 0.001$) with a median loss of point comprised between 1 and 2 [95%CI = (1;2)] and (3) a significantly lower score in the S375 group compared to S600 group ($p = 0.023$) with a median loss of point comprised between 0 and 1 [95%CI = (0;1)].

Quantitative results

Mean vascular signal and noise, air noise, CNR and SNR were significantly different between the three groups (all $p < 0.05$). Pairwise comparison revealed significantly higher mean signal, SNR and CNR, and lower mean noise in the Standard group compared to the other two groups (all $p < 0.05$). There was no significant difference in air noise between S600 and Standard groups but it was significantly higher in S375 group compared to the other two groups (both $p < 0.02$).

Comparison between S375 and S600 groups showed no significant difference in mean signal and noise, SNR and CNR (all $p>0.05$). A subgroup analysis by considering only overweight and obese patients ($BMI>25$) (Table 4) revealed a significantly higher SNR and CNR, and lower mean noise in S600 group compared to S375 group (all $p<0.05$).

Discussion

In single source dual-energy CT, two different energy beams are emitted from a fast switching kilovoltage X-ray tube [80 and 140 kilovolt peak (kVp)] allowing to differentiate various structures within a voxel. This technique generates virtual monochromatic images ranging from 40 to 140 kiloelectron volt (keV). The absorption of iodine, which absorption peak (or k edge) is 33 keV, increases with the decrease in beam energy (15). It is now admitted in several vascular beds that up to 50% of iodine load can be saved if CTA is performed with dual-energy mode (16). The optimal vascular analysis seems to be obtained with 60 keV reconstruction (17), a satisfactory level balancing signal and noise.

The primary endpoint of this study was the level of valuable information for diagnosis, expressed by a 13 points score. Our results confirmed, in the context of TAVI, that AICTA using dual energy allowed a 50% reduction of iodine load, compared to standard protocol.

Image quality was qualitatively and quantitatively altered in dual energy protocols compared with standard protocol, mainly from the consequence of an increased noise. However, image quality remained sufficient for diagnosis, as only two examinations were considered nondiagnostic in the S375 Group. These observations confirmed the results of prior studies (16,17) but unlike those studies, we found significant higher signal, SNR and CNR in standard protocol compared to dual-energy protocols with image reconstruction at 60keV. If Yuan et al. (16) used a 50keV energy level and thus increased iodine absorption and signal, Delesalle et al. (17) found no significant difference in signal compared to standard protocol using, as we did, 60keV reconstructions. The lower amount of iodine administered in our study could explain these differences: indeed we used 30mL of 350mg/mL ICA (i.e. 10.5g of iodine) whereas Delesalle et al. administered 84ml of 170mg/mL ICA (Iohexol 240 diluted with 36mL of saline, i.e. 14.2g of iodine). The decreased signal in our study could have been compensated by a further reduction of the energy of the monochromatic beam but this choice would have resulted in an increased noise, proving the difficulty to choose an appropriate energy level (Figure 4). As previously published (17) and based on our previous experience,

we have been using 60keV in order to optimize the SNR and performance of vessel analysis software.

To our knowledge, no prior study has compared CTA results in dual-energy mode according to the tube current. Comparison between S375 and S600 groups showed no significant difference in number of scores $<7/13$, mean vessel signal, mean vessel noise, air noise, SNR and CNR whereas radiation dose in S375 group was significantly lower, raising the question of the usefulness of using a 600mA tube current in this clinical indication. However, the quantitative score was significantly lower and air noise was significantly higher in the S375 group. Furthermore, the two examinations considered unacceptable for diagnosis in the S375 group involved two obese patients (BMI were 31 and 33). An overweight and obese patients (BMI >25) sub-group analysis showed significantly higher qualitative score, SNR and CNR, and lower mean noise in S600 group compared to S375 group, proving the necessity to use higher tube current for obese patients in dual-energy mode when reducing iodine load. As the radiation dose in the S600 group was significantly superior compared to standard group, the balance between radiation exposure and Contrast Induced Nephropathy (CIN) prevention must be weighted before using dual-energy mode at 600mA. In this study, involving an elderly population, the primary risk was clearly that of CIN.

Preventing CIN remains a major challenge in TAVI because this procedure involves elderly patients with frequently impaired renal function (12,23), and TAVI scheduling and procedure generate various examinations requiring intra venous and intra arterial ICA injections (24). Reducing iodine load at CTA has been studied so far using two methods increasing iodine contrast: (1) Reducing tube voltage at 80kVp in standard polychromatic mode provided acceptable results but showed limitations in patients with high BMI and/or large abdominal perimeter (25–27); (2) Decreasing the virtual monochromatic beam energy in dual-energy mode (16,17). As this virtual beam can vary from 40 to 140 keV, iodine contrast can be increased with decreased energy level closer to the iodine k-edge of 33keV at the expense of an increased noise. Moreover, analysis of extra vascular structures can also be performed at

70keV, as Matsumoto et al. demonstrated significant lower noise and higher CNR in dual-energy mode with images reconstruction at 70keV compared to 120kVp standard polychromatic protocol. (28).

