

UNIVERSITÉ TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTÉS DE MÉDECINE

ANNÉE 2018

2018 TOU3 1647

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

MÉDECINE SPÉCIALISÉE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

par

Roxane LOSCO

le 30 octobre 2018

**CARACTERISATION IN VITRO EN SCANNER DOUBLE ENERGIE DE
COLLECTIONS, EPANCHEMENTS INTRA ABDOMINAUX ET
AUTRES LIQUIDES BIOLOGIQUES.**

Directeur de thèse : Dr Olivier MEYRIGNAC

JURY

Monsieur le Professeur Hervé ROUSSEAU	Président
Monsieur le Professeur Philippe OTAL	Assesseur
Monsieur le Professeur Fabrice BONNEVILLE	Assesseur
Monsieur le Docteur Olivier MEYRIGNAC	Assesseur
Monsieur le Docteur Géraud TUYERAS	Suppléant
Monsieur le Docteur Ramiro MORENO	Invité

TABLEAU du PERSONNEL HU
des Facultés de Médecine de l'Université Paul Sabatier
au 1^{er} septembre 2017

Professeurs Honoraires

Doyen Honoraire	M. ROUGE Daniel	Professeur Honoraire	M. VIRENQUE Christian
Doyen Honoraire	M. LAZORTHES Yves	Professeur Honoraire	M. CARLES Pierre
Doyen Honoraire	M. CHAP Hugues	Professeur Honoraire	M. BONAFÉ Jean-Louis
Doyen Honoraire	M. GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur Honoraire	M. VAYSSÉ Philippe
Doyen Honoraire	M. PUEL Pierre	Professeur Honoraire	M. ESQUERRE J.P.
Professeur Honoraire	M. ESCHAPASSE Henri	Professeur Honoraire	M. GUITARD Jacques
Professeur Honoraire	M. GEDEON André	Professeur Honoraire	M. LAZORTHES Franck
Professeur Honoraire	M. PASQUIE M.	Professeur Honoraire	M. ROQUE-LATRILLE Christian
Professeur Honoraire	M. RIBAUT Louis	Professeur Honoraire	M. CERENE Alain
Professeur Honoraire	M. ARLET Jacques	Professeur Honoraire	M. FOURNIAL Gérard
Professeur Honoraire	M. RIBET André	Professeur Honoraire	M. HOFF Jean
Professeur Honoraire	M. MONROZIES M.	Professeur Honoraire	M. REME Jean-Michel
Professeur Honoraire	M. DALOUS Antoine	Professeur Honoraire	M. FAUVEL Jean-Marie
Professeur Honoraire	M. DUPRE M.	Professeur Honoraire	M. FRESINOS Jacques
Professeur Honoraire	M. FABRE Jean	Professeur Honoraire	M. CARRIERE Jean-Paul
Professeur Honoraire	M. DUCOS Jean	Professeur Honoraire	M. MANSAT Michel
Professeur Honoraire	M. LACOMME Yves	Professeur Honoraire	M. BARRET André
Professeur Honoraire	M. COTONAT Jean	Professeur Honoraire	M. ROLLAND
Professeur Honoraire	M. DAVID Jean-Frédéric	Professeur Honoraire	M. THOUVENOT Jean-Paul
Professeur Honoraire	Mme DIDIER Jacqueline	Professeur Honoraire	M. CAHUZAC Jean-Philippe
Professeur Honoraire	Mme LARENG Marie-Blanche	Professeur Honoraire	M. DELSOL Georges
Professeur Honoraire	M. BERNADET	Professeur Honoraire	M. ABBAL Michel
Professeur Honoraire	M. REGNIER Claude	Professeur Honoraire	M. DURAND Dominique
Professeur Honoraire	M. COMBELLES	Professeur Honoraire	M. DALY-SCHVEITZER Nicolas
Professeur Honoraire	M. REGIS Henri	Professeur Honoraire	M. RAILHAC
Professeur Honoraire	M. ARBUS Louis	Professeur Honoraire	M. POURRAT Jacques
Professeur Honoraire	M. PUJOL Michel	Professeur Honoraire	M. QUERLEU Denis
Professeur Honoraire	M. ROCHICCIOLI Pierre	Professeur Honoraire	M. ARNE Jean-Louis
Professeur Honoraire	M. RUMEAU Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. ESCOURROU Jean
Professeur Honoraire	M. BESOMBES Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. FORTANIER Gilles
Professeur Honoraire	M. SUC Jean-Michel	Professeur Honoraire	M. LAGARRIGUE Jacques
Professeur Honoraire	M. VALDIGUIE Pierre	Professeur Honoraire	M. PESSEY Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. BOUNHOURE Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. CHAVOIN Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARTON Michel	Professeur Honoraire	M. GERAUD Gilles
Professeur Honoraire	Mme PUEL Jacqueline	Professeur Honoraire	M. PLANTE Pierre
Professeur Honoraire	M. GOUZ Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. MAGNAVAL Jean-François
Professeur Honoraire associé	M. DUTAU Guy	Professeur Honoraire	M. MONROZIES Xavier
Professeur Honoraire	M. PASCAL J.P.	Professeur Honoraire	M. MOSCOVICI Jacques
Professeur Honoraire	M. SALVADOR Michel	Professeur Honoraire	Mme GENESTAL Michèle
Professeur Honoraire	M. BAYARD Francis	Professeur Honoraire	M. CHAMONTIN Bernard
Professeur Honoraire	M. LEOPHONTE Paul	Professeur Honoraire	M. SALVAYRE Robert
Professeur Honoraire	M. FABIÉ Michel	Professeur Honoraire	M. FRAYSSE Bernard
Professeur Honoraire	M. BARTHE Philippe	Professeur Honoraire	M. BUGAT Roland
Professeur Honoraire	M. CABARROT Etienne	Professeur Honoraire	M. PRADERE Bernard
Professeur Honoraire	M. DUFFAUT Michel	Professeur Honoraire	M. CHAP Hugues
Professeur Honoraire	M. ESCANDE Michel	Professeur Honoraire	M. LAURENT Guy
Professeur Honoraire	M. PRIS Jacques	Professeur Honoraire	M. ARLET Philippe
Professeur Honoraire	M. CATHALA Bernard	Professeur Honoraire	Mme MARTY Nicole
Professeur Honoraire	M. BAZEX Jacques	Professeur Honoraire	M. MASSIP Patrice
		Professeur Honoraire	M. CLANET Michel

Professeurs Émérites

Professeur ALBAREDE Jean-Louis	Professeur MAZIERES Bernard
Professeur CONTÉ Jean	Professeur ARLET-SUAU Elisabeth
Professeur MURAT	Professeur SIMON Jacques
Professeur MANELFE Claude	Professeur FRAYSSE Bernard
Professeur LOUVET P.	Professeur ARBUS Louis
Professeur SARRAMON Jean-Pierre	Professeur CHAMONTIN Bernard
Professeur CARATERO Claude	Professeur SALVAYRE Robert
Professeur GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur MAGNAVAL Jean-François
Professeur COSTAGLIOLA Michel	Professeur ROQUES-LATRILLE Christian
Professeur ADER Jean-Louis	Professeur MOSCOVICI Jacques
Professeur LAZORTHES Yves	Professeur LAGARRIGUE Jacques
Professeur LARENG Louis	Professeur CHAP Hugues
Professeur JOFFRE Francis	Professeur LAURENT Guy
Professeur BONEU Bernard	Professeur MASSIP Patrice
Professeur DABERNAT Henri	
Professeur BOCCALON Henri	

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN

37 allées Jules Guesde - 31062 TOULOUSE Cedex

Doyen : D. CARRIE

P.U. - P.H.		P.U. - P.H.	
Classe Exceptionnelle et 1ère classe		2ème classe	
M. ADOUE Daniel (C.E)	Médecine Interne, Gériatrie	Mme BONGARD Vanina	Epidémiologie
M. AMAR Jacques	Thérapeutique	M. BONNEVILLE Nicolas	Chirurgie orthopédique et traumatologique
M. ATTAL Michel (C.E)	Hématologie	M. BUREAU Christophe	Hépatogastro-entéro
M. AVET-LOISEAU Hervé	Hématologie, transfusion	M. CALVAS Patrick	Génétique
Mme BEYNE-RAUZY Odile	Médecine Interne	M. CARRERE Nicolas	Chirurgie Générale
M. BIRMES Philippe	Psychiatrie	Mme CASPER Charlotte	Pédiatrie
M. BLANCHER Antoine	Immunologie (option Biologique)	M. CHAIX Yves	Pédiatrie
M. BONNEVILLE Paul	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie.	Mme CHARPENTIER Sandrine	Thérapeutique, méd. d'urgence, addict
M. BOSSAVY Jean-Pierre	Chirurgie Vasculaire	M. COGNARD Christophe	Neuroradiologie
M. BRASSAT David	Neurologie	M. FOURNIE Bernard	Rhumatologie
M. BROUCHET Laurent	Chirurgie thoracique et cardio-vascul	M. FOURNIÉ Pierre	Ophthalmologie
M. BROUSSET Pierre (C.E)	Anatomie pathologique	M. GAME Xavier	Urologie
M. CARRIE Didier (C.E)	Cardiologie	M. LAROCHE Michel	Rhumatologie
M. CHAUVÉAU Dominique	Néphrologie	M. LEOBON Bertrand	Chirurgie Thoracique et Cardiaque
M. CHOLLET François (C.E)	Neurologie	M. LOPEZ Raphael	Anatomie
M. DAHAN Marcel (C.E)	Chirurgie Thoracique et Cardiaque	M. MARX Mathieu	Oto-rhino-laryngologie
M. DE BOISSEZON Xavier	Médecine Physique et Réadapt Fonct.	M. MAS Emmanuel	Pédiatrie
M. DEGUINE Olivier	Oto-rhino-laryngologie	M. OLIVOT Jean-Marc	Neurologie
M. DUCOMMUN Bernard	Cancérologie	M. PARANT Olivier	Gynécologie Obstétrique
M. FERRIERES Jean	Epidémiologie, Santé Publique	M. PAYRASTRE Bernard	Hématologie
M. FOURCADE Olivier	Anesthésiologie	M. PERON Jean-Marie	Hépatogastro-entérologie
M. GEERAERTS Thomas	Anesthésiologie et réanimation	M. PORTIER Guillaume	Chirurgie Digestive
M. IZOPET Jacques (C.E)	Bactériologie-Virologie	M. RONCALLI Jérôme	Cardiologie
Mme LAMANT Laurence	Anatomie Pathologique	Mme SAVAGNER Frédérique	Biochimie et biologie moléculaire
M. LANG Thierry (C.E)	Biostatistiques et Informatique Médicale	M. SOL Jean-Christophe	Neurochirurgie
M. LANGIN Dominique	Nutrition		
M. LAUQUE Dominique (C.E)	Médecine Interne		
M. LAUWERS Frédéric	Anatomie		
M. LIBLAU Roland (C.E)	Immunologie		
M. MALAUD Bernard	Urologie		
M. MANSAT Pierre	Chirurgie Orthopédique		
M. MARCHOU Bruno (C.E)	Maladies Infectieuses		
M. MAZIERES Julien	Pneumologie		
M. MOLINIER Laurent	Epidémiologie, Santé Publique		
M. MONTASTRUC Jean-Louis (C.E)	Pharmacologie		
Mme MOYAL Elisabeth	Cancérologie		
Mme NOURHASHEMI Fatemeh (C.E)	Gériatrie		
M. OLIVES Jean-Pierre (C.E)	Pédiatrie		
M. OSWALD Eric	Bactériologie-Virologie		
M. PARIENTE Jérémie	Neurologie		
M. PARINAUD Jean (C.E)	Biol. Du Dévelop. et de la Reprod.		
M. PAUL Carle	Dermatologie		
M. PAYOUX Pierre	Biophysique		
M. PERRET Bertrand (C.E)	Biochimie		
M. RASCOL Olivier (C.E)	Pharmacologie		
M. RECHER Christian	Hématologie		
M. RISCHMANN Pascal	Urologie		
M. RIVIERE Daniel (C.E)	Physiologie		
M. SALES DE GAUZY Jérôme	Chirurgie Infantile		
M. SALLES Jean-Pierre	Pédiatrie		
M. SANS Nicolas	Radiologie		
Mme SELVES Janick	Anatomie et cytologie pathologiques		
M. SERRE Guy (C.E)	Biologie Cellulaire		
M. TELMON Norbert	Médecine Légale		
M. VINEL Jean-Pierre (C.E)	Hépatogastro-entérologie		
P.U. Médecine générale		P.U. Médecine générale	
M. OUSTRIC Stéphanie	Médecine Générale	M. MESTHÉ Pierre	Médecine Générale
		P.A Médecine générale	
		POUTRAIN Jean-Christophe	Médecine Générale

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-RANGUEIL

133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE Cedex

Doyen : E. SERRANO

P.U. - P.H. Classe Exceptionnelle et 1ère classe

M. ACAR Philippe	Pédiatrie
M. ALRIC Laurent	Médecine Interne
Mme ANDRIEU Sandrine	Epidémiologie
M. ARNAL Jean-François	Physiologie
Mme BERRY Isabelle (C.E)	Biophysique
M. BOUTAULT Franck (C.E)	Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie
M. BUJAN Louis (C. E)	Urologie-Andrologie
Mme BURA-RIVIERE Alessandra	Médecine Vasculaire
M. BUSCAIL Louis (C.E)	Hépto-Gastro-Entérologie
M. CANTAGREL Alain (C.E)	Rhumatologie
M. CARON Philippe (C.E)	Endocrinologie
M. CHIRON Philippe (C.E)	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie
M. CONSTANTIN Arnaud	Rhumatologie
M. COURBON Frédéric	Biophysique
Mme COURTADE SAIDI Monique	Histologie Embryologie
M. DAMBRIN Camille	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire
M. DELABESSE Eric	Hématologie
Mme DELISLE Marie-Bernadette (C.E)	Anatomie Pathologique
M. DELORD Jean-Pierre	Cancérologie
M. DIDIER Alain (C.E)	Pneumologie
Mme DULY-BOUHANICK Béatrice	Thérapeutique
M. ELBAZ Meyer	Cardiologie
M. GALINIER Michel	Cardiologie
M. GALINIER Philippe	Chirurgie Infantile
M. GLOCK Yves (C.E)	Chirurgie Cardio-Vasculaire
M. GOURDY Pierre	Endocrinologie
M. GRAND Alain (C.E)	Epidémiologie, Eco. de la Santé et Prévention
M. GROLEAU RAOUX Jean-Louis	Chirurgie plastique
Mme GUIMBAUD Rosine	Cancérologie
Mme HANAIRE Hélène (C.E)	Endocrinologie
M. KAMAR Nassim	Néphrologie
M. LARRUE Vincent	Neurologie
M. LEVADE Thierry (C.E)	Biochimie
M. MALECAZE François (C.E)	Ophthalmologie
M. MARQUE Philippe	Médecine Physique et Réadaptation
Mme MAZEREEUW Juliette	Dermatologie
M. MINVILLE Vincent	Anesthésiologie Réanimation
M. RAYNAUD Jean-Philippe (C.E)	Psychiatrie Infantile
M. RITZ Patrick	Nutrition
M. ROCHE Henri (C.E)	Cancérologie
M. ROLLAND Yves (C.E)	Gériatrie
M. ROUGE Daniel (C.E)	Médecine Légale
M. ROUSSEAU Hervé (C.E)	Radiologie
M. ROUX Franck-Emmanuel	Neurochirurgie
M. SAILLER Laurent	Médecine Interne
M. SCHMITT Laurent (C.E)	Psychiatrie
M. SENARD Jean-Michel (C.E)	Pharmacologie
M. SERRANO Elie (C.E)	Oto-rhino-laryngologie
M. SOULAT Jean-Marc	Médecine du Travail
M. SOULIE Michel (C.E)	Urologie
M. SUC Bertrand	Chirurgie Digestive
Mme TAUBER Marie-Thérèse (C.E)	Pédiatrie
Mme URO-COSTE Emmanuelle	Anatomie Pathologique
M. VAYSSIERE Christophe	Gynécologie Obstétrique
M. VELLAS Bruno (C.E)	Gériatrie

Professeur Associé de Médecine Générale
Pr STILLMUNKES André

P.U. - P.H. 2ème classe

M. ACCADBLE Franck	Chirurgie Infantile
M. ARBUS Christophe	Psychiatrie
M. BERRY Antoine	Parasitologie
M. BONNEVILLE Fabrice	Radiologie
M. BOUNES Vincent	Médecine d'urgence
Mme BOURNET Barbara	Gastro-entérologie
M. CHAUFOUR Xavier	Chirurgie Vasculaire
M. CHAYNES Patrick	Anatomie
Mme DALENC Florence	Cancérologie
M. DECRAMER Stéphane	Pédiatrie
M. DELOBEL Pierre	Maladies Infectieuses
M. FRANCHITTO Nicolas	Addictologie
M. GARRIDO-STÓWHAS Ignacio	Chirurgie Plastique
Mme GOMEZ-BROUCHET Anne-Muriel	Anatomie Pathologique
M. HUYGHE Eric	Urologie
Mme LAPRIE Anne	Radiothérapie
M. MARCHEIX Bertrand	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
M. MAURY Jean-Philippe	Cardiologie
M. MEYER Nicolas	Dermatologie
M. MUSCARI Fabrice	Chirurgie Digestive
M. OTAL Philippe	Radiologie
M. SOLER Vincent	Ophthalmologie
Mme SOTO-MARTIN Maria-Eugénia	Gériatrie et biologie du vieillissement
M. TACK Ivan	Physiologie
M. VERGEZ Sébastien	Oto-rhino-laryngologie
M. YSEBAERT Loic	Hématologie

P.U. Médecine générale

Mme ROUGE-BUGAT Marie-Eve	Médecine Générale
---------------------------	-------------------

Professeur Associé en O.R.L
Pr WOISARD Virginie

Serment d'Hippocrate

Sur ma conscience, en présence de mes maîtres et de mes condisciples, je jure d'exercer la médecine suivant les lois de la morale, de l'honneur et de la probité.

Je pratiquerai scrupuleusement tous mes devoirs envers les malades, mes confrères et la société.

A notre maître et président du jury,

Monsieur le professeur Hervé ROUSSEAU

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier en Radiologie

Chef de service de Radiologie Hôpital Rangueil

Vous me faites l'honneur de présider ce jury.

Mon année à Rangueil dans votre service reste un excellent souvenir grâce à l'émulation intellectuelle et la sympathie de l'ensemble de vos équipes.

Soyez assuré de mon respect et de ma reconnaissance.

A notre maître et juge

Monsieur le professeur Philippe OTAL

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier en Radiologie

Puisque c'est ici la place des remerciements officiels mais néanmoins sincères, merci d'avoir accepté de siéger dans mon jury, j'apprécie ce geste autant que le temps passé et l'investissement pour nous apprendre la radiologie de vive voix ou via ce bon moodle.

Et tu sais que je n'ai pas pour habitude de farder mes mots...

Trouve ici le témoignage de ma reconnaissance et de ma sympathie.

A notre maître et juge

Monsieur le professeur Fabrice BONNEVILLE

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier en Radiologie

Je suis très honorée que vous ayez accepté de siéger dans mon jury.

J'ai pu apprécier déjà de nombreuses fois votre connaissance étendue, vos talents de pédagogue et votre disponibilité pour les internes, toutes qualités que j'estime à leur juste valeur. L'avenir sera l'occasion de poursuivre et reprendre mon apprentissage passionnant de la neuro radiologie dans votre service.

Trouvez ici le témoignage de mon respect et de ma reconnaissance.

A notre juge et directeur de thèse

Monsieur le docteur Olivier MEYRIGNAC

Chef de clinique en Radiologie

Merci d'avoir soutenu et accompagné ce projet, pour le moins original, qui a connu, comme tout projet pionnier ces difficultés et ces embûches. J'ai pu apprécier d'abord ta détermination ensuite ta disponibilité – et même pendant tes vacances à l'autre bout du monde ! bref, merci d'avoir fait tourner rond un projet qui aurait pu ne pas être carré...

Bon vent à toi sur tous les plans...

A notre juge

Monsieur le docteur Géraud TUYERAS

Praticien hospitalier en Chirurgie Digestive

Vous me faites l'honneur et la gentillesse de siéger dans ce jury et de l'enrichir de votre point de vue chirurgical.

Veillez trouver ici le sentiment de ma reconnaissance.

A notre juge

Monsieur le docteur Ramiro MORENO

Docteur en Sciences

Tu me fais l'honneur de siéger dans ce jury en tant que docteur en sciences et radiophysicien.

Merci de ton implication dans ce projet double énergie et de ton œil de scientifique averti lors de nos problèmes méthodologiques et fondamentaux.

Sois assuré de mon respect et de ma reconnaissance.

Enfin, à tous mes professeurs, seniors et chefs passés et à venir d'abord de médecine générale puis de radiologie en Neuroradiologie, à PPR viscéral, à Ranguel et à Carcassonne ;

A mes cointernes, filles et garçons, plus jeunes ou plus vieux, plus petits ou éventuellement plus grands, célib' casés ou papa maman ;

A mes amis de tous bords et tous horizons ;

A ma famille et belle famille ;

Et surtout à Antoine, Sacha et G...

