



HAL
open science

Intérêt de l'étude des cartographies de décomposition de matériaux reconstruites à partir de l'acquisition scanographique double énergie pour la détection et la caractérisation des lésions kystiques atypiques et tissulaires rénales chez les patients greffés rénaux

Floriane L'Hostis

► To cite this version:

Floriane L'Hostis. Intérêt de l'étude des cartographies de décomposition de matériaux reconstruites à partir de l'acquisition scanographique double énergie pour la détection et la caractérisation des lésions kystiques atypiques et tissulaires rénales chez les patients greffés rénaux. Médecine humaine et pathologie. 2018. dumas-02061101

HAL Id: dumas-02061101

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02061101>

Submitted on 7 Mar 2019

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

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

UNIVERSITE DE PICARDIE JULES VERNE
FACULTE DE MEDECINE D'AMIENS

Année : 2018

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**Intérêt de l'étude des cartographies de décomposition de
matériaux reconstruites à partir de l'acquisition
scanographique double énergie pour la détection et la
caractérisation des lésions kystiques atypiques et tissulaires
rénales chez les patients greffés rénaux.**

Présentée et soutenue publiquement le 11/06/2018

Par Floriane L'HOSTIS

DES Radiodiagnostic et Imagerie Médicale

N° 2018-44

JURY

Président :

Monsieur le Professeur DERAMOND

Assesseurs :

Monsieur le Professeur CHOUKROUN

Monsieur le Professeur CONSTANS

Madame le Professeur SEVESTRE

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur RENARD

A notre Maître et Président de Thèse,

Monsieur le Professeur Hervé DERAMOND
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier
(Radiologie et imagerie médicale)
Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

*Vous me faites l'honneur de présider ce jury.
Ce choix fut pour moi une évidence.
Vous savez partager votre passion de la neuroradiologie avec bienveillance et humilité.
Recevez à travers ce travail le témoignage de ma profonde gratitude et l'assurance d'un grand respect.*

A mon Maître,

Monsieur le Professeur Gabriel CHOUKROUN
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier
(Néphrologie)

Doyen, Directeur de l'Unité de Formation et de Recherche de Médecine d'AMIENS

Chef du service de Néphrologie, médecine interne, dialyse, transplantation

Chef du Pôle "Médico-chirurgical digestif, rénal, infectieux, médecine interne et
endocrinologie" (D.R.I.M.E)

*Vous avez accepté avec grand intérêt de juger ce travail.
Très sensible à cet honneur, je vous témoigne toute ma reconnaissance et ma profonde
estime.*

A mon Maître,

Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS
Responsable du centre d'activité de Neuroradiologie
Coresponsable de l'équipe Universitaire CHIMERE
Coordonnateur du DES d'Imagerie Médicale
Responsable Médical et de la recherche clinique sur l'IRM de recherche du GIE Faire Faces
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier
(Radiologie et Imagerie médicale)
Pôle Imagerie

*Vous me faites l'honneur et le plaisir de juger ce travail.
Je vous remercie pour votre enseignement de la spectroscopie, pour votre disponibilité et
votre gentillesse.
Veuillez trouver ici, l'expression de ma gratitude et de mon profond respect.*

A mon Maître,

Madame le Professeur Marie-Antoinette SEVESTRE-PIETRI

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Médecine vasculaire

Chef du Service de Médecine Vasculaire

*Vous avez accepté de juger cette thèse avec gentillesse.
Puisse cette thèse être le témoignage de ma profonde gratitude.*

A mon Maître et directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Cédric RENARD

Praticien Hospitalier

(Radiologie et Imagerie médicale)

Je te remercie de m'avoir proposé ce sujet de thèse.

Au cours de mon internat, tu as toujours été disponible pour répondre à mes questions et pour me montrer des dossiers intéressants.

Tes qualités professionnelles et cette obligeance d'un travail bien fait à la recherche de la perfection ne sont plus à démontrer.

Tu m'as guidé dans ce travail avec beaucoup de bienveillance et de rigueur.

A travers ce travail, sois assuré de ma profonde reconnaissance.

A Clément,

*Un immense merci,
Pour ta précieuse aide dans la relecture et la mise en page de cette thèse,
Pour avoir accepté ce voyage en Picardie à mes côtés,
Pour tout le bonheur que tu m'apportes au quotidien,
Pour m'aider à transformer mes rêves en réalité,
Pour la joie d'être ta femme.
Je t'aime mon mec le plus fort.*

A mes parents,

*Un immense merci,
Pour votre précieuse aide dans la relecture de cette thèse,
Pour votre soutien sans faille pendant ces 11 années d'études,
Pour avoir toujours cru en moi et trouver les mots réconfortants quand je doutais,
Pour l'amour que vous me donnez,
Pour la joie d'être votre fille.
Je vous aime Mouné et Pouné.*

A ma sœur,

*Un immense merci,
Pour ta précieuse aide dans la relecture de cette thèse,
Pour ces innombrables moments de joie depuis notre enfance,
Pour être la sœur parfaite que tout le monde rêverait d'avoir,
Pour la joie d'être ta sœur.
Je t'aime ma Didi.*