Current guidelines on TAVI CT planning (9,10) recommend to perform a two-step examination, especially with limited detector width scanners (64 slices or less) but several strategies were described to reduce iodine load. In two recent studies (29,30), cardiac specific acquisition was performed during a thoraco-abdomino-pelvic volume acquisition using high-pitch spiral, allowing a one step examination with a single injection of ICA. However, this cardiac acquisition was prospectively ECG-gated, compromising the kinetic study of the aortic valve and annulus and not recommended in elderly patients with frequent rhythm and/or conduction disorders. Some teams are using the first cardiac bolus injection and trigger the AICTA just after the cardiac CTA without further injection of ICA, with the risk of suboptimal arterial enhancement. Two studies (31, 32) reported direct aortic injection with low volume of ICA. These recent publications illustrate the challenge of reducing iodine load in TAVI CT planning and our study highlights the perspectives provided by dual-energy CT. Indeed, we have performed AICTA with only 30mL of ICA with acceptable images for diagnosis. As dual-energy mode will soon be applicable to retrospective ECG-gated CT, a greater reduction in iodine load could be possible in a near future.

This study had several limitations. First, this was a retrospective monocentric study. Secondly, the AICTA was realized within two minutes after a first injection of ICA for the first cardiac CT and recirculation phenomenon increased the signal, thus compensating the reduced iodine load. However the same first cardiac CTA with the same iodine load injected (65mL 350mg/ml) has been performed in the three groups, reducing this bias. Third, we did not study the effect of reduced iodine load on extravascular structures. Fourth, we could not evaluate the impact of reduced iodine load on renal function because the data provided by the analysis of medical records were insufficient (most serum creatinine assays were performed in external laboratories).

In conclusion, **dual-energy AICTA before TAVI allows a 50% reduction of iodine load, with image quality remaining sufficient for diagnosis, despite image degradation mainly due to an increased noise.** Using 375mA in dual-energy mode for tube current allows a significant reduction of radiation dose compared to standard polychromatic protocol but it should not be used in obese patients. Radiation dose is significantly higher with 600mA tube current compared to standard protocol and balance between radiation exposure and CIN prevention needs to be weighted before using this mode.

Acknowledgement: The authors thank Annick Troniou for retrieve all the clinical data in the medical records.

References

1. Iung B, Baron G, Butchart EG, Delahaye F, Gohlke-Bärwolf C, Levang OW, et al. A prospective survey of patients with valvular heart disease in Europe: The Euro Heart Survey on Valvular Heart Disease. *Eur Heart J* 2003; 24(13):1231–1243.
2. Cribier A, Eltchaninoff H, Bash A, Borenstein N, Tron C, Bauer F, et al. Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description. *Circulation* 2002;106(24):3006–3008.
3. Cribier A, Eltchaninoff H, Tron C, Bauer F, Agatiello C, Nercolini D, et al. Treatment of calcific aortic stenosis with the percutaneous heart valve: mid-term follow-up from the initial feasibility studies: the French experience. *J Am Coll Cardiol* 2006;47(6):1214–1223.
4. Gilard M, Eltchaninoff H, Iung B, Donzeau-Gouge P, Chevreul K, Fajadet J, et al. Registry of transcatheter aortic-valve implantation in high-risk patients. *N Engl J Med* 2012;366(18):1705–1715.
5. Iung B, Baron G, Tornos P, Gohlke-Bärwolf C, Butchart EG, Vahanian A. Valvular heart disease in the community: a European experience. *Curr Probl Cardiol* 2007;32(11):609–661.
6. Leipsic J, Gurvitch R, Labounty TM, Min JK, Wood D, Johnson M, et al. Multidetector computed tomography in transcatheter aortic valve implantation. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011;4(4):416–429.
7. Tops LF, Wood DA, Delgado V, Schuijf JD, Mayo JR, Pasupati S, et al. Noninvasive evaluation of the aortic root with multislice computed tomography implications for transcatheter aortic valve replacement. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008;1(3):321–330.
8. Wood DA, Tops LF, Mayo JR, Pasupati S, Schalij MJ, Humphries K, et al. Role of multislice computed tomography in transcatheter aortic valve replacement. *Am J Cardiol* 2009;103(9):1295–1301.