L'écriture publique n'est pas mon registre d'aisance et de prédilection dans le domaine affectif, je résumerai simplement en disant que grâce à vous tous, si tout était à refaire, je le referai...

Table des matières

TABLE DES MATIERES	13
LISTE DES ABREVIATIONS	15
INTRODUCTION	16
1 Bases physiques de la double énergie	16
Effet Compton	17
Effet photo électrique	17
2 De la théorie à l'application pratique.	19
3 Paramètres techniques en CT spectral	22
4 Méthodes d'acquisition en CT spectral	24
5 Applications de la double énergie en 2018	26
Augmenter le contraste des images et atténuer les artéfacts de durcissement de faisceau.	26
Différencier des matériaux qui ne peuvent être distingués au CT conventionnel	29
Imagerie sans produit de contraste, cartographie de l'iode, du calcium...	30
6 En conclusion	34
MATERIEL ET METHODE	35
1 Général	35
2 Critères d'analyse	37
Analyse des données natives et spectrales	37
Analyse du Z atomique	40
Analyse de la densité électronique	41
Analyse visuelle des histogrammes Z atomique et densité électronique	42
3 Répartition des échantillons	43
4 Analyse statistique	43
RESULTATS	44
1 Densités spontanées, densités best CNR et coefficient de dissociation	45
Densités spontanées 135kV	45

Densités spontanées 80kV	46
Densité en reconstruction monoénergétique virtuelle au best CNR.	46
Coefficient de dissociation	48
2 Analyse du Z atomique	50
3 Analyse de la densité électronique	51
Densité électronique moyenne	51
Analyse visuelle des histogrammes	52
DISCUSSION	53
Groupe I	55
Groupe B	56
Groupe S	57
CONCLUSION	59
ANNEXE	60
BIBLIOGRAPHIE	63

Liste des abréviations

CT/ CT scan : scanner en coupe transversale

UH : unité Hounsfield

RX : rayon X

eV/ keV : électron volt, kilo électron volt

SPC / APC : sans / avec produit de contraste

MIP : Maximum Intensity Projection

ROI : Region Of Interest

CNR : Contrast versus Noise Ratio

Za : numéro Z atomique

DE : Densité Electronique

SNR : Signal versus Noise Ratio

Groupe I : groupe liquide infecté

Groupe B : groupe bile

Groupe ES : groupe épanchement séreux

Groupe L : groupe lymphocèle

Groupe S : groupe sang

Introduction

Les bases physiques du scanner double énergie (ou CT spectral) sont connues depuis les premières années de développement du scanner. Il est toutefois passé de concept scientifique difficilement exploitable en raison d'une technologie insuffisante à une application en plein essor, et ce dans de nombreux domaines de l'imagerie.

En effet, ses propriétés physiques permettent une approche qualitative et constitutionnelle de la matière plus précise que ce que ne permet le scanner conventionnel (*id* simple énergie). Les applications de la double énergie explorent aujourd'hui de nombreux domaines tels que l'étude des lithiases rénales, l'établissement de cartographies de certains atomes (iode, calcium, eau essentiellement)...

A l'opposé, la caractérisation des épanchements liquidiens ou des collections intra abdominales en tomographie conventionnelle bute invariablement sur des densités aspécifiques, oscillant autour de 10 à 25UH ; ainsi urine, bile, lymphes, pus, nécrose liquéfiée, liquide faiblement hématique, ascite se présentent pour le radiologue sous forme d'un épanchement liquidien peu caractérisable en tomographie simple énergie.

Notre étude a consisté à travailler à la caractérisation en scanner double énergie de ces épanchements et collections intra abdominales ; l'objectif était *in vitro* d'établir les premiers éléments de sémiologie permettant l'appréciation et la caractérisation plus fines de ces épanchements et collections.

1 Bases physiques de la double énergie

Le scanner est une modalité d'imagerie basée sur l'atténuation des rayons X ; il permet de reconstruire des coupes transversales du corps humain en mesurant à l'aide de détecteurs le faisceau résiduel de RX après traversée du corps. Ces détecteurs se situent à l'opposé du tube de RX et se déplacent avec le tube selon un mouvement rotatoire autour du patient.

Lorsqu'un rayon X ou tout autre photon entre dans la matière, du fait de son absence de charge et des distances importantes entre les différentes structures de l'atome, le résultat le plus probable de cette interaction est nul : le photon peut traverser une grande quantité de matière sans interagir avec celle-ci. Plus l'énergie de ce photon est importante, et donc sa longueur d'onde courte, moins il tendra à interagir avec la matière.

Lorsqu'en revanche le rayon X rencontre effectivement la matière, son atténuation aux doses utilisées en radiologie résulte de deux phénomènes différents : l'effet Compton et l'effet photoélectrique. L'addition de ces deux effets donne l'atténuation totale.(1) (2) (3) (4) (5) (6)

Effet Compton

Si le rayon X percute un électron, il lui cède une partie de son énergie ; d'un côté le rayon X a perdu en énergie et dévie de ce fait de sa trajectoire, c'est *le diffusé Compton* ; de l'autre, l'électron qui a reçu une partie de l'énergie du photon est excité ; sa désexcitation entraîne l'émission d'une raie de fluorescence.

Avec des rayonnements de haute énergie (longueur d'onde autour de 0,1Å), l'effet Compton prime. Il dépend également de la densité électronique de la matière traversée et prédomine de ce fait dans les tissus dont la densité est élevée.

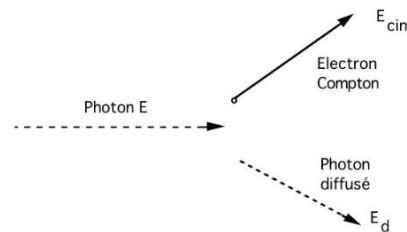


Figure 1

Effet photo électrique

Si le rayon X cède toute son énergie à l'électron qu'il percute, il disparaît car il ne possède ni masse, ni charge, et a perdu toute son énergie. En revanche, l'électron a reçu l'énergie du RX sous forme d'énergie cinétique : cette énergie cédée dépasse largement l'énergie de liaison qui retient l'électron autour de l'atome. L'électron est donc éjecté hors de l'atome : un photon est entré dans l'atome, un électron en est ressorti, c'est *l'effet photo électrique*.

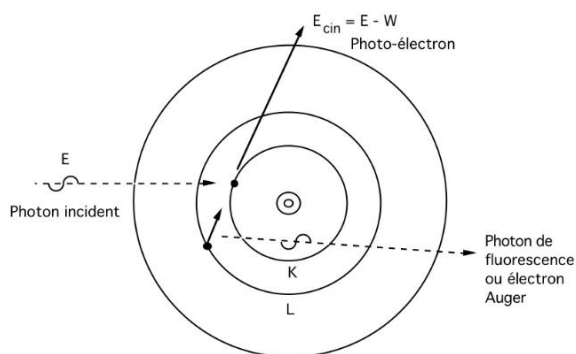


Figure 2 : effet photoélectrique. E est l'énergie du photon incident, W l'énergie de liaison de l'électron et E_{cin} l'énergie cinétique de l'électron émis.

Cette interaction concerne les électrons des couches les plus internes de l'atome, ceux dont l'énergie de liaison est la plus importante. Plus le Z atomique de l'atome augmente, plus l'énergie de liaison des couches internes croît. Cette quantité d'énergie correspond à 285eV pour un atome de carbone, 528eV pour un atome d'oxygène, plus encore pour des éléments plus

lourds, mais on peut l'évaluer à environ 0,5keV pour la plupart des tissus biologiques.

Pour combler le vide laissé par l'éjection de cet électron, un autre électron des couches plus externes de l'atome prend sa place en perdant de son énergie et en émettant donc un rayonnement de fluorescence. Parfois ce rayonnement de fluorescence possède lui-même assez d'énergie pour induire un deuxième effet photo électrique, c'est l'effet Auger.

Ce premier photoélectron éjecté parcourt en moyenne $1,5\mu\text{m}$ dans les tissus et dépose assez d'énergie pour produire environ 230 ionisations. Par suite, les ionisations dans un tissu irradié par des rayons X ne sont pas distribuées dans l'ensemble du tissu, mais le long du parcours moyen du photoélectron et donc du faisceau de rayon X.

On observe l'effet photoélectrique aux rayonnements de faible énergie (longueur d'onde autour de $1,5\text{\AA}$), il varie proportionnellement au numéro atomique à la puissance 4 de la matière traversée (formule développée plus loin)

Parce que l'effet photo électrique dépend fortement du numéro atomique et augmente exponentiellement avec celui-ci, l'atténuation résultant de la traversée de la plupart des atomes du corps humain (hydrogène, carbone, azote et oxygène) provient peu de l'effet photoélectrique mais davantage de l'effet Compton.

A l'inverse, quelques autres ions tels que le calcium ou le magnésium entraînent un effet photoélectrique plus marqué ; c'est également le cas des produits de contrastes usuellement utilisés tels que iode et barium.(7) Ces propriétés de l'iode expliquent d'ailleurs la meilleure résolution et la possibilité de maximiser le contraste avec une moindre quantité de produit de contraste si l'acquisition est effectuée à plus faible énergie.(2)

Tableau récapitulatif des interactions rayon X – matière

<i>Effet photo électrique</i>	<i>Effet Compton</i>
Observé avec les rayons de basse énergie	Observé avec les rayons de plus haute énergie
Fortement proportionnel au Z atomique	Dépend de la densité électronique
Disparition du photon incident, émission d'un électron porteur de toute l'énergie de ce photon	Emission d'un électron et d'un rayon X appelé diffusé Compton de plus faible énergie que le photon incident

Tableau 1

2 De la théorie à l'application pratique.

Les travaux d'Alvarez et Makovski (8) sur la double énergie à la fin des années 70 ont mis au jour une nouvelle notion dans l'analyse du faisceau de rayon X post atténuation. En effet, en scanner conventionnel, l'analyse par le détecteur du scanner de ce faisceau se base sur la quantité de rayons X résiduels. Le modèle d'Alvarez et Makovski introduit une analyse qualitative du faisceau résiduel pour peu que les acquisitions soient effectuées à deux énergies différentes, l'une à haute énergie, favorisant l'effet Compton, l'autre à basse énergie, favorisant l'effet photo électrique.

Pour ce faire, leurs travaux ont démontré qu'en scanner conventionnel le coefficient d'atténuation des matériaux traversés peut être approché de façon relativement juste par la fonction :

$$\mu(E) = \alpha_{PE} f_{PE}(E) + \alpha_{CS} f_{CS}(E)$$

où μ correspond au coefficient d'atténuation total en Unité Hounsfield (=UH) ;

α au coefficient d'atténuation photo électrique (PE) ou Compton (CS)

f à la courbe d'atténuation de l'énergie selon l'effet photo électrique ou selon l'effet Compton (E) à l'énergie du faisceau de rayon X.

Leur hypothèse, vérifiée par la suite aux énergies comprises entre 30 et 200keV, impliquait deux éléments :

- Premièrement, chaque atome ou matériau se caractérise par une paire unique de coefficients d'atténuation α_{PE} et α_{CS} . En scanner conventionnel, c'est la somme de ces deux coefficients d'atténuation qui est mesurée sans distinction.

Leurs travaux ont permis de caractériser cette paire de coefficients d'atténuation pour chaque matériau : en effet, l'acquisition à deux énergies différentes, une de haute énergie et une de basse énergie, obtenait deux mesures indépendantes de l'atténuation des matériaux et permettait ainsi de résoudre mathématiquement ce système à deux inconnues.

$$\begin{aligned}\alpha_{PE} &\sim \rho_e Z_{eff}^{3.8} \\ \alpha_{CS} &\sim \rho_e Z_{eff}\end{aligned}$$

- Deuxièmement, leur hypothèse proposait que l'absorption photo électrique et l'absorption Compton pour tous les matériaux répondent à deux courbes universelles d'atténuation de l'énergie dont les fonctions sont : (9)

$$f_{PE}(E) \sim 1/E^{3.2}$$

$$f_{CS}(E) = \text{fonction Klein-Nishina}$$

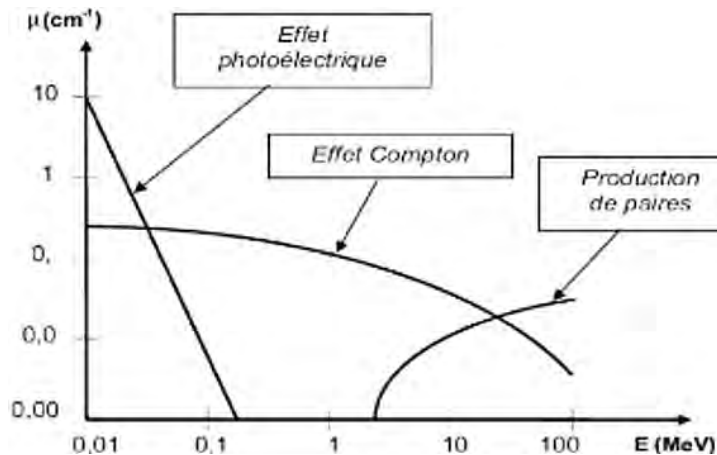


Figure 3 : Courbes universelles d'atténuation de l'énergie selon l'effet photo électrique et selon l'effet Compton. Production de paires non développée ici, car ne se produit pas aux doses utilisées en radiologie.

Ces nouveaux éléments permettaient de distinguer deux matériaux alors même qu'ils présentent une atténuation totale identique, c'est à dire la même densité UH en scanner conventionnel.

C'est ce qu'ils ont montré dans cette expérience, issue de (8) (**figure 4**).

Ce fantôme cylindrique représente un crâne. La couche externe est constituée d'un matériau simulant l'os, la couche interne d'un matériau simulant le parenchyme cérébral avec, en son centre, une inclusion d'un matériau différent mais dont le coefficient d'atténuation totale est identique au matériau de la couche interne.

Le graphique (b) montre l'atténuation en scanner conventionnel (en UH) en ordonné selon la distance en centimètre à partir du centre de ce cylindre en abscisse : on ne distingue effectivement pas l'insert central avec une acquisition classique ; l'augmentation des nombres UH en arrivant à proximité de l'os en périphérie correspond à un artéfact de durcissement de faisceau.

Les graphiques (c) et (d) présentent les résultats d'atténuation après acquisition double énergie en mesurant l'effet photoélectrique (graphique c) puis en mesurant l'effet Compton (graphique d).

L'inclusion centrale est maintenant visible aussi bien en mesurant l'effet photo électrique (portion initiale de la courbe plus basse) qu'en mesurant l'effet Compton (portion initiale de

la courbe plus haute). Cette technique a permis en outre de corriger l'artéfact de durcissement de faisceau.

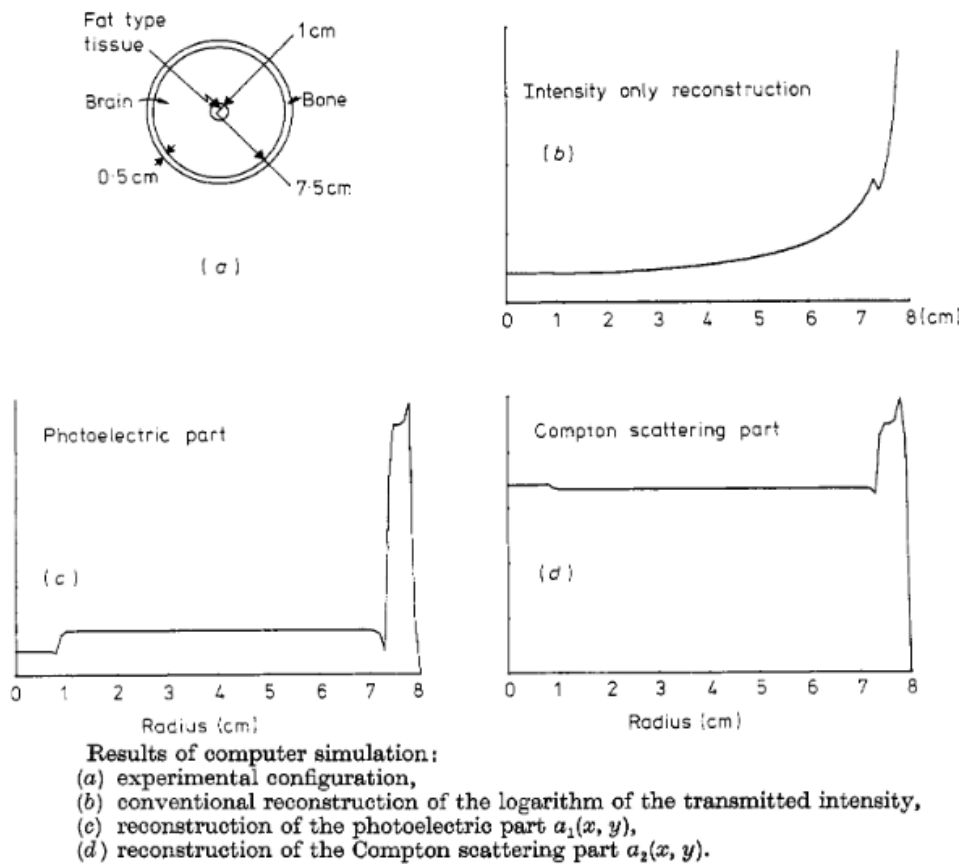


Figure 4

Dès lors, cette nouvelle analyse qualitative ouvrait la voie à la caractérisation moléculaire et même atomique de la matière par le scanner à condition que deux acquisitions à énergie différente soient réalisées. De nombreuses applications découlent de ces travaux, comme nous allons le voir.

3 Paramètres techniques en CT spectral

Les acquisitions en scanner double énergie sont généralement réalisées à 80 et 140 kV parce que ces deux niveaux d'énergie permettent d'obtenir deux spectres d'émission d'énergie les plus différents possibles. Meilleure est la séparation des deux spectres d'émission, plus facile est la différenciation correcte de deux matériaux par leur paire unique de coefficient d'atténuation ; ceci présente un réel intérêt en particulier pour les tissus ayant des numéros atomiques Z rapprochés comme par exemple les tissus mous.(7) (10)

On choisit généralement ce doublet d'énergie car un faisceau d'énergie inférieure à 80kV impliquerait un dépôt d'énergie trop important dans le corps du patient, et à l'inverse, les tubes à Rayon X classiquement commercialisés ne permettent pas d'obtenir un faisceau d'énergie supérieure à 140kV.

En revanche, un filtre peut être utilisé pour purifier au maximum le spectre de haute énergie de ses rayons d'énergie les plus bas et minimiser le chevauchement des deux spectres. (11)

Développés ci-dessous certains spectres possibles d'émission du tube à rayon X en scanner double énergie.

Figure 5

Profil du faisceau de rayon X selon l'énergie développée par le tube.

Une acquisition à 80 et 140kV : mode d'acquisition double énergie standard en routine. Important chevauchement des deux spectres limitant l'optimisation de l'information double énergie (différence de moins de 30keV entre les énergies moyennes des deux faisceaux). Il s'agit du spectre d'énergie utilisé pour la réalisation de notre étude.

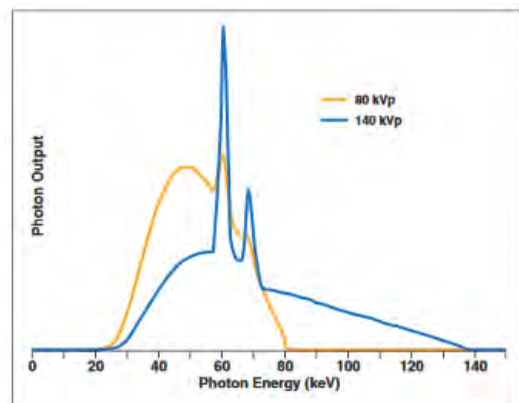


Figure 5

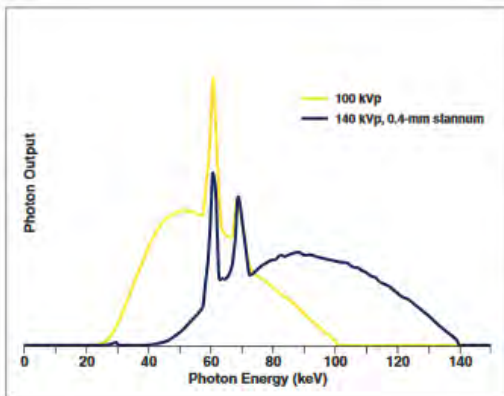


Figure 6

Figure 6

Une acquisition à 100kV et une à 140kV avec présence d'un filtre pour l'acquisition à 140kV absorbant les rayons de basse énergie : meilleure dissociation des deux profils d'énergie pour une meilleure exploitation des informations de la double énergie. En pratique, ce type d'acquisition n'est possible qu'avec deux tubes séparés de haut voltage (non disponible sur le plan commercial).

Figure 7

Une acquisition à 70kV et une à 140kV avec un filtre de 1mm d'étain garantit le meilleur contraste et le moins de chevauchement possible entre les deux acquisitions. En pratique, elle n'est pas possible car les photons de l'acquisition à 70kV sont de trop faible énergie pour traverser le patient, et l'acquisition à 140kV avec filtre exige de développer de la part du tube une puissance trop importante en pratique de routine.