A ma grand-mère Valentine,

*Pour être une mamie si attentionnée et aimante,
Pour tous ces moments de bonheur à tes côtés.
Je t'aime Mamie.*

A mes grands-parents de Bretagne et à papy André,

*Vous avez rejoint le ciel bien trop tôt,
Vous êtes à l'origine de ma vocation et je vous dédie donc cette thèse,
Papy André, j'espère que tu es fier de ta petite Pupuçe,
Vous me manquez.*

A marraine, tonton Christian, tatie Joëlle, tonton Alain, à mes cousins et cousine :

Mathieu, Loïc, Guillaume, Johann, Sophie,
*Pour les moments de bonheur passés ensemble,
Pour cette grande joie à chacune de nos retrouvailles,
Pour la famille unie que nous formons.*

A ma belle-famille : Annick, Cécile, Vincent, Meralcy, Benoit, Maud, Camille, Romane, Gaëtan

*Pour votre accueil chaleureux,
Pour mon adorable filleule Romane,
Pour mes sympathiques nièces Maud et Camille et mon charmant neveu Gaëtan,
Pour neveu n°2 qui devrait bientôt arriver,
Pensée également pour Gérard, parti au ciel bien trop tôt.*

A Loïc,
*Pour l'amour que tu apportes à ma sœur,
Parce que j'espère que tu seras un jour mon beau-frère.*

Au K Bro: Alice, Alison, Anne Laure, Audrey, Aurélie, Aurélien, Camille, Inès, Marine, Matthieu, Niels, Ludovic, Perrine, Tristan, Valérie, Romain,
*Pour cette rencontre à la fac, dès le début de nos années d'études,
Pour cette amitié qui traverse les années,
A toutes les valeurs ajoutées qui ont étoffé le groupe au fur et à mesure du temps: Hervé,
Nicolas, Jimmy, PM, Violaine, Damien, Sophie, Fred, Nicolas, Anne Laure,
Pour tous ces bons moments passés ensemble et pour tous ceux à venir!*

A mes collègues et amis Amiénois:
A Amandine, Julie et Riyad
*Un grand merci pour votre aide dans la collecte des données de dernières minutes les filles,
Thank you very much pour la traduction en anglais du résumé Riri
Pour la joie de vous voir, à l'hôpital comme à l'extérieur.*

A Elodie, Florine, Jérémie, Nicolas, Raphaël,
*Pour votre bonne humeur,
Pour toutes ces soirées amiénoises, où vous avez tenté de me faire aimer la bière, mais sans succès,
Pour notre futur post internat ensemble.*

A la team CGO: Héloïse, Mickaël, Mylène,
*Pour tous les bons restaurants amiénois que j'ai découverts grâce à vous,
Pour votre accueil dans la team CGO,
J'espère que je serai à la hauteur en novembre.*

A tous mes co-internes pendant ces 5 années:
*David, Benoit, Mathieu, Joseph, Maeva, Cécile, Mohamed, Sooheib, Axelle, Romain, Kévin,
Anis, Sophie, Gabriel, Bouchra, Laura, Hassan, Samir, Jamel, Aurélien, Mickaël, David,
Olivier, Fabrice, Céline, Anas, Charles, Alexandre, Sarah, Wesley, Simon, Jessy, Emilie,
Geoffrey, Constance, Emna, Jean, Olivier, Loïc, Kevin, Charlotte, Xavier, Quentin.*

A tous les médecins du CHU d'Amiens qui ont participé à ma formation:
*Cédric, Marianne, Arnaud, Rani, Laura, Thomas, Thierry, Brice, Cyril, Bruno, Mathilde,
Gilles, Catherine, Elodie, Mickaël, Mylène, Héloïse, Brigitte, Pierre-Olivier, David, Fatima,
Pr Deramond, Pr Constans, Serge, Parfait, Julie, Catherine.*

**A toute l'équipe du service de radiologie du CHU d'Amiens: aides-soignants,
manipulateurs, secrétaires et techniciens de service.**

A toute l'équipe du service de radiologie de l'Institut Gustave Roussy.

A toute l'équipe du service de médecine vasculaire du CHU d'Amiens.

A toute l'équipe du service de radiologie du CH de Saint Quentin et du CH de Soissons.

A tous ceux que j'ai oublié: pardon et merci!