9. Holmes DR, Mack MJ, Kaul S, Agnihotri A, Alexander KP, Bailey SR, et al. 2012 ACCF/AATS/SCAI/STS Expert Consensus Document on Transcatheter Aortic Valve Replacement. *J Am Coll Cardiol* 2012;59(13):1200–1254.
10. Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA. SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012;6(6):366–380.
11. Holmes DR Jr, Mack MJ. Transcatheter valve therapy: a professional society overview from the American College of Cardiology Foundation and the Society of Thoracic Surgeons. *Ann Thorac Surg* 2011;92(1):380–389.
12. American College of Radiology Manual on Contrast Media Version 9. Available from: http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PDF/QualitySafety/Resources/Contrast%20Manual/2013_Contrast_Media.pdf. Published 2013
13. Thomsen HS. European Society of Urogenital Radiology guidelines on contrast media application. *Curr Opin Urol* 2007;17(1):70–76.
14. Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, et al. Dual-Energy Multidetector CT: How Does It Work, What Can It Tell Us, and When Can We Use It in Abdominopelvic Imaging? *Radiographics* 2010;30(4):1037–1055.
15. Kalva SP, Sahani DV, Hahn PF, Saini S. Using the K-edge to improve contrast conspicuity and to lower radiation dose with a 16-MDCT: a phantom and human study. *J Comput Assist Tomogr* 2006;30(3):391–397.
16. 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):290–297.

17. 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):256–266.
18. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP* 2007;37(2-4):1–332.
19. Authors on behalf of the ICRP, Cousins C, Miller DL, Bernardi G, Rehani MM, Schofield P, et al. ICRP PUBLICATION 120: Radiological Protection in Cardiology. *Ann ICRP* 2013;42(1):1–125.
20. Singh S, Kalra MK, Gilman MD, Hsieh J, Pien HH, Digumarthy SR, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study. *Radiology* 2011;259(2):565–573.
21. Loewe C, Becker CR, Berletti R, Cametti CA, Caudron J, Coudyzer W, et al. 64-Slice CT angiography of the abdominal aorta and abdominal arteries: comparison of the diagnostic efficacy of iobitridol 350 mg/ml versus iomeprol 400 mg/ml in a prospective, randomised, double-blind multi-centre trial. *Eur Radiol* 2010;20(3):572–583.
22. Lehmann EL, D'Abrera HJ. *Nonparametrics: Statistical methods based on ranks*. Oxford, England: Holden-Day; 1975.
23. Bruce RJ, Djamali A, Shinki K, Michel SJ, Fine JP, Pozniak MA. Background fluctuation of kidney function versus contrast-induced nephrotoxicity. *AJR Am J Roentgenol* 2009;192(3):711–718.
24. Bagur R, Webb JG, Nietlispach F, Dumont E, De Larochelliere R, Doyle D, et al. Acute kidney injury following transcatheter aortic valve implantation: predictive factors, prognostic value, and comparison with surgical aortic valve replacement. *Eur Heart J* 2009;31(7):865–874.

25. Tang K, Wang L, Li R, Lin J, Zheng X, Cao G. Effect of low tube voltage on image quality, radiation dose, and low-contrast detectability at abdominal multidetector CT: phantom study. *J Biomed Biotechnol* 2012;2012:130-169.
26. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul J-F. Low-Kilovoltage Multi-Detector Row Chest CT in Adults: Feasibility and Effect on Image Quality and Iodine Dose. *Radiology* 2004;231(1):169–174.
27. Nakaura T, Awai K, Oda S, Funama Y, Harada K, Uemura S, et al. Low-kilovoltage, high-tube-current MDCT of liver in thin adults: pilot study evaluating radiation dose, image quality, and display settings. *AJR Am J Roentgenol* 2011;196(6):1332–1338.
28. 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):257–262.
29. Wuest W, Anders K, Schuhbaeck A, May MS, Gauss S, Marwan M, et al. Dual source multidetector CT-angiography before Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI) using a high-pitch spiral acquisition mode. *Eur Radiol* 2012;22(1):51–58.
30. Plank F, Friedrich G, Bartel T, Mueller S, Bonaros N, Heinz A, et al. Benefits of high-pitch 128-slice dual-source computed tomography for planning of transcatheter aortic valve implantation. *Ann Thorac Surg* 2012;94(6):1961–1966.
31. Joshi SB, Mendoza DD, Steinberg DH, Goldstein MA, Lopez CF, Raizon A, et al. Ultra-low-dose intra-arterial contrast injection for iliofemoral computed tomographic angiography. *JACC Cardiovasc Imaging* 2009;2(12):1404–1411.
32. Nietlispach F, Leipsic J, Al-Bugami S, Masson J-B, Carere RG, Webb JG. CT of the iliofemoral arteries using direct aortic contrast injection: proof of feasibility in patients screened towards percutaneous aortic valve replacement. *Swiss Med Wkly* 2009;139(31-32):458.