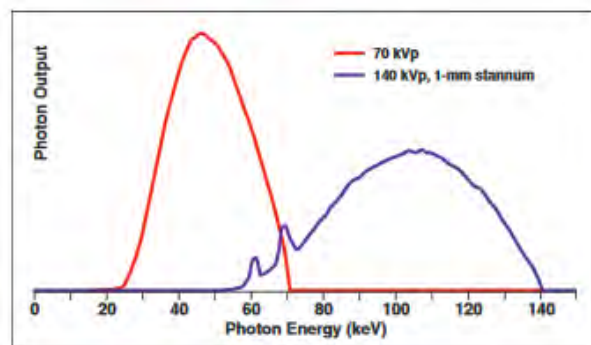


Figure 7

Illustrations : Dual-Energy CT: General Principles Thorsten R. C. Johnson. American Journal of Roentgenology. 2012;199: S3-S8.

4 Méthodes d'acquisition en CT spectral

5 techniques d'acquisition en double énergie ont été développées par les constructeurs.(7) (10) (9) (12) (13)

- acquisition séquentielle : deux acquisitions sont réalisées successivement à deux énergies différentes. Ce type d'acquisition connaît d'importantes limites *in vivo* lors de l'étude de systèmes mobiles dans le temps ou l'espace tel que le cœur ou les poumons ou bien lors d'une injection de produit de contraste.

Philips & Toshiba: Spin-Spin



- Temps différents
- Angles différents

GE:
kVp Switching

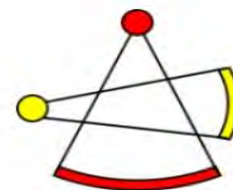


- Temps similaires
- Angles similaires

- switch rapide de voltage : le tube alterne pendant sa rotation entre une émission à haute énergie et une émission à basse énergie. Sa vitesse de rotation est discrètement ralentie pour permettre les acquisitions supplémentaires. Ce type d'acquisition ne permet pas l'émission d'un faisceau de rayon X suffisamment dense lors de l'acquisition à basse énergie, ce qui entraîne une image plus bruitée ou une dose au patient plus importante pour y remédier.

- double source : deux tubes à rayon X et leurs deux détecteurs sont placés à 90° l'un de l'autre, autorisant une acquisition totalement indépendante de l'émission à haute énergie et de celle à basse énergie. N'était le coût important d'une telle installation, ce type de technologie satisfait aux exigences biologiques car il permet une acquisition simultanée des images à deux niveaux d'énergie. Toutefois ces deux projections ne peuvent se superposer strictement puisqu'elles sont décalées de 90° l'une par rapport à l'autre.

Siemens:
Double Source



- Temps identiques
- Angles différents

Philips:
Detecteur Double couche



- Temps identiques
- Angles identiques

-détecteur bicouche: le tube à rayon X émet un faisceau monochromatique ; un détecteur bicouche réalise ensuite le tri entre photons de haute et basse énergie : une couche de détecteurs analyse les photons de haute énergie et l'autre couche celle de basse énergie. L'inconvénient de ce système réside dans l'important chevauchement entre les rayons de haute et de basse énergie ce qui implique une restitution partielle des informations de double énergie ou bien la nécessité de monter la dose de rayon X délivrée au patient.

-détecteur qualitatif : chaque cellule du détecteur est capable d'analyser l'énergie du photon X qu'elle reçoit. Ce système, très pertinent, est sujet à saturation rapide des détecteurs, ce qui limite sa mise en place en médecine humaine et cantonne son exploitation à la médecine vétérinaire pour les scanners de petits animaux.

Illustrations : Le CT spectral : approche technologique Alain Vlassenbroek JFR 2017

5 Applications de la double énergie en 2018

Les caractéristiques de la double énergie ont permis son exploitation dans plusieurs domaines de la radiologie. La paire de coefficients d'atténuation (α_{PE} , α_{CS}) propre à chaque matériau permet :

- d'augmenter le contraste des images et d'atténuer les artéfacts de durcissement de faisceau
- de différencier des matériaux non distinguables au CT conventionnel.
- l'imagerie virtuellement sans produit de contraste, sans calcium, cartographie de l'iode...

Augmenter le contraste des images et atténuer les artéfacts de durcissement de faisceau.

L'acquisition double énergie améliore l'analyse des images en générant des images mono énergétiques virtuelles : les images acquises sont reconstruites selon la paire de coefficient d'atténuation α_{PE} et α_{CS} , pondérée par les fonctions linéaires de l'énergie (comme développé plus haut). Le « mélange » des deux images obtenues en faisant varier le niveau d'énergie autorise l'observation à bas niveau d'énergie de l'effet photoélectrique, à haut niveau d'énergie, de l'effet Compton. (7) (8) (9) (10) (14) (15)

Si on déplace le curseur de l'image monoénergétique vers les basses énergies, on peut observer un effet photoélectrique prépondérant : les structures de Z atomique faible (tissus mous) et ceux de Z atomique élevés (os et surtout produit de contraste) se différencient au maximum.

$$\mu(E) = \mu_{PE}(E) + \mu_{CS}(E) = \alpha_{PE} f_{PE}(E) + \alpha_{CS} f_{CS}(E)$$

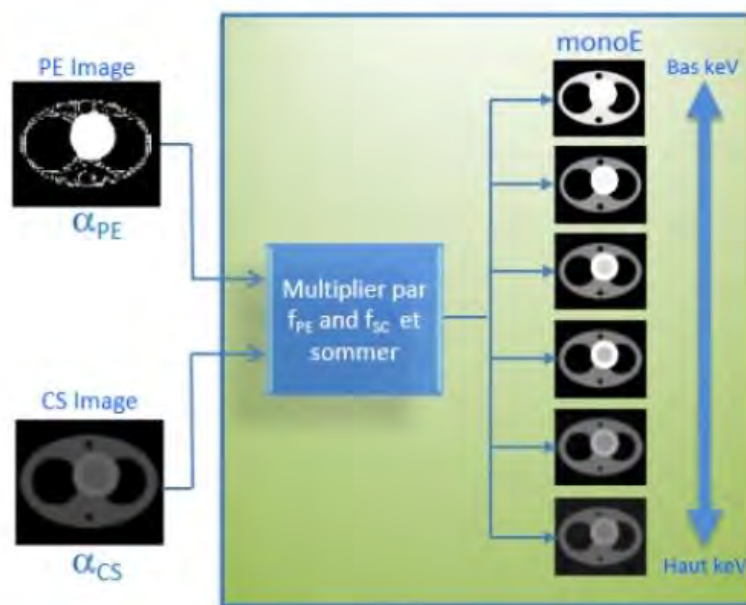


Figure 8 : illustration : Le CT spectral : approche technologique Alain Vlassenbroek JFR 2017

Ici (**figure 9**) une illustration d'un thrombus artériel pulmonaire distal mal visible sur l'acquisition à 120keV, plus évident après lecture de l'image monoénergétique virtuelle à 40 keV.

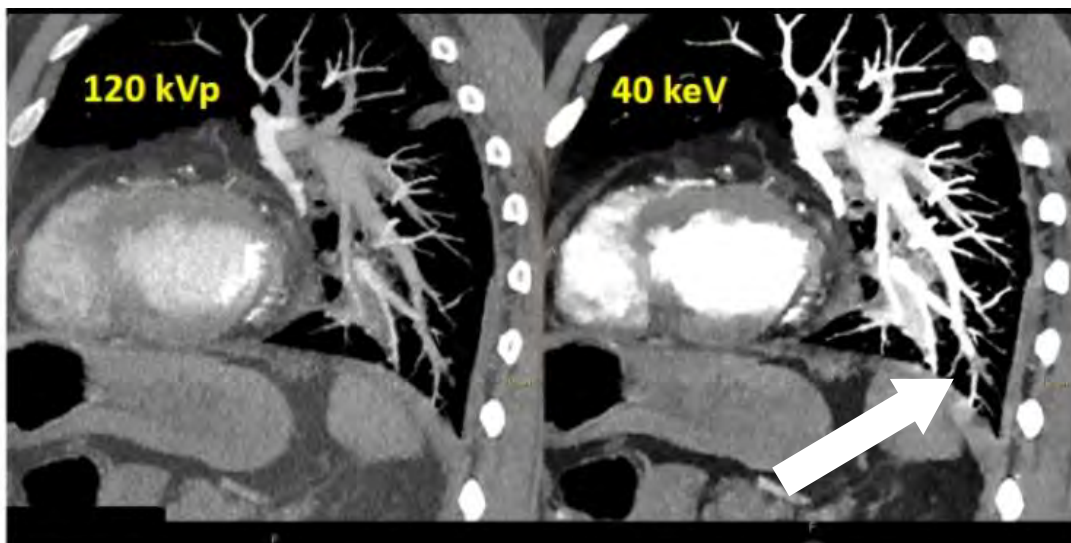


Figure 9

A l'inverse, la lecture d'image mono énergétique virtuelle à haute énergie diminue la part de l'effet photoélectrique prépondérant pour les atomes de Z atomique élevé tel que le calcium ou les éléments métalliques utilisés pour les prothèses osseuses en particulier et majore la part de l'effet Compton : on réduit ainsi les artéfacts métalliques et de durcissement de faisceau. (16) (17)



Figure 10

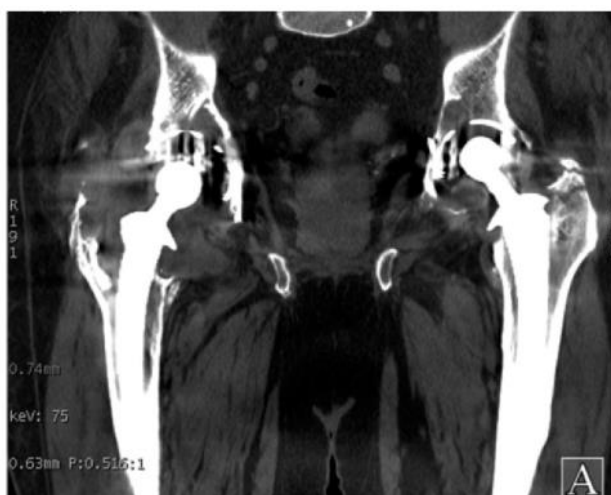


Figure 11

Figure 10

Image coronale obtenue après prothèse totale de hanche bilatérale : important artéfact de durcissement de faisceau dégradant de façon significative l'analyse des tissus pelviens en particulier.

Figure 11

Image acquise en double énergie avec un protocole de réduction des artéfacts métalliques permettant une analyse des structures anatomiques adjacentes aux prothèses aussi bien que l'analyse pelvienne. (18) (19)

Différencier des matériaux qui ne peuvent être distingués au CT conventionnel

Comme nous l'avons vu, chaque atome et chaque matériau se caractérise par la signature que représente le doublet de coefficient d'atténuation α_{PE} et α_{CS} . De là on peut envisager de caractériser et dissocier de multiples matériaux différents.

Sur cette méthode se base la caractérisation des lithiases rénales, application de la double énergie facilement utilisée en pratique clinique. (10) (12) (19) (20) (21) (22) (23) (24)

En effet, les calculs se classent essentiellement en deux groupes : calcul d'acide urique et calculs d'autre nature. Cette différence mène directement à une prise en charge thérapeutique puisque les lithiases uriques sont traitées par mesures hygiéno-diététiques.

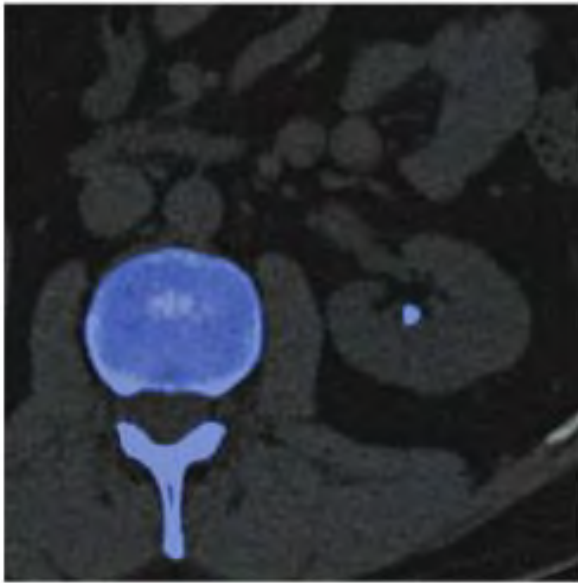


Figure 12

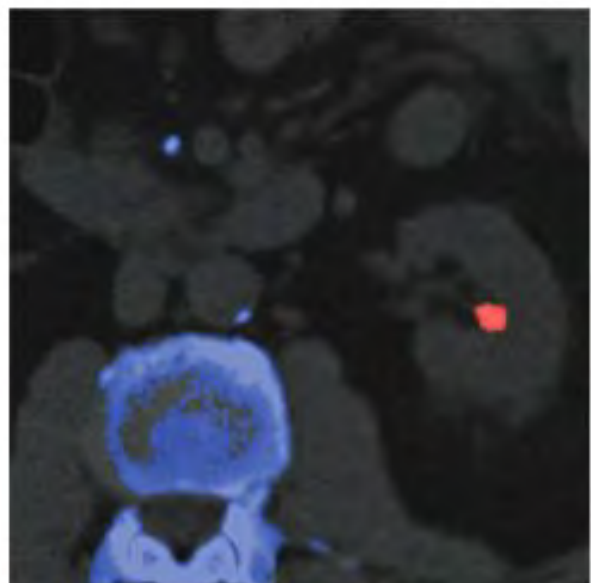


Figure 13

Figure 12 et 13 :

Cartographie calcium/acide urique : on distingue nettement sur la **figure 12** un calcul calcique au sein du groupe calciciel moyen ; à l'inverse sur la **figure 13** il s'agit d'une lithiase d'acide urique. On pourra noter que les calcifications artérielle et mésentérique sont correctement identifiées.

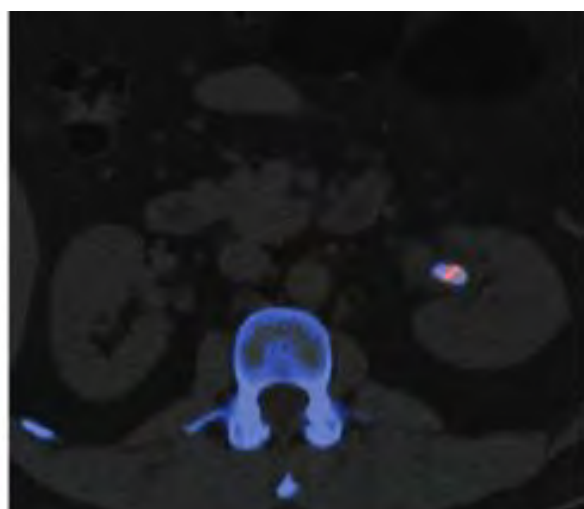


Figure 14

Figure 14 :

Calcul mixte confirmé après analyse chimique (20% d'acide urique, 40% d'oxalate de calcium monohydraté, 40% d'oxalate de calcium dihydraté)

Imagerie sans produit de contraste, cartographie de l'iode, du calcium...

A partir de ce doublet bien connu de coefficients d'atténuation, les logiciels de reconstruction et de post traitement ont développé d'autres applications plus poussées encore. En effet, puisqu'il est possible de caractériser chaque pixel de scanner en donnant sa composition en atome, on peut réaliser au choix une cartographie de la coupe scanner selon ses constituants ou selon un constituant bien précis (eau, calcium et iode étant les plus couramment utilisés) ou au contraire retirer un des constituants atomiques de l'image. (10) (19)(13-16)

Ces différentes cartographies post reconstruction trouvent par exemple leur utilité pour caractériser des lésions hypodenses aussi bien rénales qu'hépatiques ou pancréatiques dont la nature kystique ou au contraire charnue est difficile à affirmer.

En fait, les applications de ces propriétés peuvent s'étendre à toutes les imageries qu'elles soient vasculaires, neuro radiologiques, thoraciques, musculo squelettiques, abdominales...(27) (28) (29) (30) (31)

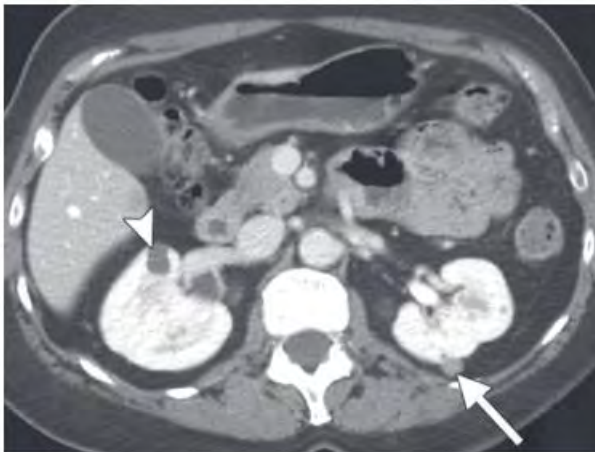


Figure 15

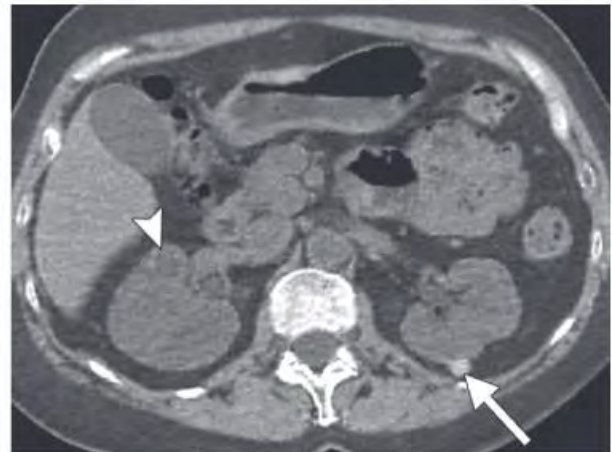


Figure 16

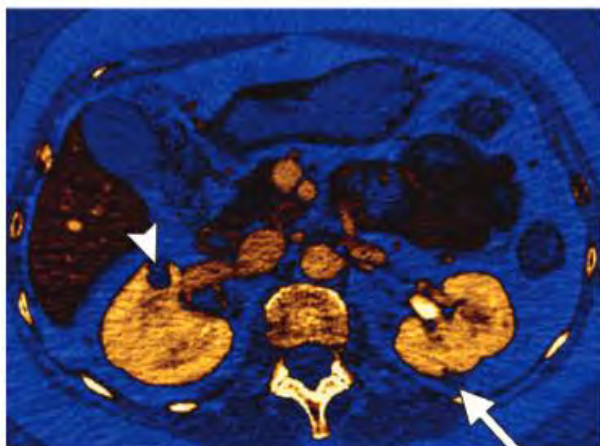


Figure 17

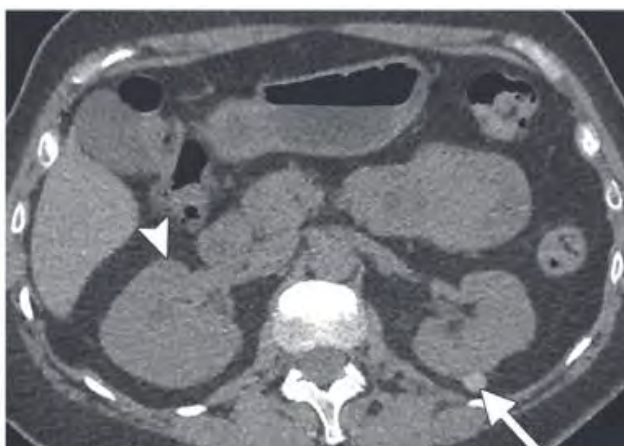


Figure 18

Kyste rénal simple et kyste hémorragique

Figure 15

Le scanner d'acquisition conventionnelle APC montre une lésion hyperdense sur le rein gauche (flèche) et une lésion hypodense sur le rein droit (tête de flèche).

Figure 16

L'acquisition double énergie avec retrait de l'iode (imagerie virtuellement sans contraste) montre que la lésion rénale gauche (flèche) reste hyperdense après retrait de l'iode : on peut affirmer l'absence de rehaussement et le caractère plutôt hémorragique ou protéique de la lésion. Pas de modification de la lésion du rein droit (tête de flèche).

Figure 17

La cartographie de l'iode ne montre aucune prise de contraste de ces deux lésions : elles sont donc avasculaires.

Figure 18

Le scanner conventionnel SPC montre effectivement que la lésion du rein gauche (flèche) est spontanément hyperdense et celle du rein droit (tête de flèche) hypodense, ce qui rejoint les données de l'imagerie virtuellement sans contraste.