Table des matières

1. INTRODUCTION.....	11
2. GENERALITES.....	12
2.1. La greffe rénale: épidémiologie et complications carcinologiques.....	12
2.1.1. Epidémiologie descriptive de la greffe rénale en France.....	12
2.1.2. Epidémiologie descriptive de la greffe rénale en Picardie.....	13
2.1.3. Complications carcinologiques de la greffe.....	13
2.2. Surveillance des tumeurs rénales chez les patients greffés.....	14
2.2.1. Tumeurs rénales.....	14
2.2.2. Recommandations américaines.....	16
2.2.3. Recommandations françaises.....	17
2.2.4. Imagerie de surveillance des patients greffés au CHU d'Amiens.....	17
2.2.5. Caractérisation des masses rénales en scanner.....	18
2.3. Bases physiques, technologies et applications du scanner double énergie.....	18
2.3.1. Bases physiques.....	18
2.3.2. Technologies.....	23
2.3.3. Applications.....	25
3. CARTOGRAPHIES DE DECOMPOSITION DE MATERIAUX RECONSTRUITES A PARTIR DE L'ACQUISITION SCANOGRAPHIQUE DOUBLE ENERGIE POUR LA DETECTION ET LA CARACTERISATION DES LESIONS KYSTIQUES ATYPIQUES ET TISSULAIRES RENALES CHEZ LES PATIENTS GREFFES RENAUX.....	29
3.1. Objectifs.....	29
3.2. Matériels et méthode.....	29
3.2.1. Population.....	29
3.2.2. Protocole des examens et reconstruction des images.....	30
3.2.3. Analyse des données.....	34
3.3. Résultats.....	34
3.4. Discussion.....	41
4. CONCLUSION.....	47
5. BIBLIOGRAPHIE.....	48

1. INTRODUCTION

La greffe rénale constitue le traitement de référence de l'insuffisance rénale terminale. Au 31 décembre 2016 et depuis 1959, année de la première greffe rénale en France par les docteurs Hamburger, Vaysse et Auvert à l'hôpital Necker, 80 595 greffes rénales ont été enregistrées par l'Agence de la biomédecine. Le nombre estimé de malades porteurs d'un greffon rénal fonctionnel est de 38 178 en France [1]. Les patients greffés rénaux sont des patients jeunes dont l'âge moyen, en 2014, en France était de 52,7 ans en cas de donneur décédé et 44,3 ans en cas de donneur vivant [2].

Cependant, les patients greffés rénaux nécessitent un traitement par immunosuppresseurs au long cours, qui entraîne un risque accru de cancer et notamment de cancers rénaux [3–8]. L'incidence du cancer rénal chez le patient greffé rénal est de 1,3% alors qu'il est de 0,12% dans la population générale [9]. La surveillance par imagerie des patients greffés rénaux s'avère donc nécessaire.

L'amélioration des techniques d'imagerie a permis la mise sur le marché en 2006 du premier scanner double énergie. Le principe de l'imagerie spectrale double énergie repose sur une acquisition des images à deux niveaux d'énergie, à basse et haute énergie. Cette technologie permet d'obtenir des cartographies de décomposition de matériaux après post traitement sur logiciel dédié et notamment une cartographie d'iode témoignant la concentration d'iode au sein d'une lésion.

L'objectif principal de cette étude est de montrer que le scanner double énergie, avec étude uniquement de 2 phases injectées et des cartographies de matériaux, est aussi efficace que le scanner conventionnel triphasique pour la détection des lésions kystiques atypiques et tissulaires rénales.

L'objectif secondaire est de montrer que le scanner double énergie, en supprimant la série sans injection, serait potentiellement moins irradiant que le scanner conventionnel.

2. GENERALITES

2.1. La greffe rénale: épidémiologie et complications carcinologiques

2.1.1. Epidémiologie descriptive de la greffe rénale en France

Chaque année, l'Agence de la biomédecine publie un rapport médical et scientifique du prélèvement et de la greffe en France. Ces données sont collectées grâce à l'outil de travail informatique Cristal, développé par l'Agence de la biomédecine et mis à la disposition des professionnels de santé. Les données suivantes sont basées sur le rapport de 2016 et permettent de prendre conscience de l'importance du nombre de patients greffés rénaux en France et de la nécessité d'encourager au don d'organes [1].

Au 31 décembre 2016, 80 595 greffes rénales ont été enregistrées par l'Agence de la biomédecine depuis 1959. Actuellement, le nombre estimé de personnes vivant en France avec un greffon fonctionnel est de 38 178. Ce nombre ne représente qu'une estimation car malgré l'amélioration de l'exhaustivité du recueil des données de suivi des malades greffés rénaux, il n'est pas possible d'obtenir le nombre de malades porteurs d'un greffon fonctionnel par simple interrogation de Cristal. En effet, au 31 décembre 2016, 21,6% des malades greffés rénaux entre 1993 et 2015 ont un suivi non régulier datant de plus d'un an.

En 2016, 3 615 greffes rénales ont été réalisées, soit une augmentation de 4% par rapport à 2015 et une augmentation de 21% en 6 ans. Cependant, l'augmentation du nombre de greffes reste toujours inférieure à la demande. Au cours de cette même année, 5 181 nouveaux malades ont été inscrits sur la liste nationale d'attente pour une greffe rénale. Le nombre total de candidats à une greffe (malades restant en attente au 1er janvier de l'année + nouveaux inscrits) était de 17 698, soit une progression de 7% en 1 an. L'inadéquation entre le nombre de candidats et le nombre de greffes réalisées est à relativiser. En effet, 43% des malades en attente de greffe présentaient une contre-indication temporaire à la greffe.

La survie à 10 ans est de 59,6%, avec une survie à 1 an de plus de 90%. Ce taux de survie est en diminution comparé aux données antérieures. Ceci s'explique en partie par des conditions moins restrictives sur l'âge des patients donneurs et receveurs. Or, la survie du greffon diminue significativement, avec l'âge du donneur et l'âge du receveur.