Tables

Table 1. Aortoiliiofemoral CT Angiography Scanning, Injection and Reconstruction Protocols

	Patients' Group		
	Standard	S600	S375
Scanning Protocol			
Acquisition mode	Standard	Dual-energy	Dual-energy
Tube Voltage (kVp)	100 kVp	Fast switching 140/80kVp	Fast switching 140/80kVp
Tube current (mA)	Automatic modulation	600 mA	375 mA
Rotation time (sec)	0.7	0.6	0.6
Pitch (mm)	0.984	0.984	0.984
Collimation (mm)	0.625	0.625	0.625
Injection Protocol			
Volume (mL)	60	30	30
Concentration (mg/mL)	350	350	350
Flow rate (mL/sec)	4	3	3
Reconstruction Protocol			
keV	Non applicable	60	60
Algorithm	60% filtered back projection / 40% ASIR	60% filtered back projection / 40% ASIR	60% filtered back projection / 40% ASIR

Note. – ASIR : Adaptive Statistical Iterative Reconstruction

Table 2. Comparison of Patients' Characteristics, Image Quality and Radiation Dose between Standard, S600 and S375 Groups.

		Standard (n=52)	S600 (n=48)	S375 (n=61)	P Value
Patients' Characteristic	Age (years)	83,84 ± 6.17	85,11 ± 7.04	85,58 ± 6.41	0.140
	Female to male*	28/24	30/18	35/27	0.673
	BMI (kg/m ²)	26.23 ± 4.98	26.13 ± 4.98	26.22 ± 4.99	0.317
	Abdominal Perimeter (cm)	99.64 ± 11.67	99.71 ± 13.36	96.45 ± 12.10	0.369
Quantitative Criteria	Mean Signal (HU)	415.99 ± 108.89	374.74 ± 97.95	361.16 ± 81.92	= 0.008
	Mean Noise (HU)	29.64 ± 5.45	36.25 ± 7.81	38.47 ± 7.28	< 0.001
	Air Noise (HU)	12.31 ± 3.07	13.33 ± 3.37	14.28 ± 3.83	= 0.008
	SNR	14.19 ± 3.62	10.74 ± 3.68	9.72 ± 2.97	< 0.001
	CNR	11.83 ± 3.38	8.72 ± 3.40	7.82 ± 2.62	< 0.001
Qualitative criteria	Number of scores < 7*	0	0	2	0.334
	Mean score	11.50 ± 1.03	10.34 ± 1.15	9.81 ± 1.30	<0.001
	Median score**	12.0	10.1	10.0	
	Minimum**	9	7	5	
	Maximum**	13	13	12	
Radiation Dose	CTDI _{vol} (mGy)	20.14 ± 3.72	25.83 ± 0.38	12.80 ± 0.61	< 0.001
	DLP (mGy.cm)	979.94 ± 265.63	1185.6 ± 115.01	584.32 ± 45.19	< 0.001

Note. – Unless other indicated, all data are mean ± standard deviation; comparisons between the three groups were performed using Kruskal-Wallis Test. HU = Hounsfield Units.

*Data are number of examinations; comparisons between three groups were performed using Freeman-Halton Test.

**Data are Qualitative Score on 13.

Table 3. Pairwise Comparison of Image Quality and Radiation Dose Between Standard, S600 and S375 Groups.

		Standard vs. S600			Standard vs. S375			S600 vs. S375		
		Standard	S600	<i>P</i> Value	Standard	S375	<i>P</i> Value	S600	S375	<i>P</i> Value
Quantitative criteria	Mean Signal (HU)	415.99 ± 108.89	374.74 ± 97.95	0.044	415.99 ± 108.89	361.16 ± 81.92	0.002	374.74 ± 97.95	361.16 ± 81.92	0.402
	Mean Noise (HU)	29.64 ± 5.45	36.25 ± 7.81	<0.001	29.64 ± 5.45	38.47 ± 7.28	<0.001	36.25 ± 7.81	38.47 ± 7.28	0.079
	Air Noise (HU)	12.31 ± 3.07	13.33 ± 3.37	0.261	12.31 ± 3.07	14.28 ± 3.83	0.003	13.33 ± 3.37	14.28 ± 3.83	0.063
	SNR	14.19 ± 3.62	10.74 ± 3.68	<0.001	14.19 ± 3.62	9.72 ± 2.97	<0.001	10.74 ± 3.68	9.72 ± 2.97	0.150
	CNR	11.83 ± 3.38	8.72 ± 3.40	<0.001	11.83 ± 3.38	7.82 ± 2.62	<0.001	8.72 ± 3.40	7.82 ± 2.62	0.207
Qualitative criteria	Total Score	11.5 ± 1.03	10.34 ± 1.15	<0.001	11.5 ± 1.03	9.81 ± 1.30	<0.001	10.34 ± 1.15	9.81 ± 1.30	0.026
	CI 95%*	(1;1.85)			(1;2)			(0;1)		
Radiation dose	CTDI (mGy)	20.14 ± 3.72	25.83 ± 0.38	<0.001	20.14 ± 3.72	12.80 ± 0.61	<0.001	25.83 ± 0.38	12.80 ± 0.61	<0.001
	DLP (mGy.cm)	979.94 ± 265.63	1185.6 ± 115.01	<0.001	979.94 ± 265.63	584.32 ± 45.19	<0.001	1185.6 ± 115.01	584.32 ± 45.19	<0.001

Note. – Unless other indicated, data are mean ± standard deviation. Comparisons of variables were performed using Wilcoxon's Test for independent samples.