Figure 19

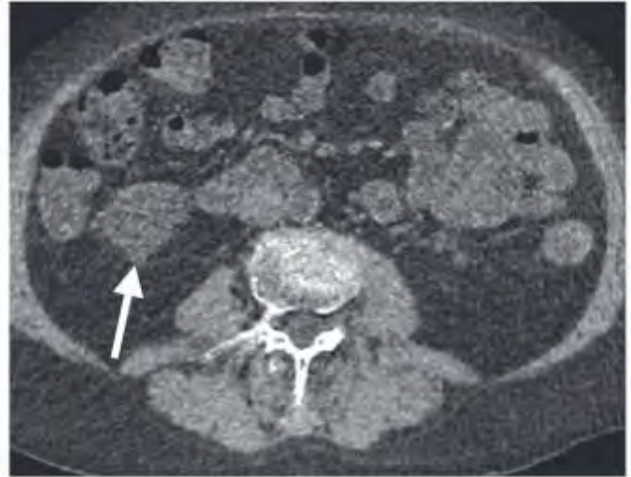


Figure 20

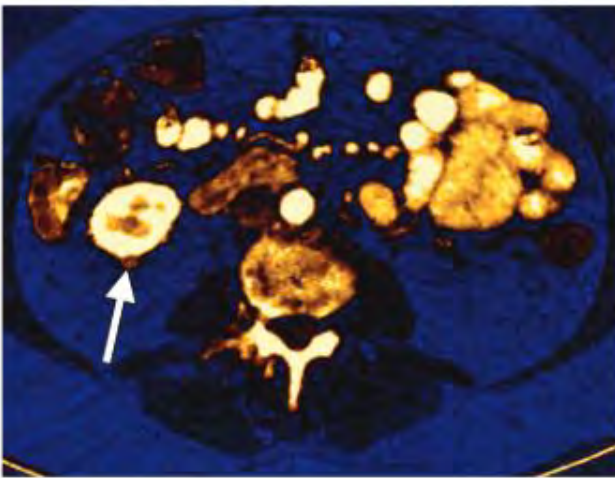


Figure 21

Cancer rénal

Figure 19

L'image de scanner APC conventionnel montre une petite lésion hyperdense (flèche) sur le rein droit, qui ne peut être complètement caractérisée sur ce temps d'acquisition unique car il peut s'agir d'un kyste remanié ou d'une lésion tissulaire prenant le contraste.

Figure 20

L'image virtuellement sans produit de contraste obtenue en double énergie confirme que la lésion est isodense (flèche) au parenchyme rénal adjacent, ce qui exclut le kyste rénal hyperdense.

Figure 21

Sur la cartographie de l'iode il existe une petite prise de contraste, en faveur d'une lésion vascularisée.

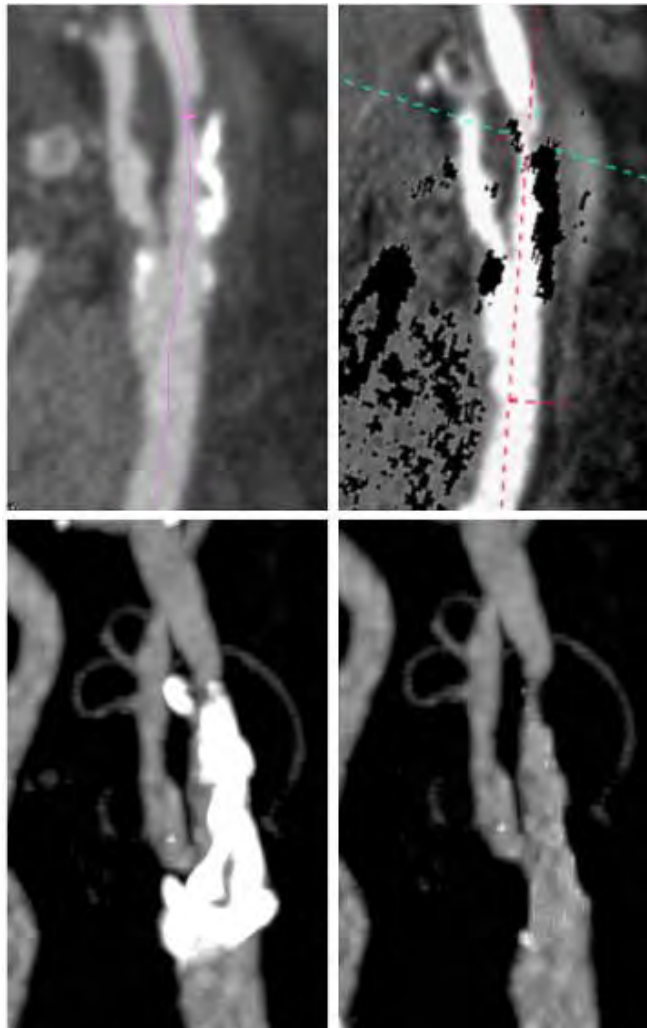


Figure 22

Application en angio vasculaire :

Ici présenté (***figure 22***) une sténose serrée de la carotide interne gauche. La reconstruction MPR avant retrait du calcium (en haut à gauche) indique une large plaque mixte. Sur la reconstruction MIP (en bas à gauche) la sténose n'est pas visualisée en raison de la plaque. Après post traitement de cette acquisition double énergie, les calcifications sont retirées (en haut à droite). Sur la reconstruction MIP épaisse (en bas à droite) la sténose peut maintenant être évaluée.(19) (32) (33)

6 En conclusion

Nous avons donc vu que la technologie double énergie a montré son intérêt et surtout sa pertinence pour une approche plus précise de la composition de la matière par rapport au scanner simple énergie. Cette capacité a permis le développement quasi exponentiel d'application et de déclinaison pour les différents organes. Elle peut déterminer avec précision la structure moléculaire de la matière, détecter un atome particulier dont le profil en double énergie est connu et en déduire la cartographie précise.

Forts de ces constatations, nous avons souhaité appliquer cette technologie à la caractérisation des épanchements ou collections en particulier intra abdominaux.

En effet, il est très fréquent en pratique clinique et scanographique d'être confronté à un épanchement ou une collection intra abdominale. La clinique prime largement dans les abdomens chirurgicaux pré opératoires et la caractérisation de ces épanchements n'a pas beaucoup de sens lors de la prise en charge initiale ; par contre dans le contexte post chirurgical digestif ou urologique, reconnaître et différencier les liquides biologiques, en apprécier le caractère purulent ou non prendrait tout son sens. En effet, si le radiologue peut facilement affirmer le caractère franchement hématique d'un liquide voire son caillottage grâce à son hyperdensité, tout autre liquide biologique hypodense -bile, urine, lymphes, ascite, pus, nécrose liquéfiée- ne pourra être correctement caractérisé et recevra l'appellation imprécise « d'épanchement ».

Or définir le contenu de ces collections et épanchements peut apporter des éléments intéressants à la prise en charge : lors d'une fièvre post opératoire digestive dont on sait que les causes peuvent être multiples, la visualisation au scanner double énergie d'un épanchement sale ou d'une collection purulente peuvent inciter à une prise en charge interventionniste. Au contraire, un épanchement simplement séro sanglant invitera à une attitude plus attentiste et fera éventuellement rechercher une autre étiologie à la fièvre. De même lors de la présence de plusieurs collections abdominales, la caractérisation de ces collections pourrait guider le geste de drainage le plus pertinent sur le plan infectieux. Également on pourrait ainsi affirmer par un simple scanner sans injection une collection au contact d'un site opératoire – en particulier hépatique - dont on suspecterait la communication avec un trajet fistuleux biliaire, sans avoir besoin de ponctionner ou de faire une acquisition avec produit de contraste.

Après examen de la littérature, nous n'avons pas trouvé de publication antérieure qui ait exploré ce champ d'application.

Nous avons donc décidé pour ce travail de thèse de nous attacher à la caractérisation in vitro des collections et épanchements en particulier intra abdominaux de faible densité UH grâce au scanner double énergie et de tenter de poser les premières bases d'une sémiologie inconnue et non étudiée pour le moment.

Matériel et méthode

1 Général

Notre étude a consisté en une étude monocentrique prospective *in vitro*.

Notre recrutement d'échantillon se faisait au sein du service de radiologie de Ranguel.

Étaient inclus tous les échantillons récupérés lors de procédures de ponction ou de drainage biliaire, urinaire, de collection ou de tout autre ponction ou drainage pourvu que l'échantillon ait pu être prélevé avant toute injection *in situ* d'iode et conservé au réfrigérateur (4-5°) en sachet hermétique jusqu'à l'acquisition scanographique.

Nous avons standardisé nos acquisitions en prélevant ou reconditionnant les liquides en seringue de 20cc de type luer lock, avec une quantité minimale de 5cc.

Pour l'acquisition, les échantillons étaient placés dans une boîte plastique remplie d'eau puis fermée hermétiquement. Cette boîte mesurait 15x25cm, et avait une contenance de 4,5 litres.

Nos seringues étaient maintenues au milieu de cette boîte par un dispositif en bois (car ne créant pas d'artéfacts) conçu pour cette utilisation (remerciements au menuisier). **Photo 1**

L'objectif de cette boîte pleine d'eau était de créer un fantôme adapté à notre utilisation au milieu duquel se trouvait notre prélèvement ; ceci permettait de créer un volume suffisant pour s'approcher du volume d'un crâne et éviter un surdimensionnement du faisceau de rayon X par rapport à notre échantillon ; ceci créait également un milieu hydrique se rapprochant de plus ou moins loin d'une acquisition *in vivo*.

Toutes les acquisitions ont eu lieu sur le scanner Toshiba (référence : Aquilion ONE GENESIS, Canon Medical Systems, Tochigi, Japan; installation décembre 2017) de l'hôpital Ranguel, selon le protocole double énergie pré enregistré et qui seul permettait ensuite une analyse des informations obtenues avec le logiciel fourni par Toshiba.

La technologie employée par ce scanner est celle de l'acquisition séquentielle, dont nous avons développé les caractéristiques plus haut. Toutefois dans le cadre de notre étude réalisée *in vitro*, la limite introduite par le décalage dans le temps entre les deux acquisitions nous semblait acceptable (pas de mouvement biologique susceptible d'être modifié d'une acquisition à l'autre.)

Le protocole double énergie comprend une acquisition séquentielle à 135kV et 80 kV, avec respectivement 50mAs et 285mAs ; les coupes font 0.5mm d'épaisseur.

Initialement, nous utilisons un champ d'exploration de 16cm, correspondant à la largeur du détecteur du scanner : ceci nous donnait la possibilité d'une acquisition de l'intégralité des données en une seule rotation de scanner.

Toutefois, notre zone d'intérêt correspondait à la partie remplie de la seringue et ne mesurait que quelques centimètres ; nous avons donc secondairement réduit ce champ d'acquisition à 6cm pour essayer de diminuer le diffusé Compton provenant de la partie non pertinente du champ d'acquisition et qui aurait pu parasiter les détecteurs sur la partie intéressante de l'acquisition.

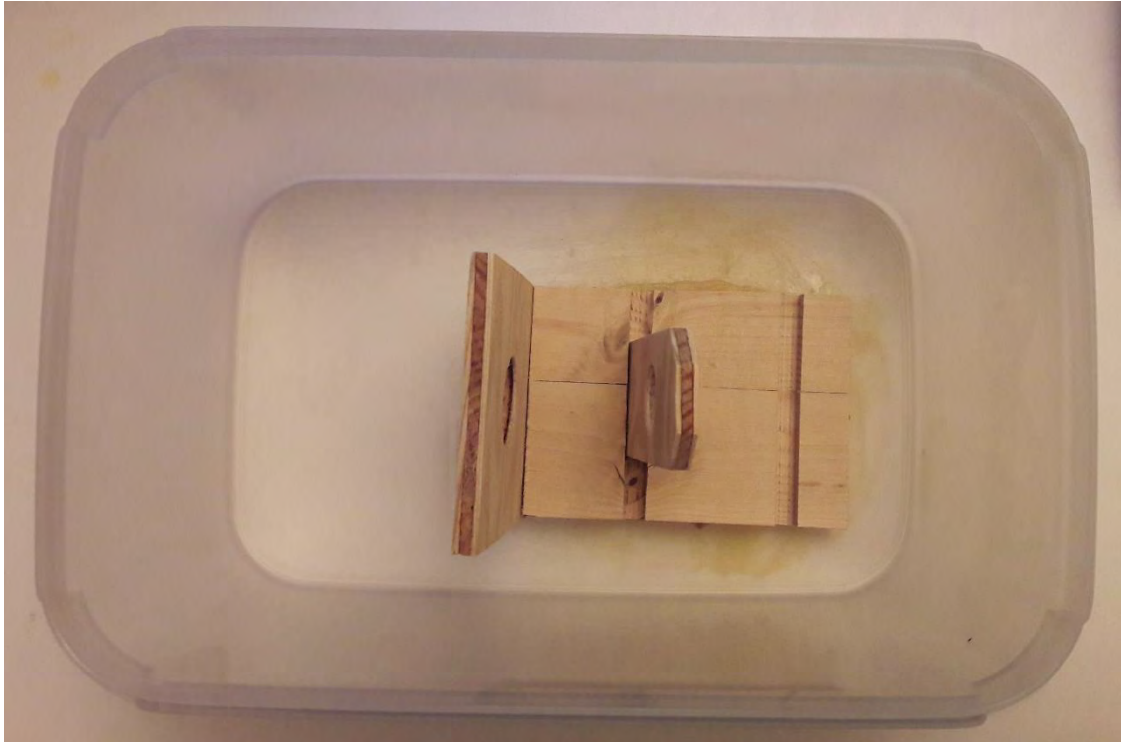


Photo 1 : boîte plastique ayant permis les acquisitions scanographiques (dimensions 15x25cm, contenance 4,5l) avec le support en bois permettant le maintien des seringues au milieu de la boîte. Vue du dessus.

Le dossier patient fournissait la date et le site anatomique de prélèvement ; on relevait également une description macroscopique de l'échantillon, en particulier son caractère hématique, purulent ou au contraire citrin.

Tout scanner, injecté ou non, réalisé précédemment au drainage était noté et lorsque c'était possible on retranscrivait la densité obtenue au sein d'une Region Of Interest (=ROI) placée au sein de la collection ou de l'épanchement qui était ensuite drainé et inclus dans notre étude.

Pour des raisons évidentes d'hygiène, les échantillons étaient jetés après acquisition.

2 Critères d'analyse

Après acquisition, les données scanographiques brutes étaient post traitées avec le logiciel validé par Toshiba pour le traitement des données de la double énergie (référence logiciel : DE Raw data Analysis software, display console, version 8.3). En effet, ces données ne pouvaient être analysées avec un autre logiciel et en particulier avec un logiciel fourni et validé par un autre constructeur.

Ce logiciel livrait plusieurs informations :

Analyse des données natives et spectrales

On plaçait une ROI correspondant à plus de 70% de la surface de la seringue sur une coupe axiale de l'acquisition et une deuxième ROI de même taille au sein de l'eau contenue dans la boîte sur la même coupe, à proximité de la seringue.

Nous relevons la densité UH obtenue sur les coupes natives à 80 et 135kV.

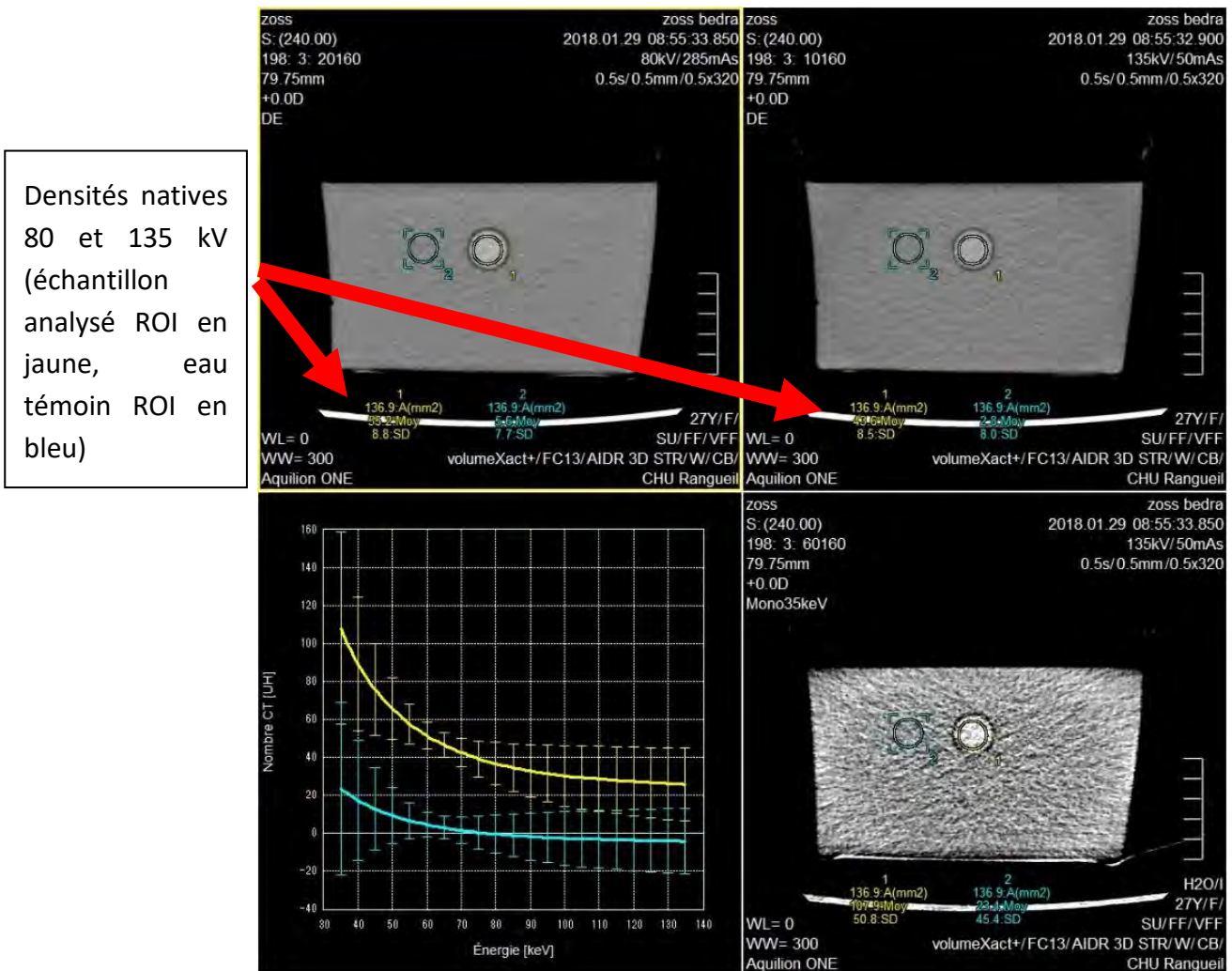
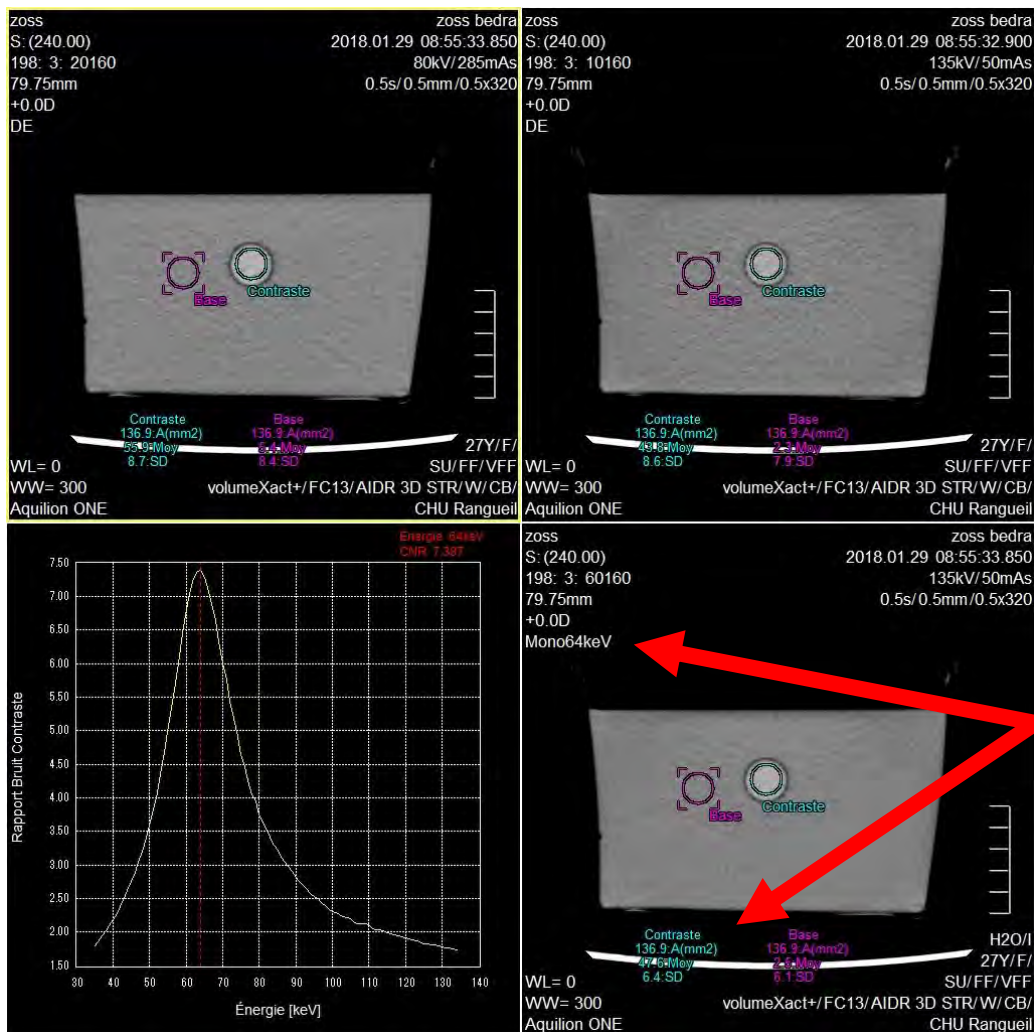