Un critère important pour la surveillance de ces patients est le débit de filtration glomérulaire. Le débit de filtration glomérulaire à 1 an, estimé par MDRD (Schwartz en

pédiatrie) est supérieur à 60 mL/min chez 32% des patients greffés. 29,1% des patients ont un débit glomérulaire à 1 an compris entre 45 et 59 mL/min. 27,8% des patients ont un débit glomérulaire à 1 an compris entre 30 et 44 mL/min. 10,4% des patients ont un débit glomérulaire à 1 an compris entre 15 et 29 mL/min. 0,7% des patients ont un débit glomérulaire à 1 an inférieur à 15 mL/min [1]. Ce critère est déterminant pour le choix de l'imagerie à utiliser pour la surveillance.

2.1.2. Epidémiologie descriptive de la greffe rénale en Picardie.

L'activité de greffe rénale est soumise à autorisation. En France, 43 équipes de greffes ont l'autorisation. En Picardie, seule l'équipe du CHU d'Amiens est habilitée à en pratiquer. L'activité de greffe rénale a débuté en avril 1989, avec une première transplantation effectuée par l'équipe du Professeur Petit. En août 2010, la 1000^{ème} greffe rénale était réalisée au sein du CHU, par l'équipe du Professeur Petit, chef de service d'urologie et transplantation, en collaboration avec l'équipe du Professeur Choukroun, chef de service de néphrologie, médecine interne, dialyse et transplantation. En 2016, 68 patients ont été greffés au CHU. Au total, 716 patients vivant avec un greffon fonctionnel, sont suivis au CHU d'Amiens au 31 décembre 2016.

2.1.3. Complications carcinologiques de la greffe

En 2004, une étude à partir du registre américain, comportant près de 35 765 transplantés rénaux, retrouvait une augmentation du risque de cancers chez ces patients par rapport à la population générale. Le risque de cancer du côlon, des poumons, de la prostate, des seins, des ovaires et de l'estomac était 2 fois supérieur par rapport à la population générale. Le risque de cancer du foie, des voies biliaires, du vagin, de mélanome et de leucémie était 5 fois supérieur. Le risque de cancer des testicules et de la vessie était 3 fois supérieur. Le risque de cancer du rein était 15 fois supérieur. Le risque de tumeur de la peau hors mélanome, de sarcome de Kaposi et de lymphome non hodgkinien était 20 fois supérieur [10].

Les cancers les plus fréquemment observés sont donc les cancers cutanés, avec une incidence globale de 19,1%, dont 90% de carcinomes spinocellulaires [11].

Les deuxièmes cancers les plus fréquents sont les lymphomes post-transplantation, qui représentent environ 16% des tumeurs chez le transplanté adulte et plus de 50% des tumeurs en pédiatrie. Ceux-ci représentent une complication majeure de la transplantation d'organes et

diffèrent des lymphomes rencontrés dans la population générale par leur mauvais pronostic [12].

Les cancers génito-urinaires sont au 3^{ème} rang des cancers les plus fréquents chez les patients transplantés rénaux. L'incidence du cancer rénal chez le patient greffé rénal est de 1,3% alors qu'il est de 0,12% dans la population générale [9] .

Une étude récente, publiée dans le JAMA Oncology en 2016, montre que les patients ayant eu une greffe d'organe solide, ont 3 fois plus de risque de mourir d'un cancer que la population générale [13]. Des modalités d'imagerie doivent donc être mises en place pour la surveillance de ces patients à risque. L'optimisation des doses des examens irradiants est également une nécessité chez ces patients surveillés à long terme.

2.2. Surveillance des tumeurs rénales chez les patients greffés

2.2.1. Tumeurs rénales

En France, le cancer du rein est le 9^{ème} cancer le plus observé chez l'adulte. Il s'agit du 3^{ème} cancer urologique en termes d'incidence (après les cancers de la prostate et de la vessie), mais avec la mortalité la plus élevée. 11 000 nouveaux cas sont détectés chaque année en France [14].

Les facteurs de risque sont le tabagisme, l'obésité, la prédisposition génétique et la dialyse de plus de 3 ans [15].

Le tableau 1 récapitule les types histologiques des tumeurs solides rénales. L'oncocytome et l'angiomyolipome représentent les principales tumeurs bénignes solides du rein. L'oncocytome ou adénome oncocytaire est une tumeur bénigne d'origine épithéliale représentant 5% des tumeurs rénales. Celui-ci est parfois confondu avec le carcinome chromophile. L'angiomyolipome est une tumeur mésenchymateuse constituée en proportion variable de tissus adipeux, de fibres musculaires lisses et de vaisseaux sanguins.