*CI95% = Confidence interval of the median loss of points of qualitative scores between each time two groups, using Hodges and Lehmann method.

HU = Hounsfield Unit

Table 4. Comparison of Patients' Characteristics, Image Quality and Radiation dose for Overweighted and Obese Patients between S600 and S375 groups.

		S600 (n=26)	S375 (n=28)	P
Patients characteristics	BMI (kg/m ²)	30.37 ± 3.69	28.56 ± 2.11	0.088
	Abdominal Perimeter (cm)	106.23 ± 11.71	103.64 ± 9.85	0.488
Quantitative criteria	Mean Signal (HU)	352.77 ± 97.47	331.16 ± 89.49	0.315
	Mean Noise (HU)	37.18 ± 7.39	41.88 ± 7.10	0.017
	Air Noise (HU)	14.54 ± 3.64	15.68 ± 3.40	0.168
	SNR	9.69 ± 2.81	8.05 ± 2.24	0.023
	CNR	7.88 ± 2.68	6.50 ± 2.26	0.040
Qualitative criteria	Qualitative Score	10.00 ± 1.16	9.19 ± 1.33	0.003
	CI95%*	(0;1)		
Radiation dose	CTDI _{vol} (mGy)	25.73 ± 0.452	12.79 ± 0.63	<0.001
	DLP (mGy.cm)	1205.88 ± 125.13	596.79 ± 43.08	<0.001

Note. – Unless other indicated, all data are mean ± standard deviation. Comparisons between variables were performed using Wilcoxon's Test for independent samples.

*CI95%= Confidence Interval of the median loss of points between S375 and S600 groups using Hodges and Lehmann method.

HU = Hounsfield Units

Figures Legends

Figure 1. The TAVI CT planning protocol evolving over time. TAVI CT planning consists in a two- step exam: a first retrospective gated cardiac CTA after injection of iodinated contrast agent (ICA) and an aortoiliofemoral CTA (AICTA) after a second injection of ICA. As cardiac CT protocol (blue rectangle) did not differ during time, the three groups differed according to the aortoiliofemoral CTA protocol (green, yellow and orange rectangles).

Figure 2. Aortoiliofemoral CTA performed with dual-energy mode (375mA tube current). Axial views reconstructed at 60keV. Measurements were performed using Regions of Interest (ROI). ROI were placed in right and left common femoral arteries (a), right and left external iliac arteries (b), right and left common iliac arteries (c), infra renal aorta (d), left major psoas muscle (e) and in the air (f). The results are expressed as ROI surface ($=\text{mm}^2$), mean CT numbers in Hounsfield Unit (HU) ($=\text{Av}$) and standard deviation of CT numbers in HU ($=\text{Std}$).

Figure 3. Quantitative score ranging from 0 to 13 points representing the level of valuable information for diagnosis. This score is the sum of four qualitative scales: image noise, artifacts on vascular walls, diagnostic confidence and quality of arterial enhancement in each of seven vascular segments (mean of the seven segments is used for final score).

Figure 4. Aortoiliofemoral CTA in dual energy mode (375mA tube current). Axial view in monochromatic reconstruction at 60 KeV and Regions of Interest (ROI) placed in infrarenal aorta and in left major psoas muscle (a). Corresponding CT numbers curves in Hounsfield Units (HU) as a function of keV (b). Iodine absorption increases with keV level decreasing whereas water absorption (left major psoas muscle) varies very slightly with keV. These properties lead to an increase in contrast between the two structures when keV level is decrease and permit a more accurate diagnosis. Note the increased noise proportional to the decrease in keV, represented by standard deviation in vertical bars on either side of the curves.