Figure 23

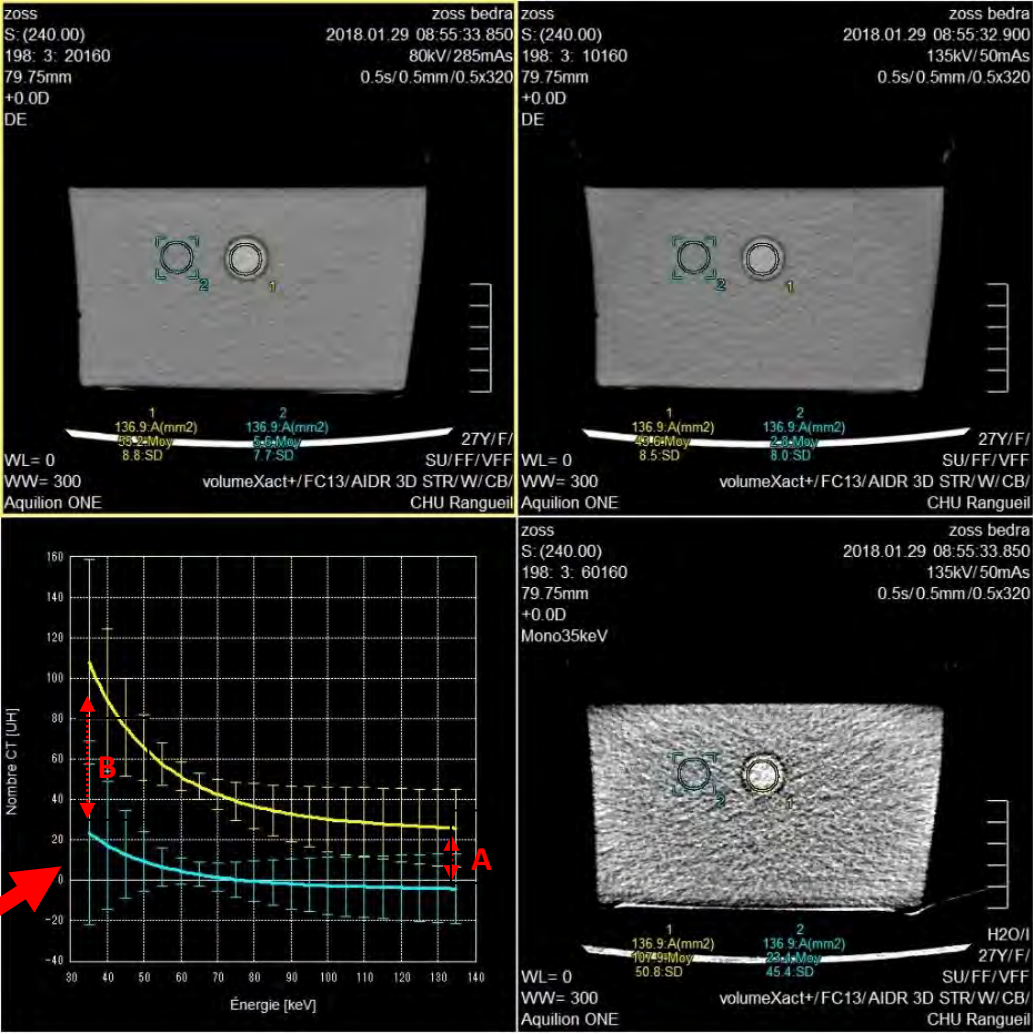
Le logiciel fournissait également la valeur d'atténuation en UH après *reconstruction mono énergétique virtuelle* pour laquelle le contraste entre eau et échantillon était la meilleure (=CNR Contrast versus Noise Ratio) et précisait également le niveau d'énergie de cette valeur.



Valeur d'atténuation en UH permettant d'obtenir le meilleur CNR en reconstruction mono énergétique et niveau d'énergie où cette valeur est obtenue.

Figure 24

Les autres valeurs de la reconstruction mono énergétique virtuelle étaient présentées sous la forme d'une *courbe comparative* entre les deux ROI aux différents niveaux d'énergie (de 30 à 135 KeV), que nous analysions par calcul d'un *coefficient de dissociation*. Ce coefficient était obtenu par le calcul B/A tel que A= différence entre la valeur de l'eau et celle de notre échantillon à 135keV et B= différence entre la valeur de l'eau et celle de notre échantillon à 35keV (cf *figure 25*). Il rendait compte de la tendance ou non de notre échantillon à se comporter différemment de l'eau en terme d'absorption aux basses énergies.



Courbe de dissociation en reconstruction monoénergétique virtuelle avec calcul du coefficient de dissociation = B/A

Figure 25

Analyse du Z atomique

Comme pour l'analyse spectrale des données, une ROI couvrant plus de 70% de la surface de la seringue était placée sur une coupe axiale de l'acquisition et une deuxième ROI de même taille au sein de l'eau contenue dans la boîte sur la même coupe, à proximité de la seringue.

Les résultats étaient rendus sous forme d'histogramme, nous n'avions pas accès aux données numériques en dehors du Z effectif moyen sur la surface du ROI.

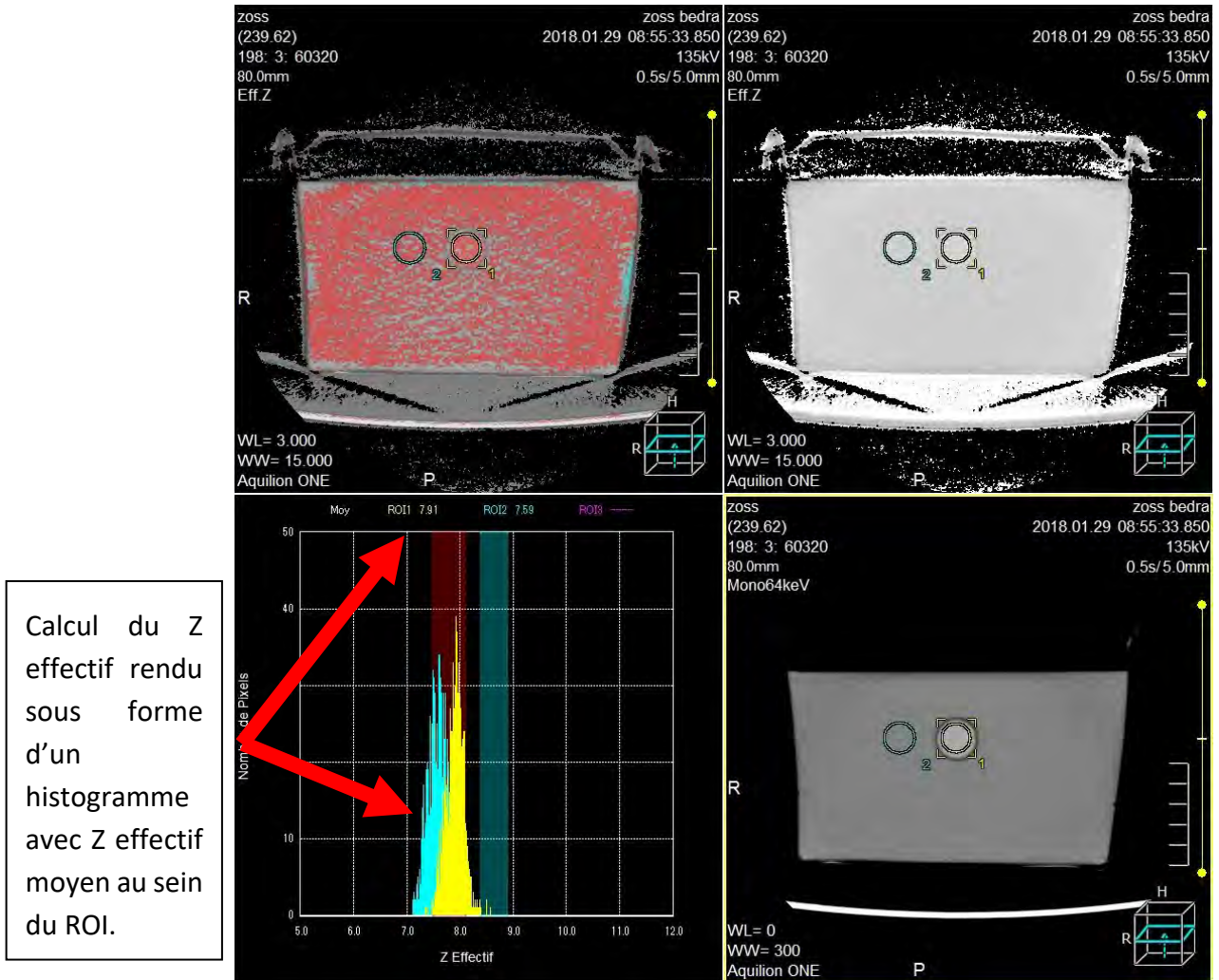


Figure 26

Analyse de la densité électronique

Procédure et rendu des résultats identiques à celle du Z effectif.

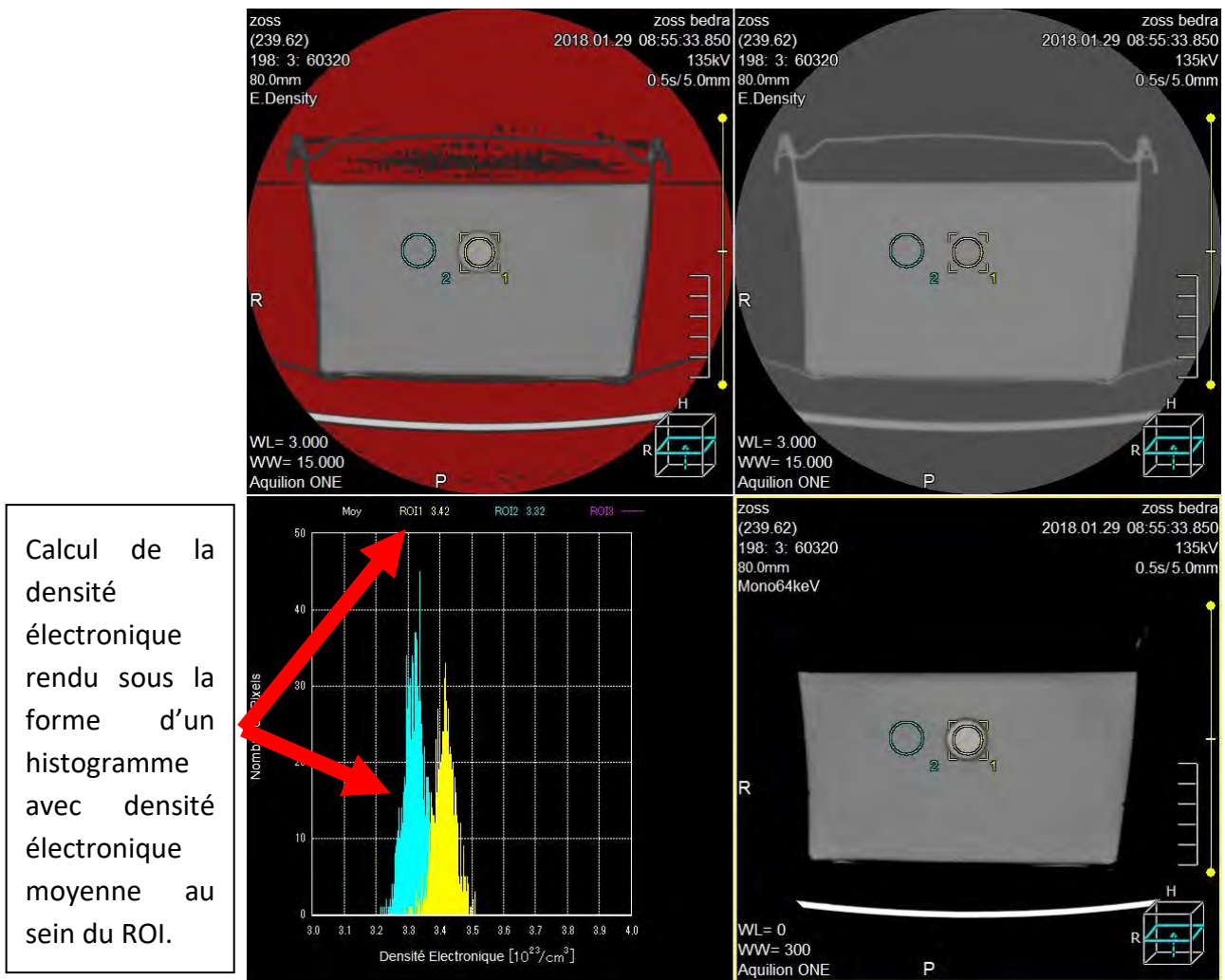


Figure 27

Analyse visuelle des histogrammes Z atomique et densité électronique

Pour l'effectif Z et la densité électronique, l'analyse se faisait entre autres de façon visuelle sur les histogrammes obtenus. Un tri était effectué entre les différents échantillons selon que l'eau témoin et notre échantillon étaient superposés (côté 0), moyennement dissociés (côté 1) ou complètement dissociés (côté 2).

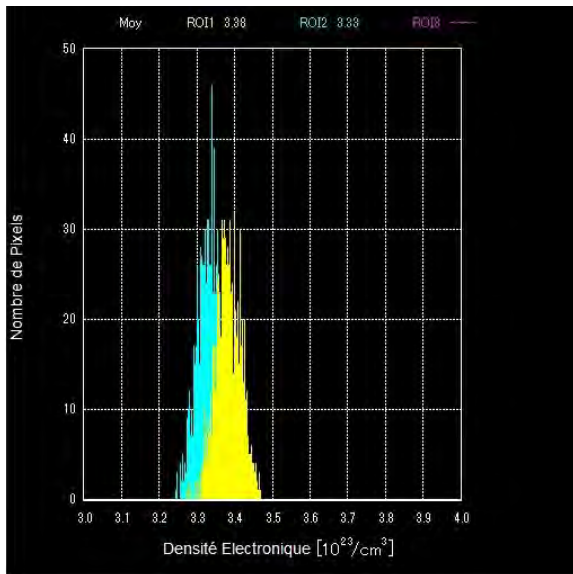


Figure 28

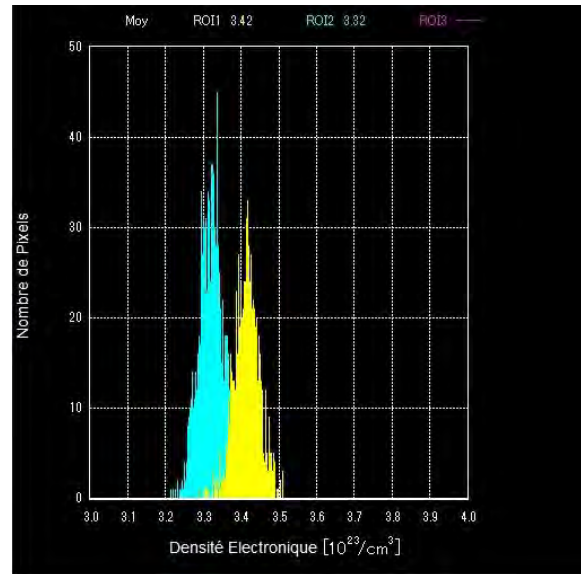


Figure 29

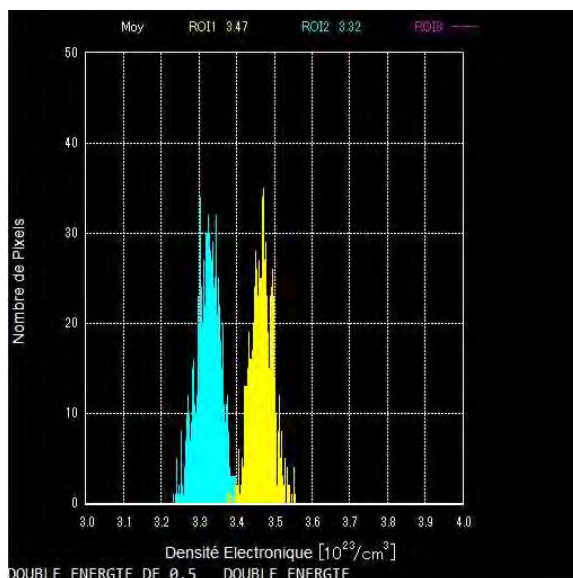


Figure 30

Figure 28

Histogrammes eau et échantillon sont superposables : côté 0.

Figure 29

Histogrammes eau et échantillon sont moyennement dissociés : côté 1

Figure 30

Histogrammes eau et échantillon sont nettement dissociés : côté 2.

3 Répartition des échantillons

Nos échantillons étaient répartis pour analyse en 5 groupes en fonction de leur provenance.

Étaient classés dans le groupe liquide infecté (=groupe I), tout liquide dont le caractère infecté était prouvé ou avec une forte suspicion clinique. Il pouvait s'agir de liquide provenant d'une collection intra abdominale, comme d'un kyste rénal ou de liquide de néphrostomie.

Le groupe bile (=groupe B) comportait des échantillons de bile provenant de drainage biliaire ou vésiculaire ainsi qu'une ponction de cholécystite.

Le groupe épanchement séreux (=groupe ES) regroupait tous les échantillons provenant de différentes séreuses (péritoine, plèvre, genou).

Dans le groupe lymphocèle (=groupe L) étaient recensés tous les échantillons provenant de ponction ou drainage de lymphocèle péri greffon rénal, hors contexte septique clinique.

Enfin le groupe sang (=groupe S) comprenait un échantillon de sang veineux scanné de manière répétitive sur 2 mois et 10 jours (9 fois au total).

Un échantillon d'iode a été scanné en plus (non inclus dans la cohorte) pour référence et analyse comparative.

4 Analyse statistique

L'ensemble de ces données étaient ensuite insérées dans un tableau Excel pour comparaison puis statistiquement analysé par le logiciel Med Calc.

Il s'agissait dans tous les cas d'analyse univariée ou descriptive, réalisée sur les moyennes des valeurs obtenues dans chaque groupe pour chaque paramètre.

La normalité de la répartition des valeurs quantitatives a été rejetée pour l'ensemble de nos paramètres.

Nous avons donc procédé à des tests non paramétriques de type Kruskal Wallis pour chaque variable continue à savoir : densité d'origine à 80 et 135 kV, densité au best CNR en reconstruction monoénergétique virtuelle, coefficient de dissociation, moyenne de densité électronique et moyenne de Z atomique.

Concernant les variables nominales discrètes *id est* dissociation des histogrammes de densité électronique et de Z atomique, nous réalisons un test du chi 2 global puis par paire de groupe.

Résultats

Étaient scannés selon le protocole explicités 58 échantillons. 13 échantillons ont été exclus : 7 car les données brutes ont été effacées avant d'avoir pu être traitées, 2 car contenant de l'iode (injectées lors du prélèvement), et 4 car trop peu de données pour être analysées.

Notre cohorte comportait donc 45 échantillons, répartis comme suit (**figure 31**) : 12 échantillons dans le groupe liquide infecté (= groupe I), 7 échantillons de bile (= groupe B), 6 échantillons dans le groupe épanchements séreux (= groupe ES), 11 échantillons dans le groupe lymphocèle (= groupe L), 9 échantillons de sang (= groupe S).

L'ensemble des principaux résultats est résumé dans le **tableau 2**.

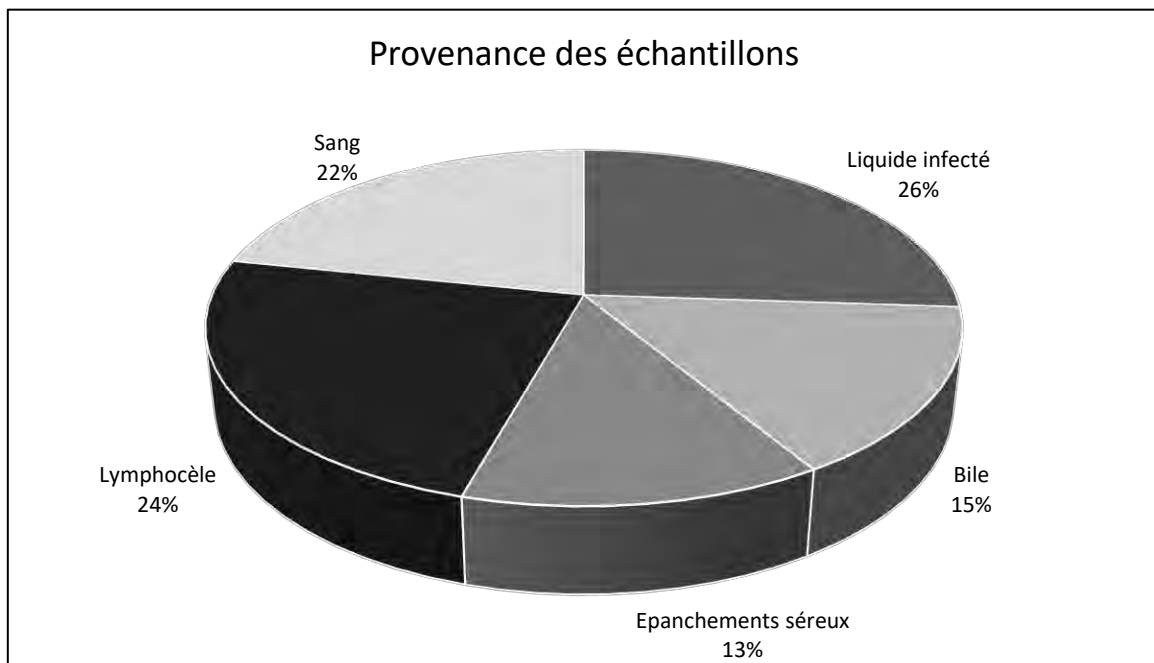


Figure 31

Les valeurs statistiques générales et détaillées sont données en annexe à ce document.