Les masses rénales kystiques sont classées en fonction de leurs atypies par la classification de Bosniak modifiée en 1997, répartie en 5 types (I, II, IIF, III et IV) [16] (tableau 2). Dans cette classification, le risque de tumeurs kystiques augmente de manière progressive, ce qui détermine leur prise en charge (allant du type I bénin, ne nécessitant aucune

surveillance au type IV malin dans plus de 95% des cas, nécessitant une chirurgie d'exérèse). Les kystes simples Bosniak I sont très fréquents (40-50% après 50 ans) et ont un aspect typique en imagerie : densité hydrique et homogène avec une paroi régulière. Ils ne nécessitent aucun traitement. Certains éléments observés sur le scanner rendent le kyste atypique ou suspect (Bosniak IIF, III, IV): la présence de cloisons, de calcifications, un épaissement ou une irrégularité de la paroi ou des cloisons, un rehaussement après injection et des végétations intrakystiques.

Chez le patient greffé rénal, l'incidence des différents types histologiques est différente de celle de la population générale. Si l'incidence des carcinomes à cellules rénales n'est pas modifiée (90%), leurs sous-types histologiques le sont. Les carcinomes à cellules claires, ayant une incidence d'environ 45%, sont moins fréquents. Les carcinomes tubulo-papillaires, ayant une incidence d'environ 42%, sont plus fréquents. Les incidences des carcinomes chromophobes (3%) et des autres types de tumeurs malignes (10%) sont par contre comparables à celles de la population générale [17] .

Tumeurs bénignes	Oncocytome	5%		
	Angiomyolipome			
Tumeurs malignes	Carcinome à cellules rénales	90%	Cellules claires	75%
			Tubulo-Papillaire	10-15%
			Chromophobe	<5%
			Carcinome de Bellini	1%
	Autres	10%	Tumeurs métanéphriques	
			Tumeurs neuroendocriniennes	
Tumeurs mésenchymateuses				
Tumeurs néphroblastiques				

Tableau 1 : Types histologiques les plus fréquents des tumeurs rénales [18]

Type	Caractéristiques scanographiques	Prise en charge recommandée
I « Kyste simple »	- Densité hydrique (<20 UH) - Limites régulières sans paroi visible - Absence de rehaussement	Aucune surveillance recommandée
II « Kyste atypique »	- Kyste hyperdense (>50 UH) - Cloisons fines - Fines calcifications pariétales - Absence de rehaussement	Uniquement les kystes symptomatiques : Résection du dôme saillant
IIIF	- Kyste hyperdense et intrarénal ≥ 3 cm - Cloisons fines et nombreuses - Paroi légèrement épaissie - Calcifications pariétales et des cloisons régulières - Absence de rehaussement ou rehaussement douteux	Surveillance tous les 6 mois pendant 5 ans (TDM ou IRM) En cas d'apparition de rehaussement des parois : exérèse selon les règles de la chirurgie oncologique
III « Kyste suspect »	- Contenu dense (>20UH) - Cloisons épaisses et nombreuses - Paroi épaisse - Limites irrégulières - Calcifications épaisses et irrégulières - Rehaussement de la paroi ou des cloisons	Chirurgie d'exérèse selon les principes oncologiques
IV « Cancer à forme kystique »	- Paroi épaisse et irrégulière - Végétations ou nodule mural - Rehaussement de la paroi ou des végétations	Chirurgie d'exérèse selon les principes oncologiques

Tableau 2 : Classification de Bosniak modifiée des lésions kystiques rénales [19]

2.2.2. Recommandations américaines

L'American Society of Transplantation a publié en 2000, des recommandations pour la surveillance des patients greffés rénaux [20]. Ces recommandations sont basées sur des études indiquant que l'incidence du cancer du rein chez le transplanté rénal est de 0,5 à 3,9% [21] [22]. Le cancer rénal représente 3,6% des tumeurs chez les patients greffés, tous types de greffes confondus [23]. Le cancer du rein est plus agressif chez le transplanté rénal avec dissémination métastatique aux ganglions lymphatiques, au foie, aux poumons et envahissement de la veine cave inférieure [24]. 40% des patients transplantés rénaux porteurs de cancer du rein décéderont, avec une survie moyenne de 17 mois [25]. Comme pour tout cancer, un meilleur taux de survie est possible en cas de diagnostic et de traitement précoces. Cependant, le dépistage radiologique des tumeurs uro-épithéliales et des carcinomes rénaux n'est pas recommandé. Il faut signaler que ces recommandations datent de 2000 et qu'à présent les techniques d'imagerie sont devenues plus disponibles et plus performantes.

2.2.3. Recommandations françaises

La Haute Autorité de Santé a publié en 2007 des recommandations pour le « suivi ambulatoire de l'adulte transplanté rénal au-delà de 3 mois après transplantation ». Elle s'est inspirée de plusieurs études afin d'élaborer ces recommandations.

Une étude de cohorte française [26] réalisée auprès de 933 patients transplantés rénaux entre 1987 et 2003, a recensé 14 tumeurs des reins natifs, dont 10 de découverte fortuite, avec un délai moyen d'apparition de 71 mois après la transplantation. L'incidence était de 1,2% versus 0,12% dans la population générale. 100% des tumeurs étaient des carcinomes à cellules rénales dont 58% de carcinomes à cellules claires et 25% de carcinomes papillaires. La taille moyenne des tumeurs était de 42 mm. Une étude française portant sur 729 transplantés rénaux de 1987 à 2000, retrouvait 1 cancer de novo du transplant [25]. Une autre étude française retrouvait 3 cancers de novo du transplant sur 1250 reins greffés [27]. La HAS préconise donc un examen échographique annuel des reins natifs afin de diagnostiquer précocement une tumeur rénale et un complément par scanner en 2^{ème} intention.