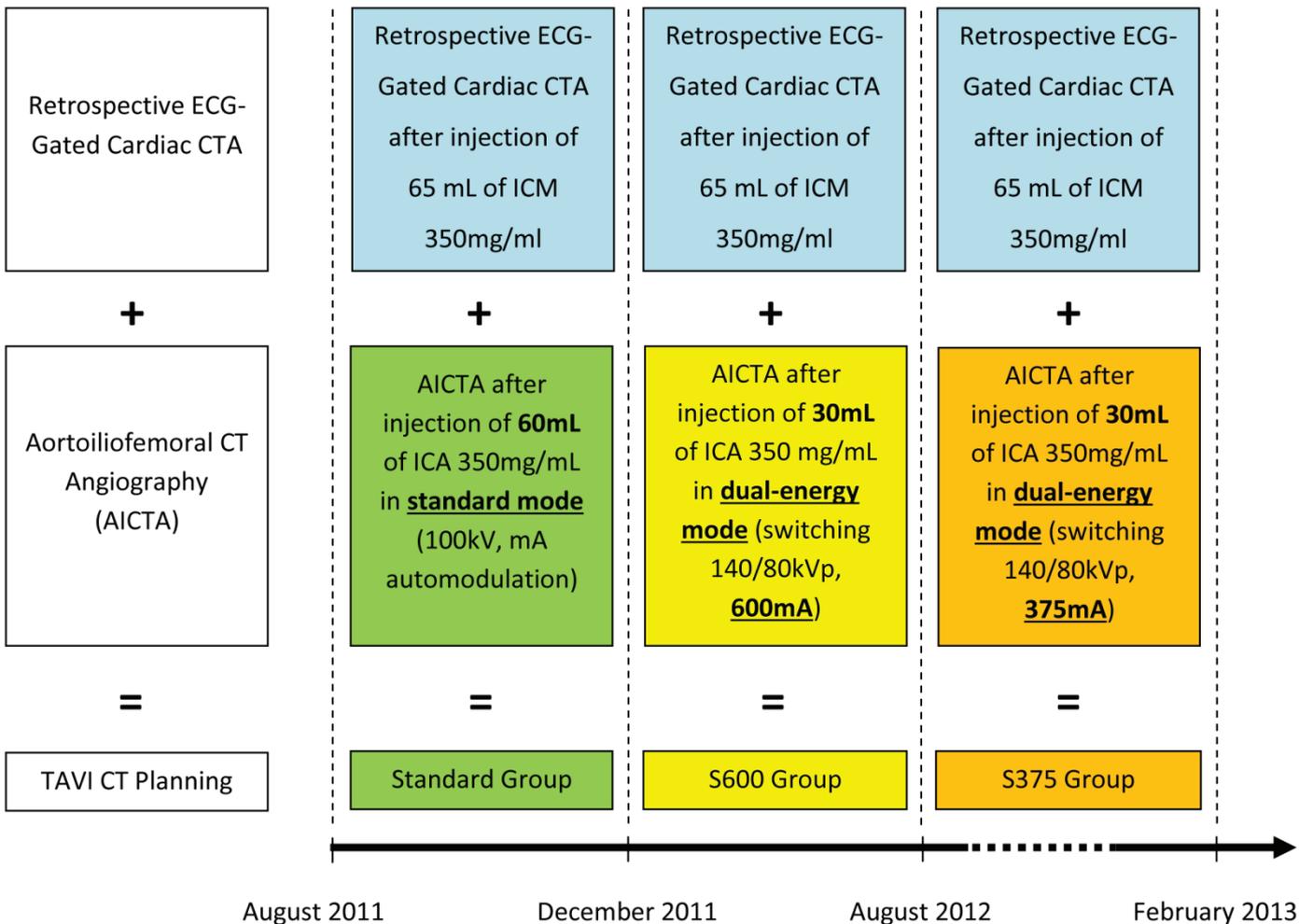


Figure 1. The TAVI CT planning protocol evolving over time. TAVI CT planning consists in a two- step exam: a first retrospective gated cardiac CTA after injection of iodinated contrast agent (ICA) and an aortoiliofemoral CTA (AICTA) after a second injection of ICA. As cardiac CT protocol (blue rectangle) did not differ during time, the three groups differed according to the aortoiliofemoral CTA protocol (green, yellow and orange rectangles).