Principales valeurs récapitulatives des différents groupes													
		Moyenne des densités spontanées, densité en reconstruction monoénergétique virtuelle au best CNR, coefficient de dissociation								Z atomique		Densité électronique	
	Nbre d'échantillons	Densité 80kV (en UH)		Densité 135kV (en UH)		Densité en reconstruction monoénergétique virtuelle au best CNR (en UH)		Coefficient de dissociation		Z atomique moyen		Densité électronique moyenne	
		Val	DS	Val	DS	Val	DS	Val	DS	Val	DS	Val	DS
Groupe I	12	35	11,8	28	10,8	30	10,6	2,5	1,3	7,76	0,13	3,38	0,036
Groupe B	7	28	9	20	4,2	25	6,4	3,9	1,7	7,75	0,19	3,36	0,018
Groupe ES	6	25	7,5	19	7,5	23	4,7	2,5	1,5	7,68	0,07	3,36	0,021
Groupe L	11	25	4,1	18	5,1	20	6,3	2,4	1	7,68	0,1	3,36	0,032
Groupe S	9	58	8,8	55	7,8	56	7,5	1,2	0,1	7,64	0,07	3,48	0,016
Val = valeurs; DS = déviation standard; groupe I = liquide infecté, groupe B = bile, groupe ES = épanchement séreux, groupe L= lymphocèle, groupe S = sang													
Les cellules grisées correspondent aux résultats statistiquement significatifs (p<0,05)													

Tableau 1

1 Densités spontanées, densités best CNR et coefficient de dissociation

Densités spontanées 135kV

Les densités natives moyennes de nos échantillons à 135kV ont montré des valeurs de 18UH pour le groupe L, 19UH pour le groupe ES, 20UH pour le groupe B, 28UH pour le groupe I et 55UH pour le groupe S.

Il existait une différence statistiquement significative entre la densité du groupe S et les autres groupes ($p=0.00001$), de même qu'entre la densité du groupe I et les autres groupes ($p=0.00001$)

Pas de différence statistique entre les autres groupes.

Densités spontanées 80kV

A 80kV, les valeurs natives moyennes de nos échantillons étaient de 25UH pour les groupes L et ES, 28 UH pour le groupe B, 35 UH pour le groupe I et 58UH pour le groupe S.

Là aussi, il existait une différence statistiquement significative entre la densité du groupe S et les autres groupes ($p=0.00007$), de même qu'entre la densité du groupe I et les autres groupes ($p=0.00007$).

Pas de différence significative entre les autres groupes.

Nous disposions pour le groupe I de 6 scanners de référence (soit pour 50% de nos échantillons) retrouvant une densité moyenne de 15UH (min 6UH, max 23UH), 2 scanners pour le groupe B (soit 29% des échantillons) retrouvant une densité moyenne de 12UH (min 10 UH, max 13 UH), 4 pour le groupe ES (soit 66%) de densité moyenne 18UH (min 5 UH, max 40 UH), 2 scanners pour le groupe L (soit 18%) de densité moyenne 14UH (min 11 UH, max 16 UH).

Densité en reconstruction monoénergétique virtuelle au best CNR.

En reconstruction monoénergétique virtuelle, le best CNR était obtenu pour l'ensemble des échantillons à des valeurs d'énergie comprise entre 61 et 65kV.

Les valeurs moyennes de nos échantillons au best CNR, résumées **figure 32**, étaient : groupe L 20UH, groupe ES 23UH, groupe B 25UH, groupe I 30UH, groupe S 56UH.

Différence statistiquement significative pour le groupe S avec les autres groupes ($p<0.00004$) et pour le groupe I avec le groupe L ($p=0.00004$).

Pas de différence statistique entre les autres groupes.

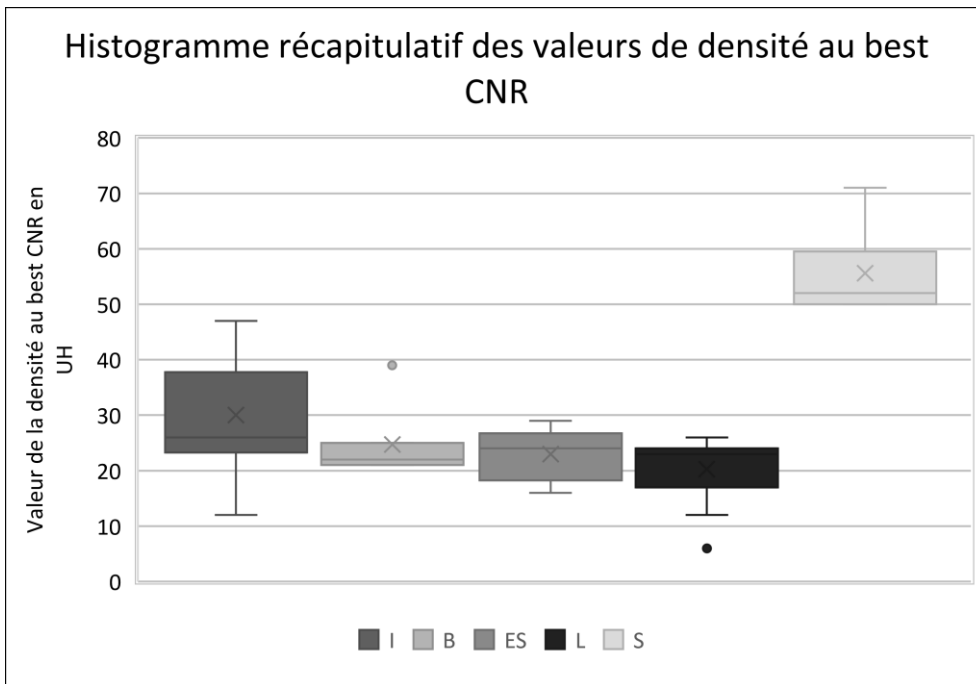


Figure 32 : valeurs représentées ici : la médiane (ligne continue au sein de la boîte), les quartiles (bornes supérieure et inférieure de la boîte, moustaches supérieure et inférieure) et la moyenne (croix au sein de la boîte)

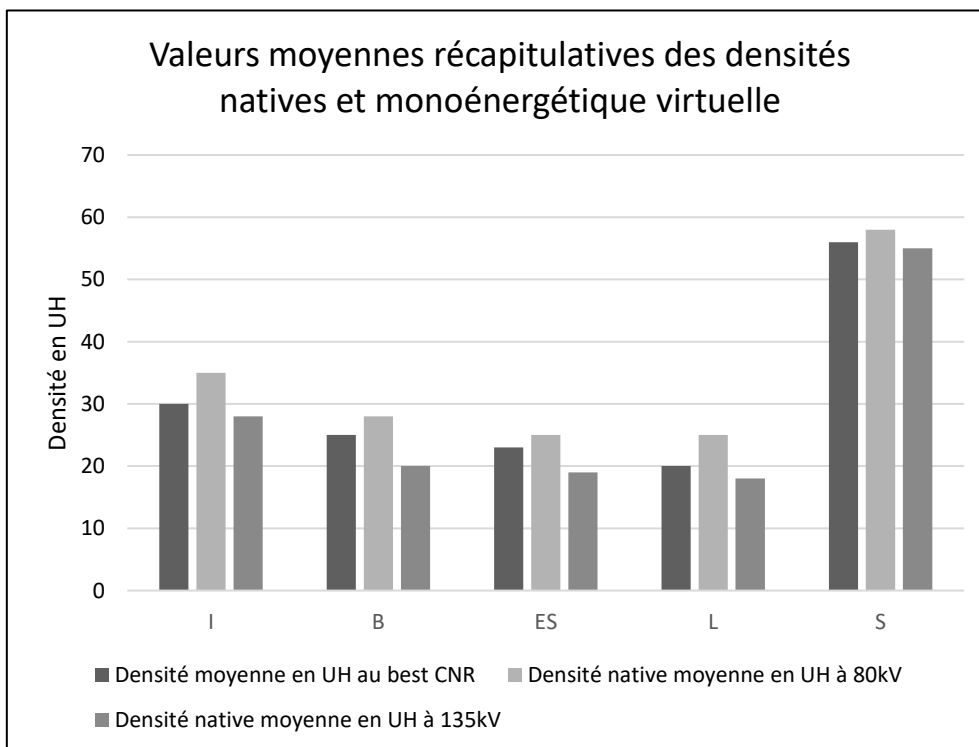


Figure 33

Coefficient de dissociation

Le calcul du coefficient de dissociation retrouvait un coefficient moyen de 3.9 pour le groupe B ; un coefficient de 2.5 pour les groupes I et ES, un coefficient de 2.4 pour le groupe L et de 1.2 pour le groupe S. (**figure 34**)

La différence était statistiquement significative entre les groupes B et l'ensemble des autres groupes ($p=0.0007$) de même qu'entre le groupe S et les autres groupes ($p=0.0007$).

Pas de différence significative par ailleurs.

Les valeurs minimales des coefficients de dissociation étaient 2.3 pour le groupe B ; 1.18 pour le groupe ES ; 1.16 pour le groupe L ; 1.07 pour le groupe I et 1.05 pour le groupe S.

Les valeurs maximales : 7 pour le groupe B, 5.6 pour le groupe I, 4.7 pour le groupe ES, 3.7 pour le groupe L et 1.5 pour le groupe S.

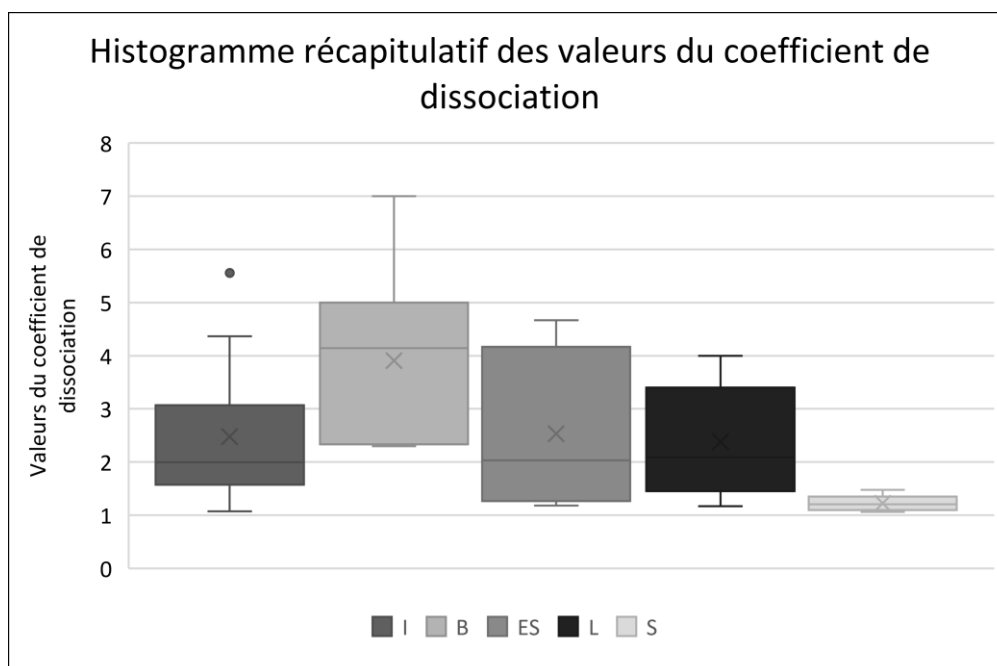


Figure 34 : valeurs représentées ici : la médiane (ligne continue au sein de la boîte), les quartiles (bornes supérieure et inférieure de la boîte, moustaches supérieure et inférieure) et la moyenne (croix au sein de la boîte)

Le sang possédait donc le plus petit coefficient moyen de dissociation de tous les groupes (=1.2) ; à l'inverse, l'acquisition d'un échantillon d'iode montrait un coefficient de dissociation supérieur à 16.

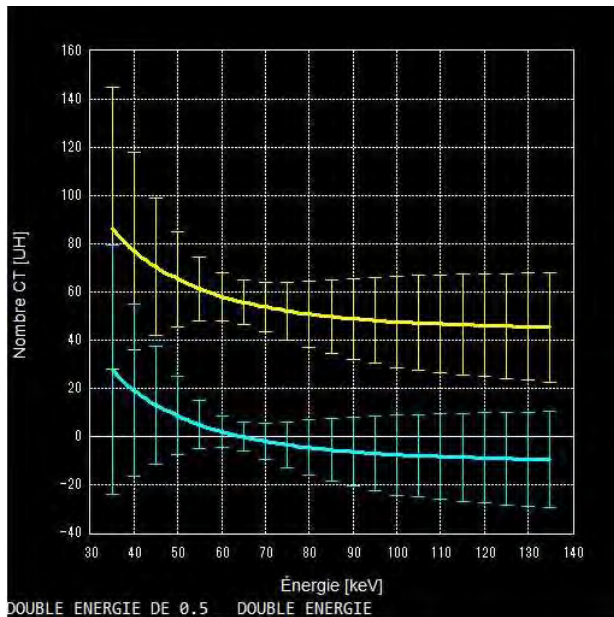


Figure 35

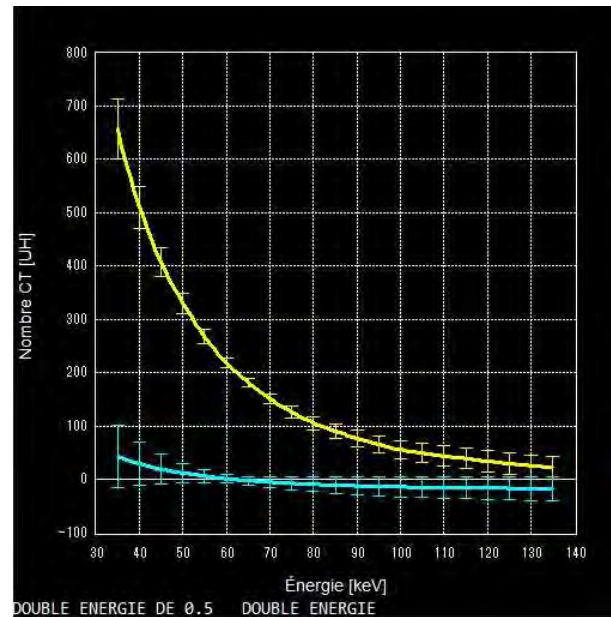


Figure 36

Figure 35 et 36

La **figure 35** présente la courbe de dissociation d'un échantillon de sang ; la **figure 36** celle d'un échantillon d'iode. Coefficient de dissociation du sang = 1.2, coefficient de dissociation de l'iode > 16.

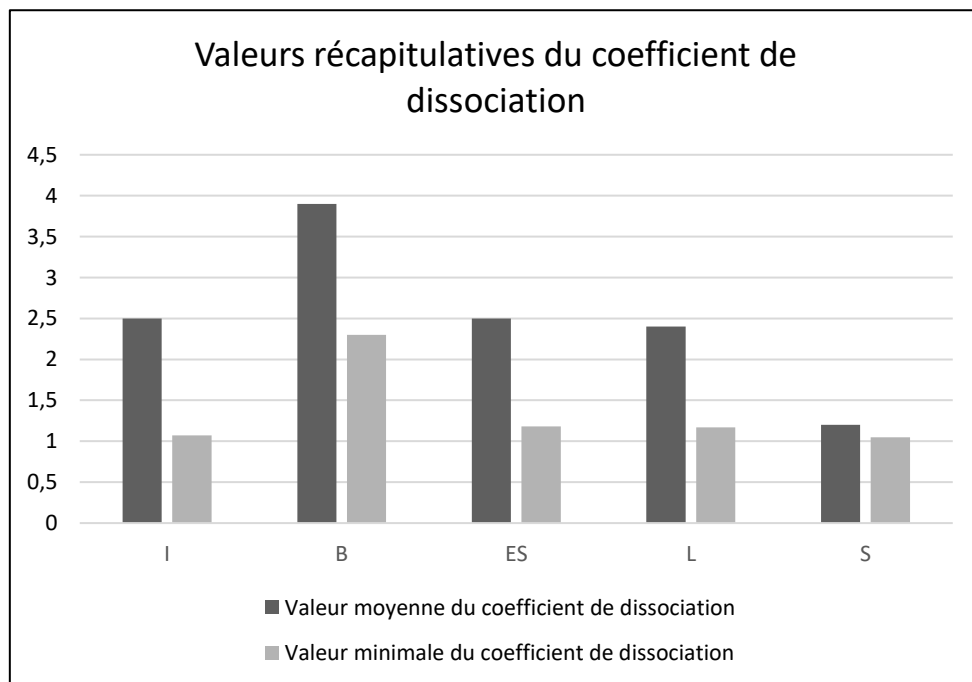


Figure 37

2 Analyse du Z atomique

L'analyse Z atomique moyen de l'ensemble des échantillons retrouvait des valeurs comprises entre 7.76 pour les groupes I et B ; 7.68 pour les groupes ES et L et 7.64 pour le groupe S, peu différentes des valeurs de l'eau.

Il n'était d'ailleurs pas possible de dissocier visuellement l'histogramme de l'eau de celui de l'échantillon traité dans la grande majorité des cas.

Seul l'échantillon d'iode présentait une valeur de Z moyen = 10.2 et une nette distinction entre son histogramme et celui de l'eau.

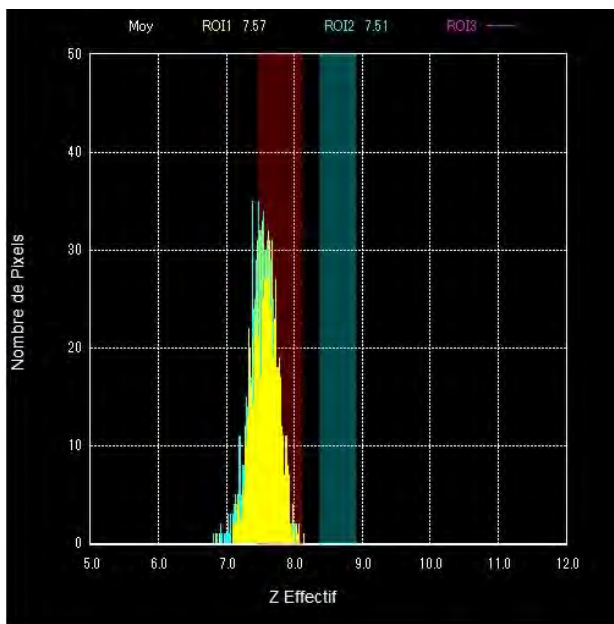


Figure 38

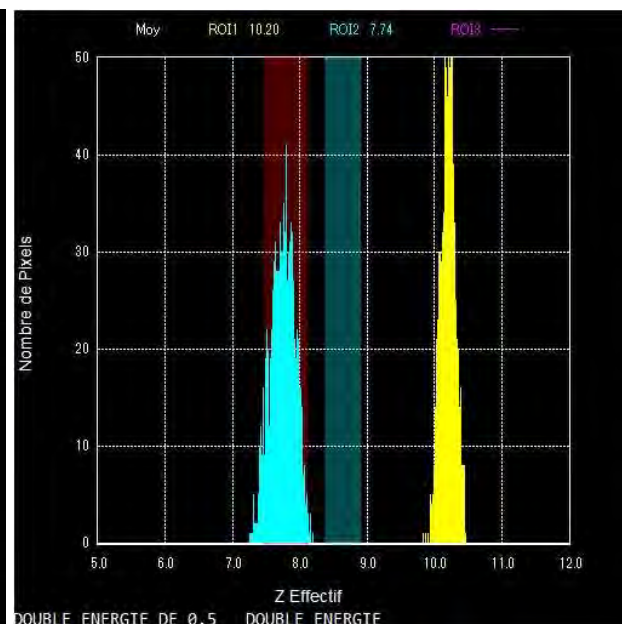


Figure 39

Figures 38 et 39

La **figure 38** présente l'histogramme des Z atomiques d'un échantillon du groupe I (en jaune) et celui de l'eau témoin (en bleu). La **figure 39** présente l'histogramme d'un échantillon d'iode (en jaune) et celui de l'eau témoin (bleu)

3 Analyse de la densité électronique

Densité électronique moyenne

La densité électronique moyenne, exprimée en unité $10^{23}/\text{cm}^3$ était de 3.38 pour le groupe I, 3.36 pour les groupes B, ES et L et 3.48 pour le groupe S.