L'European Renal Association ne donne aucune recommandation spécifique pour détecter les tumeurs urothéliales ou rénales chez les patients greffés rénaux.

2.2.4. Imagerie de surveillance des patients greffés au CHU d'Amiens

La surveillance par échographie seule, préconisée par les recommandations HAS de 2007, semble obsolète. En effet, les reins natifs des patients greffés sont, dans la plupart des cas, totalement atrophiques et difficiles à visualiser en échographie. De plus, l'analyse des kystes est très compliquée chez les patients avec une polykystose. L'échographie seule paraît donc insuffisante. Au CHU d'Amiens, les patients sont surveillés annuellement par imagerie, en alternant échographie et scanner l'année suivante. Les patients, pouvant être injectés, bénéficient donc d'un scanner abdomino-pelvien tous les deux ans, après la première année. Habituellement, les patients avec une créatinine < 200 µmol/l et sans autre contre-indication, bénéficient de l'injection de produit de contraste iodé. Cette mention est notifiée sur la demande d'examen. Le protocole de scanner comprend trois hélices: sans injection, avec injection au temps tubulaire et au temps tardif.

2.2.5. Caractérisation des masses rénales en scanner

Une masse rénale contenant de la graisse macroscopique, caractérisée par une densité inférieure à 20 Unités Hounsfield (UH), est un angiomyolipome, tumeur bénigne. Moins de 5% des angiomyolipomes n'ont cependant pas de contenu graisseux macroscopique. Ces lésions sont alors impossibles à distinguer d'un carcinome à cellules claires car elles présentent souvent un rehaussement similaire. La graisse peut parfois être retrouvée dans des carcinomes à cellules rénales mais dans ce cas, la tumeur est de grande taille avec présence également de calcifications orientant le diagnostic [28].

L'oncocytome, tumeur bénigne, est caractérisé par une masse hypodense par rapport au parenchyme rénal, avec une cicatrice centrale dans 50% des cas, sans calcification, sans remaniement nécrotico-hémorragique.

Le carcinome à cellules rénales est une masse rénale bien limitée, avec un rehaussement supérieur à 20 UH après injection. La présence de calcifications au sein d'une masse rénale solide est un argument fort pour ce diagnostic. Des remaniements nécrotico-hémorragiques sont souvent présents.

Concernant les kystes, la classification de Bosniak modifiée permet de les classer selon leur degré de suspicion de malignité. Des cloisons épaisses et nombreuses, une paroi épaisse, des calcifications épaisses et irrégulières, un rehaussement de la paroi ou des cloisons ou des végétations sont évocateurs de malignité (tableau 2).

2.3. Bases physiques, technologies et applications du scanner double énergie

2.3.1. Bases physiques

Le scanner à rayons X est formé d'un arceau, comportant un émetteur de rayons X (le tube à rayons X). Ce faisceau de rayons X traverse le patient et une partie du rayonnement est alors absorbée par les tissus. Cette capacité d'absorption est propre à chaque tissu. A titre d'exemple, les os ont une grande capacité d'absorption des rayons X alors que les tissus riches en liquide les absorbent moins. Le rayonnement X sortant du patient est capté par une couronne de détecteurs (figure 1). Pour couvrir la totalité de la zone du corps que l'on veut étudier, l'arceau effectue des rotations autour du corps du patient. Les données obtenues par les

détecteurs sont traitées informatiquement. L'absorption d'un tissu, aussi appelée atténuation, est alors traduite en échelle de gris sur les images et se mesure en Unité Hounsfield (UH). Plus l'atténuation est importante, plus l'image est hyperdense (blanche), proche de 1000 UH (par exemple : os). A l'inverse, plus l'atténuation est faible, plus l'image est hypodense (noire), proche de - 1000 UH (par exemple : air).