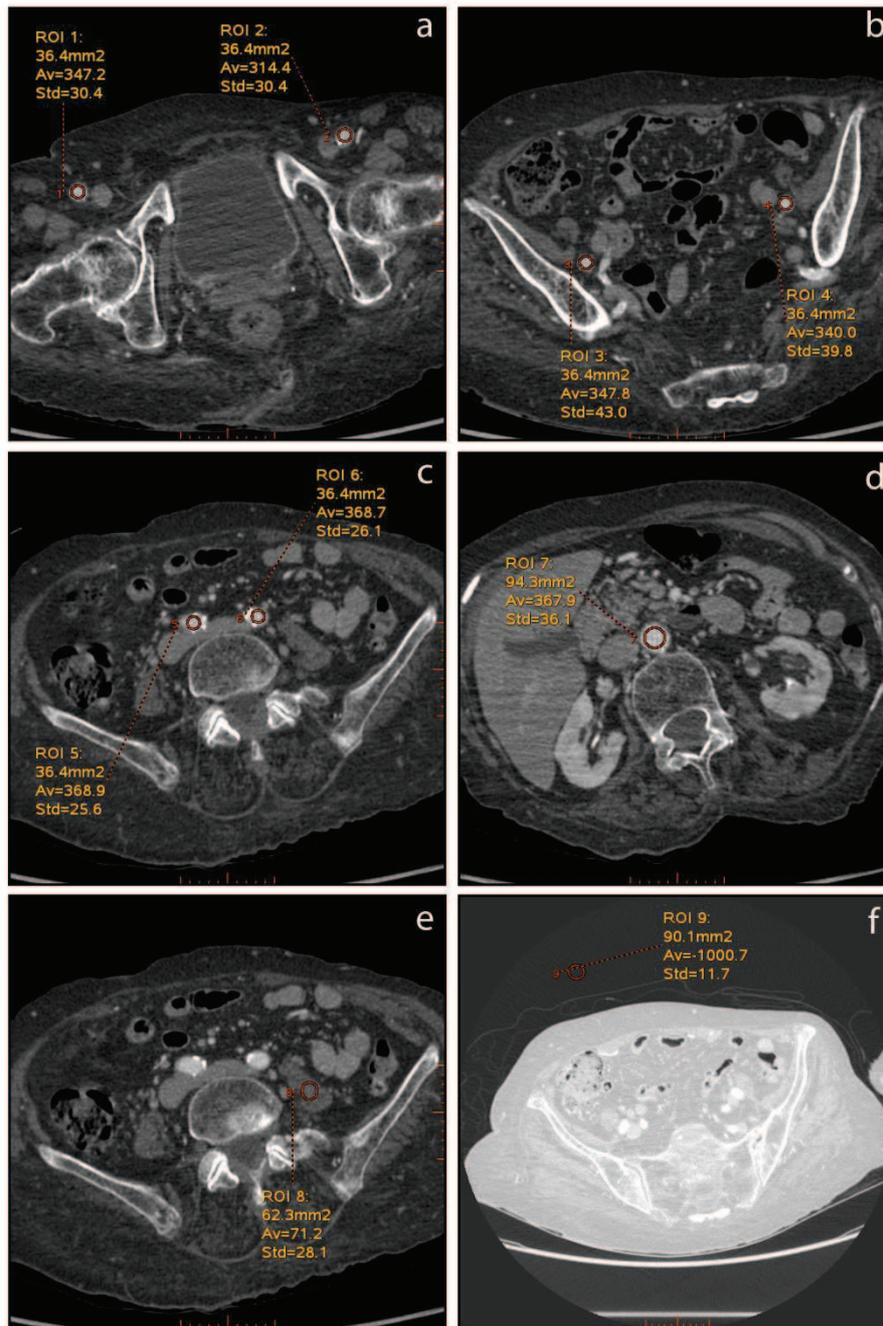


Figure 2. Aortoiliac CTA performed with dual-energy mode (375mA tube current). Axial views reconstructed at 60keV. Measurements were performed using Regions of Interest (ROI). ROI were placed in right and left common femoral arteries (a), right and left external iliac arteries (b), right and left common iliac arteries (c), infra renal aorta (d), left major psoas muscle (e) and in the air (f). The results are expressed as ROI surface (=mm²), mean CT numbers in Hounsfield Unit (HU) (=Av) and standard deviation of CT numbers in HU (=Std).

Image noise	
Major Noise, unacceptable for diagnosis	0
Above average noise, diagnosis still possible	1
Average Noise, sufficient for diagnosis	2
Less than average Noise, no influence on diagnosis	3
No perceptible noise	4
Artifacts on vascular walls	
Artifacts affecting diagnosis information	0
Major artifacts, diagnosis still possible	1
Minor or average artifacts	2
No artifacts	3
Diagnostic confidence	
Poor	0
Confident only for limited situation such as large lesions	1
Probably confident	2
Completely confident	3
Quality of arterial enhancement in each of seven segments	
Null	0
Poor	1
Good	2
Excellent	3
Mean of seven segments (on 3)	
TOTAL SCORE (on 13)	

Figure 3. Quantitative score ranging from 0 to 13 points representing the level of valuable information for diagnosis. This score is the sum of four qualitative scales: image noise, artifacts on vascular walls, diagnostic confidence and quality of arterial enhancement in each of seven vascular segments (mean of the seven segments is used for final score).