La densité électronique moyenne du groupe S était statistiquement différente de celle des autres groupes ($p < 0.0001$).

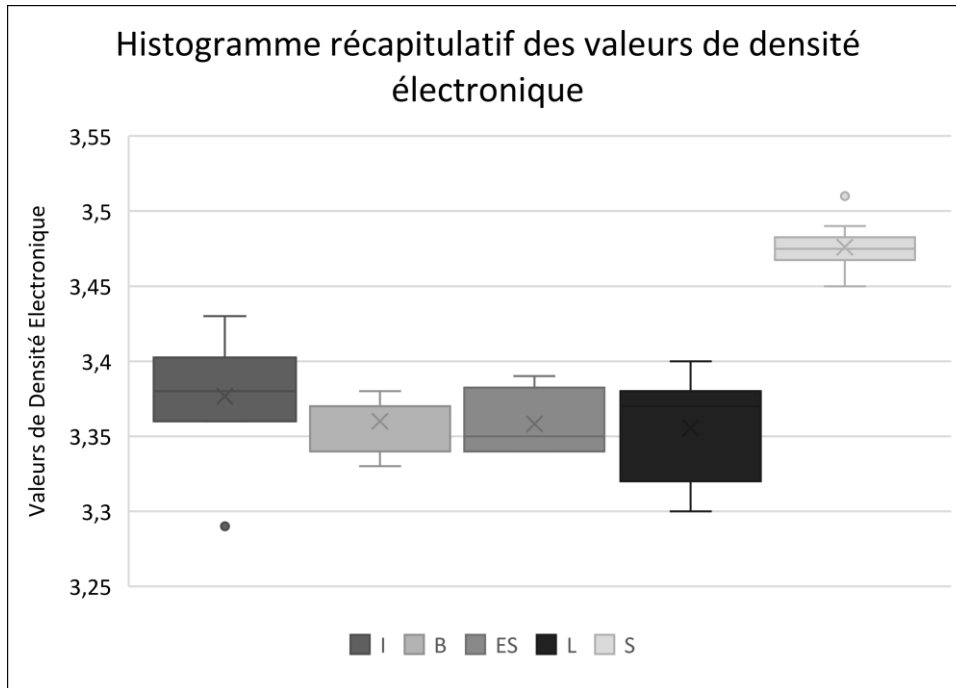


Figure 40 : valeurs représentées ici : la médiane (ligne continue au sein de la boîte), les quartiles (bornes supérieure et inférieure de la boîte, moustaches supérieure et inférieure) et la moyenne (croix au sein de la boîte)

Analyse visuelle des histogrammes

Pour ce qui est de l'analyse visuelle des histogrammes, résumée à la **figure 41** :

- l'intégralité des échantillons de sang était cotée 2 ; l'intégralité des échantillons de bile était cotée 0.
- dans le groupe I, 7 échantillons étaient cotés 0, 4 échantillons cotés 1, 1 échantillon coté 2.
- dans le groupe ES, 4 échantillons étaient cotés 0, 2 échantillons cotés 1, 0 échantillon coté 2.
- dans le groupe L, 8 échantillons étaient cotés 0, 3 échantillons cotés 1, 0 échantillon coté 2.

Un test de Chi 2 global, détaillé ensuite par des tests de Chi 2 réalisés par paire de groupe, mettait en évidence une différence statistiquement significative entre le groupe S et les autres groupes ($p=0.0002$ pour le test groupe S versus I ; $p=0.0001$ versus B ; $p=0.0006$ versus ES ; $p<0.0001$ versus L)

Pas de différence entre les autres groupes.

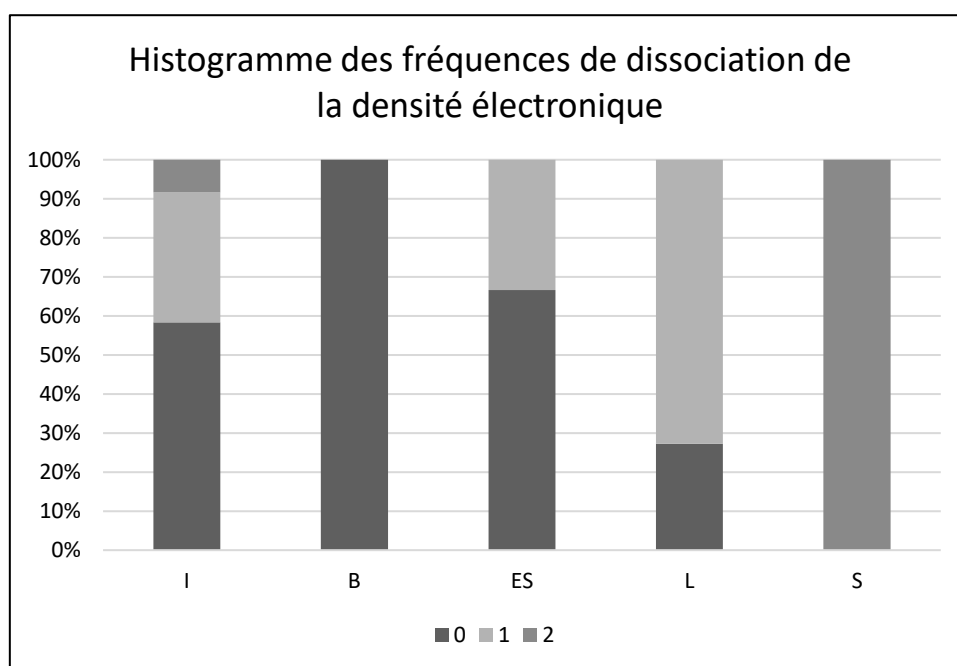


Figure 41

Discussion

L'objectif de notre étude consistait à la caractérisation d'épanchements et collections en particulier intra abdominaux en scanner double énergie, pour écriture d'une éventuelle sémiologie utile à la différenciation de ces épanchements.

Nous avons ainsi déterminé un certain nombre de paramètres pour nos différents groupes et mis en évidence une différence statistiquement significative entre le coefficient de dissociation du groupe B (=groupe bile) égal à 3.9 et celui des autres groupes, de même qu'entre celui du groupe S (=groupe sang) égal à 1.2 et celui des autres groupes ($p=0.0007$).

Le groupe I (=groupe liquide infecté) quant à lui montrait une tendance à l'hyperdensité statistiquement significative en comparaison avec les autres groupes à 135kV et 80kV (respectivement 28UH $p=0.00001$ et 35UH $p=0.00007$) ; statistiquement significative en comparaison avec le groupe L au best CNR de l'imagerie monochromatique virtuelle (30UH versus 20UH, $p=0.00004$).

La caractérisation des épanchements et collections en scanner double énergie constitue un champ encore vierge et inexploré de la radiologie. Dès lors ne possédant pas de référence pour débiter notre travail, nous avons choisi de porter notre méthodologie vers *l'in vitro* pour éviter aux patients une potentielle perte de chance et une éventuelle surirradiation en modifiant les protocoles habituels. Ceci nous autorisait également un relevé des caractéristiques macroscopiques des échantillons qui en conjonction avec le contexte clinique et le site de prélèvement, nous a permis de classer ces mêmes échantillons.

Notre protocole d'inclusion se voulait volontairement assez large quant à la provenance anatomique des prélèvements car notre étude étant pionnière dans ce domaine de caractérisation, nous voulions nous donner le maximum de chance de saisir une éventuelle sémiologie à décrire quel qu'en soit l'origine.

En contrepartie, nos échantillons présentaient une certaine hétérogénéité dans leur provenance, ce qui a pu nuire à la cohérence et l'unicité des groupes que nous avons formés et minorer ainsi la puissance de notre étude.

Pour ce qui est du protocole d'acquisition, les scanners double énergie nécessitent un post traitement relativement lourd avec des logiciels propriétaires spécifiquement développés par chaque constructeur. L'exploitation satisfaisante des données n'est pas possible hors de ces logiciels propres. Nous avons de ce fait été gênés dans notre analyse par un logiciel de post traitement peu adapté à notre étude.

En effet le protocole d'acquisition et de post traitement initialement dédié à l'analyse de calcul urinaire ou à l'élaboration de cartographie s'avérait moins pertinent dans notre cas puisqu'il imposait une analyse 2D des échantillons sur une coupe unique de 0.5mm. Ceci rendait plus difficile encore la mise en évidence de différence de densité peu importante entre eau et échantillon puisque le bruit, secondaire au rayonnement diffusé, parasitait nos acquisitions. Une analyse volumique avec des coupes plus épaisses aurait permis d'améliorer notre Signal versus Noise Ratio (SNR) et éventuellement d'obtenir un best CNR pour des énergies plus faibles. Dans le cas de la bile en particulier, il aurait pu être intéressant d'obtenir une image monoénergétique virtuelle exploitable parce que peu bruitée à de plus faibles niveaux d'énergie.

Afin de réduire ce bruit, nous avons précisé notre protocole d'acquisition en cours d'étude en diminuant le champ d'acquisition : nous l'avons raccourci à la seule région d'intérêt de nos seringues à savoir la portion remplie (et non plus en prenant un champ de 16cm comme initialement, correspondant à la largeur du détecteur). De cette façon, nous avons diminué le rayonnement diffusé issu des parties non pertinentes du champ d'acquisition (*id* en regard de la portion vide et du piston de la seringue et en regard de la structure de maintien en bois) qui venait parasiter notre champ d'analyse. Ceci a effectivement permis de minimiser le bruit sur les échantillons suivants et d'améliorer le SNR.

Enfin, nous n'avions pas accès aux données numériques de la densité électronique et du Z atomique : seule la moyenne de ces deux éléments nous était fournie. L'analyse des histogrammes se faisait donc de façon visuelle et par suite forcément imprécise et partielle.

Nous avons développé plus haut la technologie utilisée par notre scanner Toshiba pour l'acquisition double énergie (acquisition séquentielle – cf p24). La dissociation temporelle des deux acquisitions de haute et basse énergie ne consistait pas une problématique importante à notre étude puisque nous étudions des échantillons immobiles, non sujets aux variations de position ou de composition sur un court laps de temps.

En revanche, comme nous l'avons vu, pour différencier au mieux des éléments dont les Z atomiques sont très proches, et c'était ici notre cas, il faut obtenir deux spectres d'émission d'énergie avec le moins de chevauchement possible (cf p 22), par exemple avec un filtre en étain ou avec deux tubes à rayon X de haute énergie. Notre scanner ne disposait d'aucun dispositif de ce type, en pratique peu disponible sur les scanners de routine, nous ne pouvions donc obtenir deux spectres de haute et basse énergie « purs » ; au vu des données précédemment exposées ceci a également dû limiter notre capacité à caractériser nos échantillons.

Outre une analyse réalisée avec un logiciel de post traitement plus adapté, une mesure dosimétrique réalisée sur chaque échantillon lors de l'acquisition de haute et de basse énergie pourrait offrir une approche différente qui renforcerait les données obtenues par post

traitement. En effet, en mesurant la dose absorbée par l'échantillon à haute ou basse énergie il serait possible d'affirmer la dose déposée dans l'échantillon et donc en déduire la prépondérance de l'effet Compton ou celle de l'effet photo électrique.

L'étude des principaux paramètres obtenus nous a cependant permis de déterminer pour certains de nos groupes un « profil » type.

Groupe I

Le groupe I (= groupe liquide infecté) présentait une tendance à l'hyperdensité spontanée, nous l'avons déjà dit.

Si le Z atomique de nos échantillons n'était pas différent de celui de l'eau, et notre coefficient de dissociation assez faible (=2.2), en revanche, il existait une tendance à la dissociation de la densité électronique puisque nous cotions « 2 » 8.3% de nos échantillons, et cotions « 1 » 33% des échantillons. Ces éléments indiquent une faible tendance à l'effet photoélectrique prépondérant aux faibles énergies, et en revanche un effet plus important de l'effet Compton, en lien avec la densité électronique. Ceci pourrait expliquer l'hyperdensité constatée.

D'ailleurs ceux de nos échantillons dont la densité au best CNR était la plus élevée (UH>30) étaient aussi ceux présentant la plus forte tendance à l'augmentation de la densité électronique en comparaison avec l'eau, et ceux dont l'aspect macroscopique était le plus clairement purulent (contenu épais, de couleur blanchâtre).

L'examen de la littérature montre que cette tendance à l'hyperdensité spontanée *in vivo* a déjà été rapportée ; toutefois, les valeurs moyennes indiquées étaient inférieures à celle que nous avons trouvées puisque elles étaient plutôt situées autour de 20 UH (34) (35) (36) (37), alors que les valeurs de nos échantillons étaient de 28UH, 35UH et 30UH à 135 kV, 80kV et au best CNR.

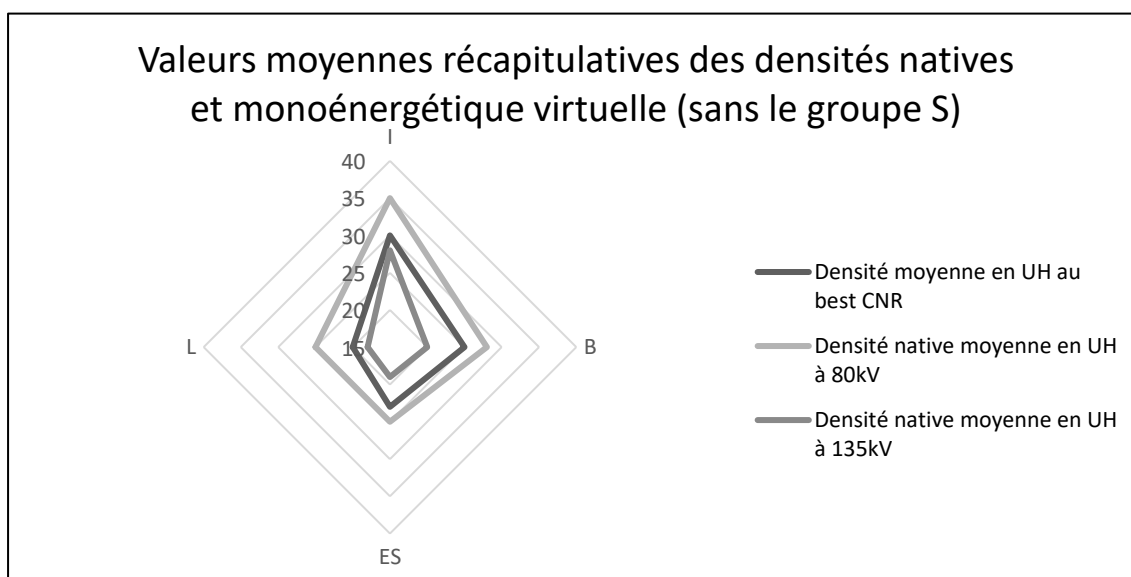


Figure 42

Groupe B

Le coefficient de dissociation élevé de notre groupe B (=bile), égal à 3.9, traduit une forte propension à l'effet photo électrique, prépondérant aux faibles énergies, dans l'absorption globale de nos échantillons de bile. Il faut probablement chercher dans la formule chimique même de la bile une composition atomique qui pourrait expliquer ce phénomène.

La bile est majoritairement constituée d'acides biliaires et de phospholipides (respectivement 67 et 22% environ) et minoritairement de protéines, cholestérol et pigments biliaires (5% 5% et 3% respectivement)(38). Le foie synthétise les acides biliaires à partir du cholestérol par des mécanismes d'oxydation et de conjugaison en particulier avec des acides aminés comme la taurine et la glycine. Il s'agit de molécules principalement constituées d'atomes de faible Z atomique (carbone, oxygène, hydrogène, on retiendra un atome de soufre sur la taurine). De la même façon, les phospholipides sont principalement constitués de longues chaînes carbonées, donc de Z atomique faible.(39) (40) (41) (42)

En revanche, les métaux lourds tels que fer (Z=26), manganèse (Z=25), arsenic (Z=33), zinc (Z=30), chrome (Z=24), cuivre (Z=29) nickel (Z=28) et cobalt (Z=27) sont présents dans la bile à plus forte concentration que dans le plasma du fait d'une excrétion biliaire prédominante. (38) (39) (43) (44) Pour exemple, la concentration biliaire du cuivre est de 2.8mg/L, (43) superposable à la concentration biliaire du calcium (2.5 -6.4mEq/l soit 1.25 à 3.4mg/l), superposable également à la concentration biliaire et plasmatique du potassium (2.7 – 6.7mEq/l). Cette concentration en métaux lourds, même si elle reste faible, pourrait expliquer l'effet photoélectrique observé sur nos échantillons de bile, responsable d'une augmentation du coefficient de dissociation.

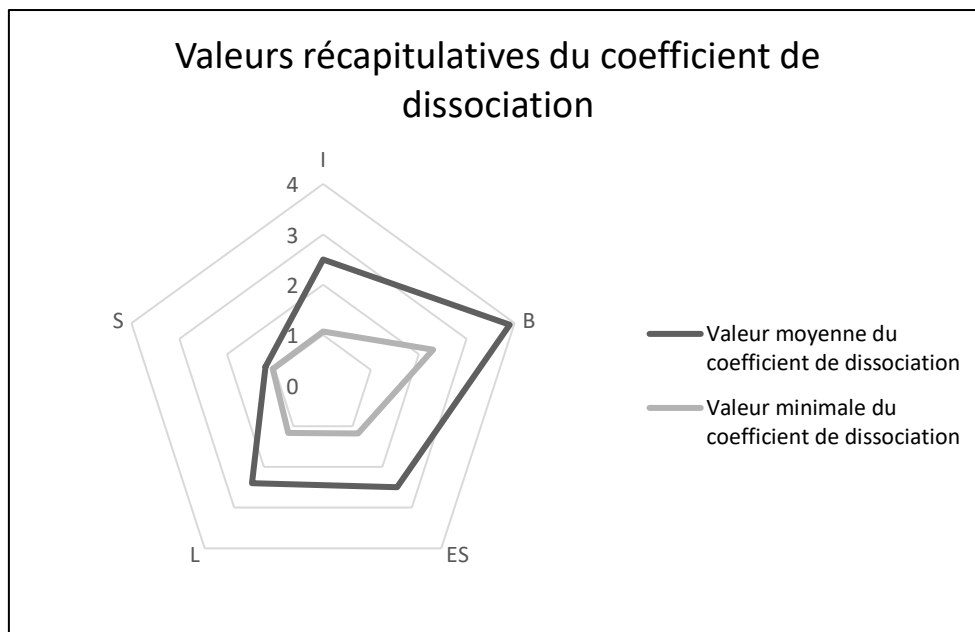


Figure 43

Groupe S

Les échantillons de notre groupe Sang possédaient des densités natives et en reconstruction mono énergétique élevées autour de 55, statistiquement supérieures à celles des autres groupes, ce qui corrobore les données déjà connues de l'hyperdensité spontanée du sang coagulé. En effet, nos prélèvements s'effectuant sur seringue simple non héparinées, il ne nous était pas possible de scanner du sang liquide.

Les autres éléments d'analyse dévoilaient en revanche un très faible coefficient de dissociation (≈ 1.05), le plus faible de nos différents groupes, avec une densité électronique moyenne strictement supérieure à celle de l'eau et des autres groupes. Ces valeurs indiquent donc une faible propension à l'effet photo électrique et de ce fait un effet peu sensible sur l'absorption totale des rayons X des atomes de fer ($Z=26$) contenus au sein de l'hème. Par déduction, il semble que là aussi l'effet Compton, fortement lié à la densité électronique explique l'hyperdensité spontanée du sang.

Ce profil diffère radicalement de celui que nous avons pu observer pour l'iode sur notre échantillon témoin puisque cet échantillon possédait une faible densité électronique mais un très important coefficient de dissociation (>16).