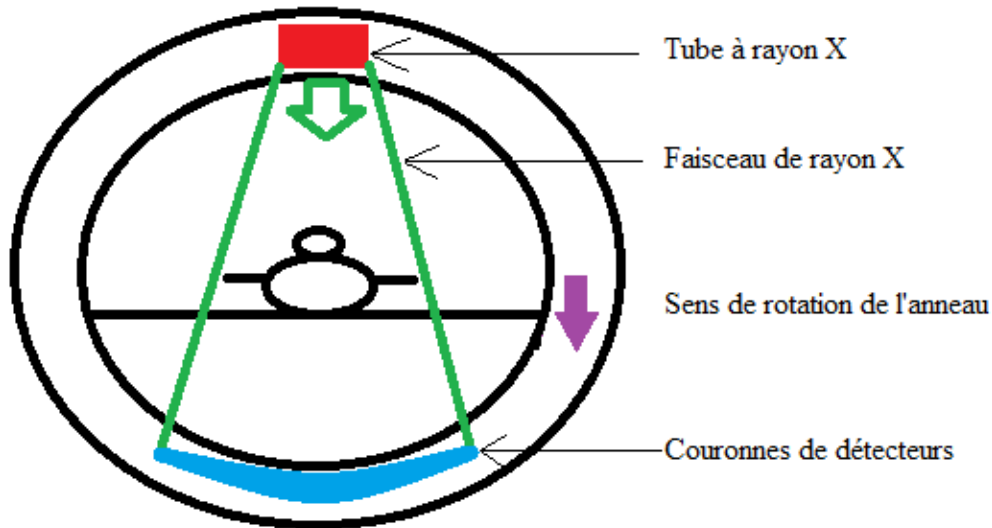


Figure 1 : Principe du scanner à rayons X

L'atténuation est exprimée par l'équation : $I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot L}$ avec

I : intensité du rayonnement transmis,

I_0 : intensité du rayonnement incident, émis par le tube de rayons X

μ : coefficient d'atténuation linéaire

L : épaisseur de l'objet

Le coefficient d'atténuation linéaire μ , pour un élément donné, dépend entre autre de son numéro atomique Z , de sa densité et de l'énergie du rayonnement incident. Or, le tube de rayons X du scanner conventionnel envoie un seul faisceau de rayons X avec un spectre polychromatique. Un spectre polychromatique signifie que le faisceau incident est en fait formé de rayons d'énergies différentes. L'énergie résultante est donc une moyenne. La mesure de μ , pour un élément donné, est donc plus une moyenne qu'une valeur réelle. En pratique, μ ne représente qu'une mesure moyennée des différents éléments présents dans l'unité de volume étudié. Ceci signifie donc que l'on ne connaît pas la concentration exacte de chaque élément. Pour une lésion faiblement tissulaire, ayant peu d'iode et beaucoup d'eau, la moyenne des densités sera donc très proche de celle de l'eau et on peut conclure à tort, que la lésion est uniquement constituée d'eau et donc bénigne. On comprend donc que l'utilisation de scanner

conventionnel ne permet pas de connaître la constitution exacte d'une lésion mais permet seulement d'obtenir une moyenne des densités de chaque élément qui la compose.

Le scanner double énergie, aussi appelé scanner spectral ou imagerie spectrale est une technique développée depuis la fin des années 1970 [29] et commercialisé depuis 2006. Cette technologie repose sur l'utilisation de deux faisceaux de rayons X d'énergie différente, à bas et haut kilovoltage (80 et 140 kVp) (figure 2). Ceci lui confère 2 avantages majeurs. Premièrement, le scanner double énergie permet de reconstruire des images monochromatiques, par palier de 1 keV, de 40 à 140 keV. Il est ainsi possible de reconstruire des images à bas keV, afin d'améliorer le contraste de l'image et notamment de l'iode. L'injection de produit de contraste avec une concentration plus faible est donc possible, sans détrimement du contraste de l'image et avec une meilleur néphroprotection. Deuxièmement, le scanner double énergie permet la décomposition des matériaux (eau, iode, calcium...) au sein d'un voxel (élément de volume). L'atténuation variant en fonction de l'énergie du faisceau, cela permet de déterminer la concentration d'un élément par rapport à un autre élément dans un voxel [30].

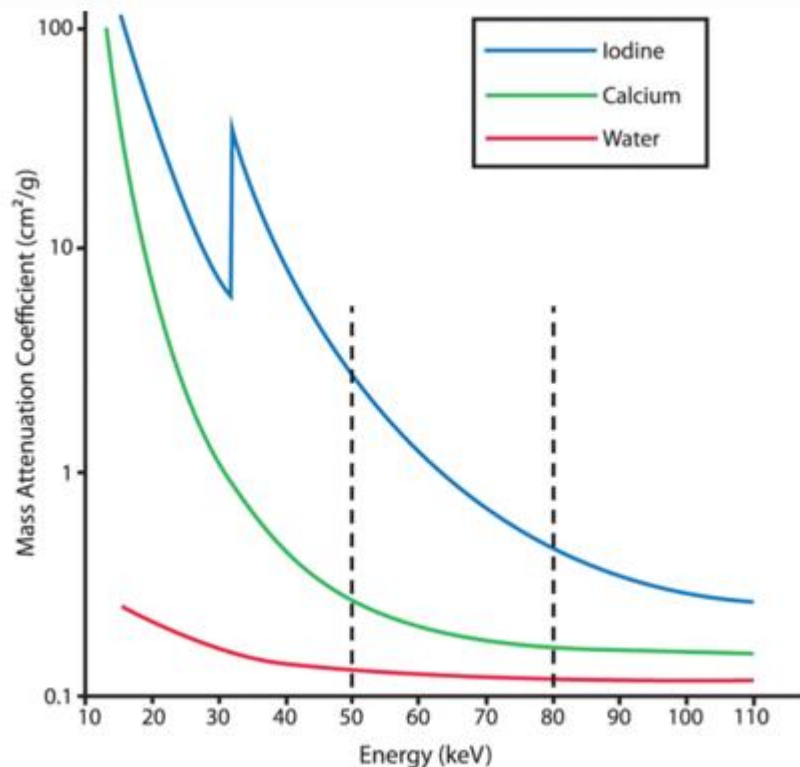


Figure 2 [31] : Représentation de l'atténuation de l'iode, du calcium et de l'eau en fonction de l'énergie des photons. Les deux barres en pointillés représentent grossièrement l'énergie moyenne des photons de deux hélices à 50 keV et 80 keV. Le pic d'atténuation de l'iode (33,2 keV) est représenté sur la courbe bleue. La différence d'atténuation entre 50 et 80 keV est plus grande pour l'iode que pour l'eau, cela permet de caractériser la matière.