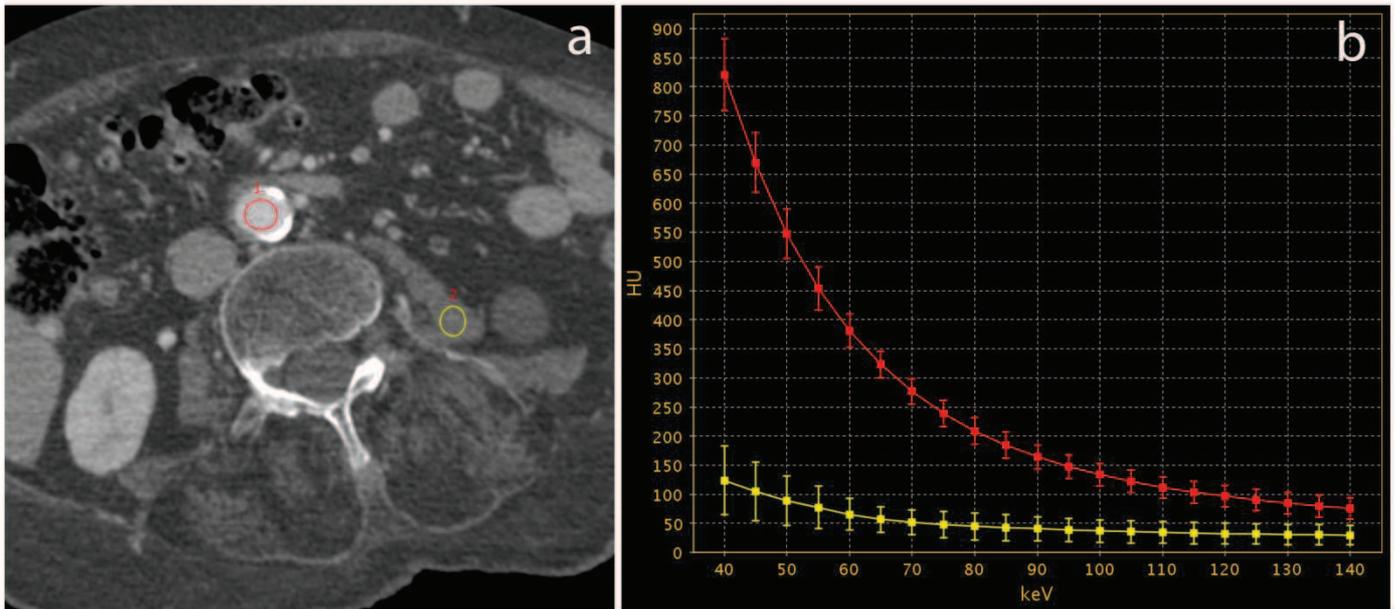


Figure 4. Aortoiliac CTA in dual energy mode (375mA tube current). Axial view in monochromatic reconstruction at 60 KeV and Regions of Interest (ROI) placed in infrarenal aorta and in left major psoas muscle (a). Corresponding CT numbers curves in Hounsfield Units (HU) as a function of keV (b). Iodine absorption increases with keV level decreasing whereas water absorption (left major psoas muscle) varies very slightly with keV. These properties lead to an increase in contrast between the two structures when keV level is decrease and permit a more accurate diagnosis. Note the increased noise proportional to the decrease in keV, represented by standard deviation in vertical bars on either side of the curves.

Résumé :

But de l'étude : Comparer la qualité des images (qualitativement et quantitativement) et la dose d'irradiation des angioscanners aorto-ilio-femoraux (AAIF) réalisés avant implantation de valve aortique percutanée (TAVI), entre des protocoles d'acquisition en mode standard vs. en mode double énergie avec réduction de la dose d'iode injectée.

Matériels et méthodes : Cent soixante et un patients présentant un rétrécissement aortique serré ont bénéficié d'un bilan scannographique avant TAVI en deux temps, incluant un angioscanner cardiaque après injection de 65ml de produit de contraste iodé (PCI), immédiatement suivi par un AAIF. Trois groupes ont été identifiés selon le protocole de l'AAIF : Groupe standard : 52 patients avec un protocole d'acquisition standard (60mL, 100kVp, automodulation des mA), Groupe S600 : 48 patients avec un protocole double énergie avec réduction de 50% de la dose d'iode (30mL, switch 80/140kVp, 600mA) et Groupe S375 : même protocole que le groupe précédent mais avec un courant du tube à 375mA. Un score sur 13 points a servi pour l'étude qualitative. L'étude quantitative a été réalisée grâce au signal et au bruit dans sept segments artériels et aux rapports signal/bruit (SNR) et contraste/bruit (CNR). La dose d'irradiation a été enregistrée pour chaque patient. La proportion d'images non diagnostiques (score<7), les critères qualitatifs et quantitatifs ainsi que la dose d'irradiation ont été comparés entre les trois groupes en utilisant le Test de Kruskal-Wallis.

Résultats : Il n'y avait pas de différence significative du nombre d'images non diagnostiques entre les trois groupes. Le signal, le SNR et le CNR étaient significativement supérieurs tandis que le bruit était significativement inférieur dans le groupe standard (tous les $p < 0.05$). La dose d'irradiation était significativement inférieure dans le protocole en mode double énergie à 375mA.

Conclusion : L'AAIF avant TAVI, réalisé en mode double énergie, permet de diminuer de 50% la quantité d'iode injectée tout en maintenant un niveau d'information suffisant pour le diagnostic, malgré un bruit de l'image augmenté.

Mots-clés : Angioscanner, Scanner double-énergie, imagerie spectrale, produits de contraste iodés, Néphropathie aux produits de contraste iodés, Implantation de valve aortique par voie percutanée (TAVI).