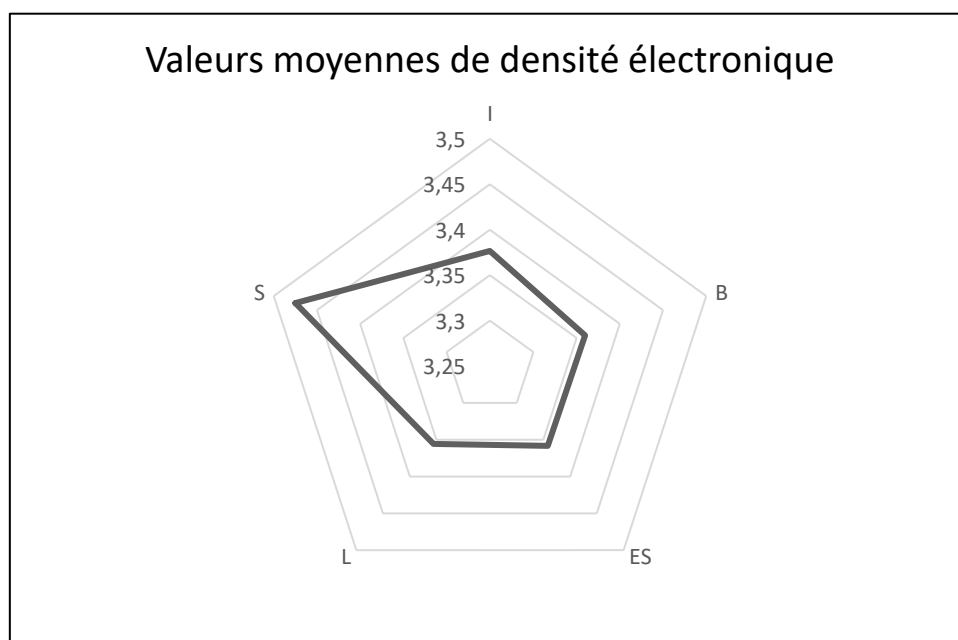


Figure 44

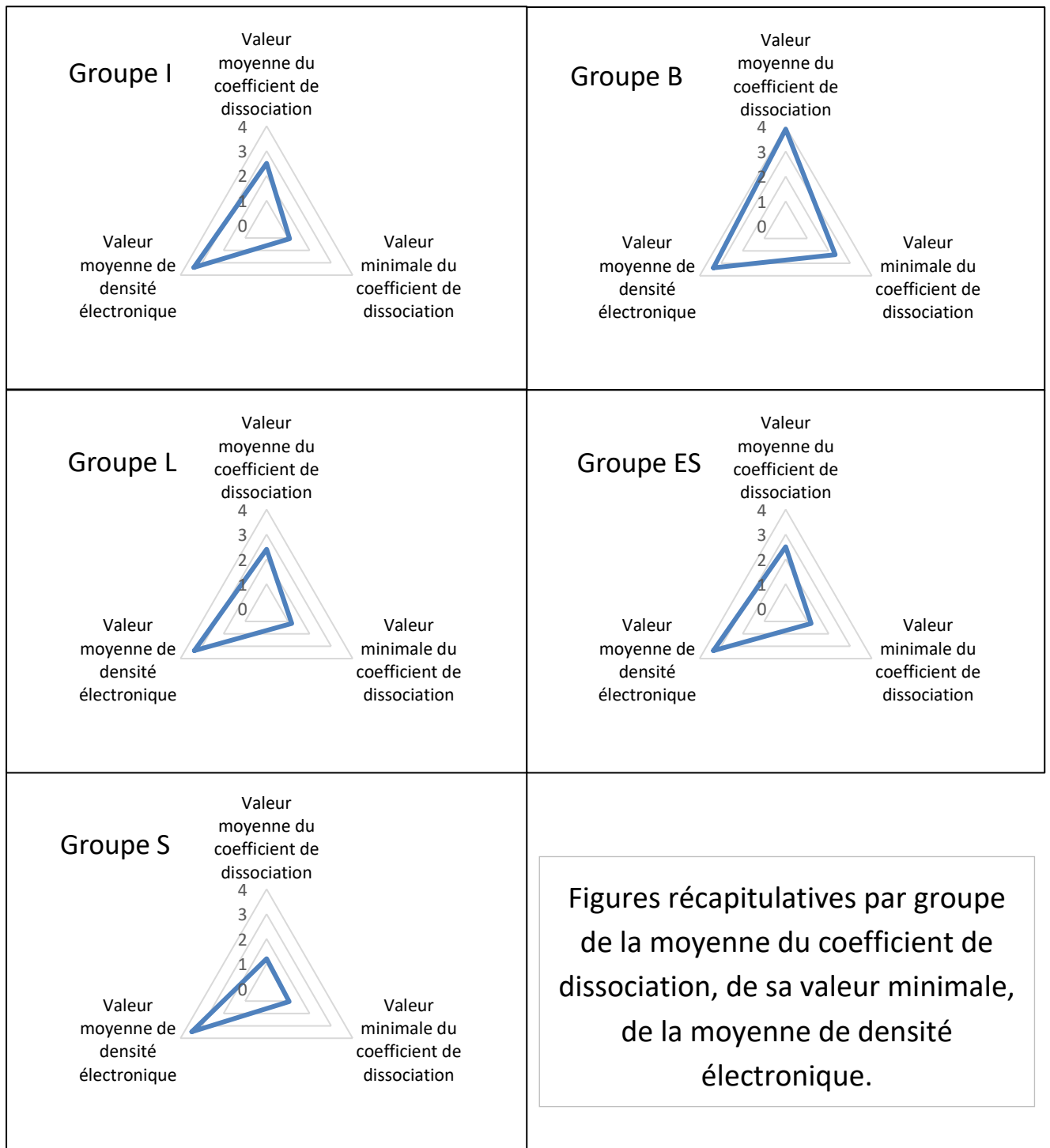


Figure 45

Conclusion

L'ensembles des données que nous avons recueillies pose quelques bases de sémiologie de caractérisation des épanchements et collections.

Notre travail demande bien entendu à être étoffé et corroboré par d'autres travaux, puis il faudra franchir le pas indispensable entre *l'in vitro* et *l'in vivo*. De même, les valeurs seuils et les sensibilité/spécificité de nos différents paramètres sont à développer avant une éventuelle application en routine.

Mais notre étude a d'ores et déjà permis de différencier grâce à la double énergie la bile et les liquides infectés des autres échantillons plus proches de l'eau. En effet parmi les paramètres relevés, le coefficient de dissociation pour la bile et les densités UH pour les liquides infectés sont autant d'éléments qui nous ont permis d'établir un profil « type » pour ces deux groupes.

Ces éléments pourraient devenir un outil supplémentaire dans le faisceau d'arguments utiles à la prise en charge parfois délicate des patients en particulier après une chirurgie abdominale.

Vu permis d'imprimer
Le Doyen de la Faculté
De Médecine Rangueil

15/10/18

E. SERRANO



Président du jury
Pr H Rousseau

SERVICE D'IMAGERIE
CHU Rangueil
1, avenue Jean Poulhès
TSA 50032
31059 TOULOUSE Cedex 9

Annexe

		Coefficient dissociation	DE	ZA	Densité UH 135	Densité UH 80	Densité UH best CNR	Dissociation DE	Dissociation ZA
Général	N	45,00	45,00	45,00	45,00	45,00	45,00	45,00	45,00
	Minimum	1,06	3,29	7,54	7,00	15,00	6,00	0,00	0,00
	Maximum	7,00	3,49	8,15	67,00	74,00	67,00	2,00	1,00
	Moyenne	2,44	3,39	7,70	28,04	34,82	30,64	0,64	0,09
	IC 95%	0,41	0,02	0,04	4,47	4,35	4,15	0,24	0,08
	Médiane	2,00	3,37	7,67	22,00	28,00	25,00	0,00	0,00
	Ecart type	1,40	0,05	0,12	15,31	14,88	14,21	0,83	0,29
	1er quartile	1,35	3,36	7,62	19,00	25,00	22,00	0,00	0,00
	3ème quartile	3,20	3,41	7,76	35,00	47,00	39,00	1,00	0,00
Groupe I	N	12,00	12,00	12,00	12,00	12,00	12,00	12,00	12,00
	Minimum	1,07	3,29	7,57	9,00	21,00	12,00	0,00	0,00
	Maximum	5,56	3,43	7,96	50,00	57,00	47,00	2,00	1,00
	Moyenne	2,48	3,38	7,76	27,50	35,42	30,00	0,50	0,25
	IC 95%	0,74	0,02	0,07	6,13	6,70	5,98		0,26
	Médiane	2,00	3,38	7,74	24,50	30,00	26,00	0,00	0,00
	Ecart type	1,31	0,04	0,13	10,84	11,84	10,57	0,67	0,45
	1er quartile	1,73	3,36	7,68	22,00	28,25	23,75	0,00	0,00
	3ème quartile	2,80	3,39	7,89	31,25	41,25	37,25	1,00	0,25
	N	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00

Groupe B	Minimum	2,30	3,33	7,59	16,00	21,00	21,00	0,00	0,00
	Maximum	7,00	3,38	8,15	29,00	48,00	39,00	0,00	1,00
	Moyenne	3,91	3,36	7,75	20,00	28,43	24,71	0,00	0,14
	IC 95%	1,29	0,01	0,14	3,14	6,68	4,78		0,28
	Médiane	4,14	3,37	7,67	19,00	25,00	22,00	0,00	0,00
	Ecart type	1,74	0,02	0,19	4,24	9,02	6,45	0,00	0,38
	1er quartile	2,37	3,35	7,65	18,00	25,00	21,50	0,00	0,00
	3ème quartile	4,58	3,37	7,79	20,00	27,50	24,00	0,00	0,00

Groupe ES	N	6,00	6,00	6,00	6,00	6,00	6,00	6,00	6,00
	Minimum	1,18	3,34	7,61	9,00	15,00	16,00	0,00	0,00
	Maximum	4,67	3,39	7,81	31,00	38,00	29,00	1,00	0,00
	Moyenne	2,53	3,36	7,68	19,00	25,50	23,00	0,33	0,00
	IC 95%	1,17	0,02	0,06	5,99	6,00	3,79	0,41	
	Médiane	2,03	3,35	7,66	18,00	24,50	24,00	0,00	0,00
	Ecart type	1,46	0,02	0,07	7,48	7,50	4,73	0,52	0,00
	1er quartile	1,42	3,34	7,64	15,50	23,25	20,25	0,00	0,00
	3ème quartile	3,57	3,37	7,71	22,00	27,25	25,50	0,75	0,00

Groupe L	N	11,00	11,00	11,00	11,00	11,00	11,00	11,00	11,00
	Minimum	1,17	3,30	7,54	7,00	17,00	6,00	0,00	0,00
	Maximum	4,00	3,40	7,86	24,00	29,00	26,00	1,00	0,00
	Moyenne	2,38	3,36	7,68	17,82	24,64	20,27	0,27	0,00
	IC 95%	0,60	0,02	0,06	3,03	2,44	3,71	0,28	
	Médiane	2,08	3,37	7,66	19,00	26,00	23,00	0,00	0,00
	Ecart type	1,01	0,03	0,10	5,13	4,13	6,28	0,47	0,00
	1er quartile	1,64	3,33	7,61	17,00	24,00	18,50	0,00	0,00
	3ème quartile	3,30	3,38	7,74	21,00	27,50	24,00	0,50	0,00
Groupe S	N	9,00	9,00	9,00	9,00	9,00	9,00	9,00	9,00
	Minimum	1,06	3,45	7,54	46,00	47,00	50,00	2,00	0,00
	Maximum	1,48	3,49	7,72	67,00	74,00	67,00	2,00	0,00
	Moyenne	1,23	3,47	7,63	53,56	57,67	53,89	2,00	0,00
	IC 95%	0,09	0,01	0,04	4,67	5,72	3,64		
	Médiane	1,24	3,47	7,62	50,00	53,00	51,00	2,00	0,00
	Ecart type	0,14	0,01	0,06	7,14	8,76	5,58	0,00	0,00
	1er quartile	1,11	3,47	7,60	49,00	53,00	50,00	2,00	0,00
	3ème quartile	1,35	3,48	7,66	59,00	65,00	56,00	2,00	0,00

Tableau 2 : tableau récapitulatif des valeurs statistiques générales de notre cohorte. Distribution non normale au sein des groupes de notre cohorte pour l'intégralité des paramètres étudiés.

Bibliographie

1. Compton AH. A Quantum Theory of the Scattering of X-rays by Light Elements. *Phys Rev.* 1 mai 1923;21(5):483-502.
2. Lea DE. Actions of radiations on living cells. *Actions Radiat Living Cells* [Internet]. 1955 [cité 22 août 2018];(2nd. Ed). Disponible sur: <https://www.cabdirect.org/cabdirect/abstract/19551603612>
3. Bases physiques utiles pour la radioprotection | CERF - Collège des Enseignants en Radiologie de France [Internet]. [cité 22 août 2018]. Disponible sur: <https://cerf.radiologie.fr/bases-physiques-utiles-pour-la-radioprotection>
4. 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.* 1 juill 2010;30(4):1037-55.
5. Rutherford RA, Pullan BR, Isherwood I. X-ray energies for effective atomic number determination. *Neuroradiology.* 1 mai 1976;11(1):23-8.
6. Millner MR, McDavid WD, Waggener RG, Dennis MJ, Payne WH, Sank VJ. Extraction of information from CT scans at different energies. *Med Phys.* 1 janv 1979;6(1):70-1.
7. Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol.* nov 2012;199(5 Suppl):S3-8.
8. Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol.* sept 1976;21(5):733-44.
9. Vlassenbroek A. Le CT spectral : approche technologique JFR 2017 [Internet]. JFR 2017. [cité 22 août 2018]. Disponible sur: <http://lamediatheque.radiologie.fr/mediatheque/media.aspx?mediald=32443&channel=3277>
10. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology.* mai 2014;271(2):327-42.
11. Primak AN, Giraldo JCR, Eusemann CD, Schmidt B, Kantor B, Fletcher JG, et al. Dual-Source Dual-Energy CT With Additional Tin Filtration: Dose and Image Quality Evaluation in Phantoms and In Vivo. *Am J Roentgenol.* 1 nov 2010;195(5):1164-74.
12. Hartman R, Kawashima A, Takahashi N, Silva A, Vrtiska T, Leng S, et al. Applications of Dual-Energy CT in Urologic Imaging: An Update. *Radiol Clin.* 1 mars 2012;50(2):191-205.
13. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol.* 1 déc 2008;68(3):362-8.
14. Avrin DE, Macovski A, Zatz LE. Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results. *Invest Radiol.* 1978;13(3):217-22.

15. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-Energy CT–Based Monochromatic Imaging. *Am J Roentgenol*. 1 nov 2012;199(5_supplement):S9-15.
16. Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CR, Johnson TRC. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol*. 1 juill 2011;21(7):1424-9.
17. Lee YH, Park KK, Song H-T, Kim S, Suh J-S. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *Eur Radiol*. 1 juin 2012;22(6):1331-40.
18. Wellenberg RHH, Boomsma MF, van Osch J a. C, Vlassenbroek A, Milles J, Edens MA, et al. Quantifying metal artefact reduction using virtual monochromatic dual-layer detector spectral CT imaging in unilateral and bilateral total hip prostheses. *Eur J Radiol*. mars 2017;88:61-70.
19. Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*. août 2011;31(4):1031-46; discussion 1047-1050.
20. Graser A, Johnson TRC, Bader M, Staehler M, Haseke N, Nikolaou K, et al. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol*. févr 2008;43(2):112-9.
21. Fletcher JG, Takahashi N, Hartman R, Guimaraes L, Huprich JE, Hough DM, et al. Dual-energy and dual-source CT: is there a role in the abdomen and pelvis? *Radiol Clin North Am*. janv 2009;47(1):41-57.
22. Karçaaltıncaba M, Aktaş A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol Ank Turk*. sept 2011;17(3):181-94.
23. Stolzmann P, Scheffel H, Rentsch K, Schertler T, Frauenfelder T, Leschka S, et al. Dual-energy computed tomography for the differentiation of uric acid stones: ex vivo performance evaluation. *Urol Res*. août 2008;36(3-4):133-8.
24. 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*. 1 mars 2012;32(2):353-69.
25. Patel BN, Rosenberg M, Vernuccio F, Ramirez-Giraldo JC, Nelson R, Farjat A, et al. Characterization of Small Incidental Indeterminate Hypoattenuating Hepatic Lesions: Added Value of Single-Phase Contrast-Enhanced Dual-Energy CT Material Attenuation Analysis. *AJR Am J Roentgenol*. 24 juill 2018;1-9.
26. Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, Simeone FJ, Gupta R, Hahn PF, et al. Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*. août 2016;36(4):1087-105.
27. Di Chiro G, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, et al. Tissue Signatures with Dual-Energy Computed Tomography. *Radiology*. 1 mai 1979;131(2):521-3.
28. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, Flohr T, Ohnesorge B, Bruder H, et al. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography—Initial experience. *Eur J Radiol*. 1 mars 2006;57(3):331-5.

29. Johnson TRC, Krauss B, Sedlmair M, Graser M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol.* juin 2007;17(6):1510-7.
30. Heye T, Nelson RC, Ho LM, Marin D, Boll DT. Dual-Energy CT Applications in the Abdomen. *Am J Roentgenol.* 1 nov 2012;199(5_supplement):S64-70.
31. Graser A, Becker CR, Staehler M, Clevert DA, Macari M, Arndt N, et al. Single-Phase Dual-Energy CT Allows for Characterization of Renal Masses as Benign or Malignant. *Invest Radiol.* juill 2010;45(7):399.
32. Thomas C, Korn A, Krauss B, Ketelsen D, Tsiflikas I, Reimann A, et al. Automatic bone and plaque removal using dual energy CT for head and neck angiography: feasibility and initial performance evaluation. *Eur J Radiol.* oct 2010;76(1):61-7.
33. Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol.* 2 août 2008;19(1):13.
34. Mathieu D, Vasile N, Fagniez PL, Segui S, Grably D, Lardé D. Dynamic CT features of hepatic abscesses. *Radiology.* mars 1985;154(3):749-52.
35. Sheinfeld J, Erturk E, Spataro RF, Cockett ATK. Perinephric Abscess: Current Concepts. *J Urol.* févr 1987;137:191-4.
36. Halvorsen R, Korobkin M, Foster W, Silverman P, Thompson W. The variable CT appearance of hepatic abscesses. *Am J Roentgenol.* 1 mai 1984;142(5):941-6.
37. New PFJ, Davis KR, Ballantine HT. Computed Tomography in Cerebral Abscess. *Radiology.* 1 déc 1976;121(3):641-6.
38. Esteller A. Physiology of bile secretion. *World J Gastroenterol WJG.* 7 oct 2008;14(37):5641-9.
39. Reshetnyak VI. Physiological and molecular biochemical mechanisms of bile formation. *World J Gastroenterol WJG.* 14 nov 2013;19(42):7341-60.
40. Trauner M, Boyer JL. Bile salt transporters: molecular characterization, function, and regulation. *Physiol Rev.* avr 2003;83(2):633-71.
41. Farina A, Delhay M, Lescuyer P, Dumonceau J-M. Bile proteome in health and disease. *Compr Physiol.* janv 2014;4(1):91-108.
42. Gerolami A. Sécrétion biliaire. *Hépatogastro Oncol Dig.* 7 juin 1996;3(2):139-47.
43. Boyer JL. Bile Formation and Secretion. *Compr Physiol.* juill 2013;3(3):1035-78.
44. Bile secretion of cadmium, silver, zinc and copper in the rat. Involvement of various transport systems. *Life Sci.* 6 sept 1996;59(15):1237-46.

CARACTERISATION IN VITRO EN SCANNER DOUBLE ENERGIE DE COLLECTIONS, EPANCHEMENTS INTRA ABDOMINAUX ET AUTRES LIQUIDES BIOLOGIQUES.

RESUME EN FRANÇAIS :

Objectifs : Contrairement au scanner conventionnel, les propriétés du scanner double énergie permettent une approche qualitative et en particulier moléculaire des structures analysées. Nous avons décidé d'appliquer ces possibilités à la caractérisation des épanchements, collections intra abdominales et autres liquides biologiques.

Matériel et Méthodes : Etude *in vitro*, monocentrique, prospective, dans le service de radiologie du CHU de Rangueil. Nos 46 échantillons inclus étaient répartis en 5 groupes selon leur provenance : 12 échantillons pour le groupe I : liquide infecté prouvé ou fortement suspecté ; 7 pour le groupe B bile ; 6 pour le groupe ES épanchement séreux ; 11 pour le groupe L lymphocèle ; et 10 pour le groupe S sang. Les acquisitions étaient réalisées sur un scanner Toshiba One Genesis (technologie double énergie : acquisition séquentielle). Etaient analysés par le logiciel de post traitement fourni par le constructeur les densités natives à 80kV et 135kV, la densité en reconstruction monochromatique virtuelle au best CNR(=bCNR), le coefficient de dissociation, le Z atomique et la densité électronique moyens (analyse numérique et visuelle de ces deux derniers éléments).

Résultats : L'ensemble des densités du groupe S était supérieur aux autres groupes (à 135kV 55UH p=0.00001, à 80kV 58UH p=0.007, au bCNR 56UH p<0.00004) ; le groupe I présentait une densité supérieure à tous les autres groupes à 135kV (28UH p=0.00001) et à 80kV (35UH p=0.00007), supérieure à celle du groupe L au bCNR (30UH p=0.00004).

Le coefficient de dissociation du groupe B était de 3.9, supérieur à celui des autres groupes (p=0.0007) et celui du groupe S de 1.5, inférieur aux autres (p=0.0007).

La densité électronique moyenne du sang était supérieure à celle des autres groupes en analyse numérique et visuelle ($3.4810^{23}/\text{cm}^3$ p<0.0001).

Conclusion : Notre étude nous a permis de différencier grâce à la double énergie la bile et les liquides infectés des autres échantillons.

TITRE EN ANGLAIS : Characterization in vitro by CT spectral of intra abdominal effusions, collections and other biologic liquids.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Médecine spécialisée clinique

MOTS-CLÉS : CT spectral, double énergie, Z atomique, densité électronique, densité monochromatique virtuelle, coefficient de dissociation, épanchement intra abdominal, collection intra abdominale.

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de médecine Toulouse-Purpan,
37 Allées Jules Guesde 31000 Toulouse

Directeur de thèse : Olivier MEYRIGNAC