Grâce au post traitement, on peut donc obtenir plusieurs séries d'images :

- 1) Des cartographies de décomposition de matériaux (figure 3). Les plus fréquemment utilisées sont:
 - Une série Iodine (Water), ce qui signifie que l'eau a été soustraite de l'image et que l'on obtient une cartographie d'iode.
 - Une série Water (Iodine), ce qui signifie que l'iode a été soustraite de l'image et que l'on obtient une image virtuelle sans iode.
 - Il est également possible d'obtenir une série Iodine (Calcium), ce qui signifie que le calcium a été soustrait de l'image et que seule l'iode a été conservé.

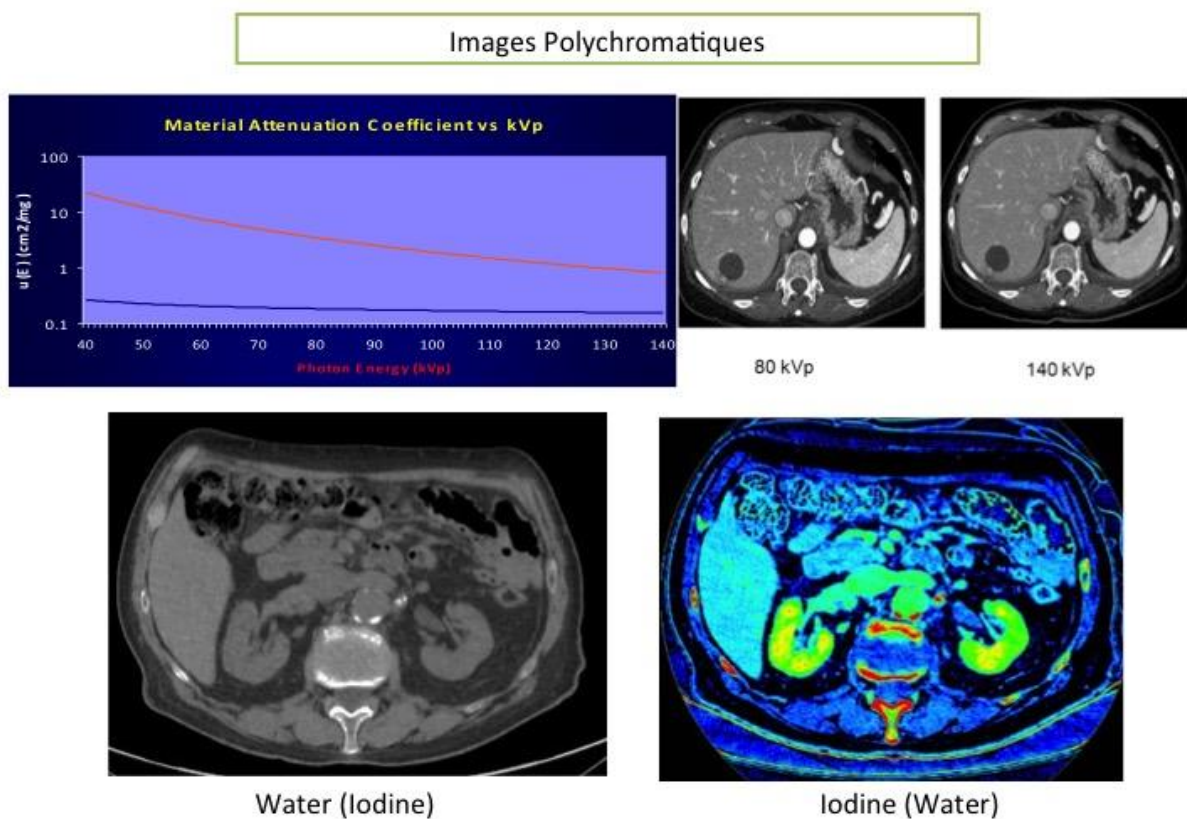


Figure 3 : Images de décomposition de matériaux, l'iode et l'eau ont des coefficients d'atténuation différents selon le niveau d'énergie auquel ils sont soumis. Cette différence d'atténuation permet de soustraire l'un des deux éléments de l'image.

- 2) Des images « monochromatiques » (Figure 4) de 40 à 140 keV soit 101 niveaux d'énergie. Il est ainsi possible de choisir, pour une image donnée, le niveau d'énergie permettant une analyse avec le meilleur rapport signal sur bruit.

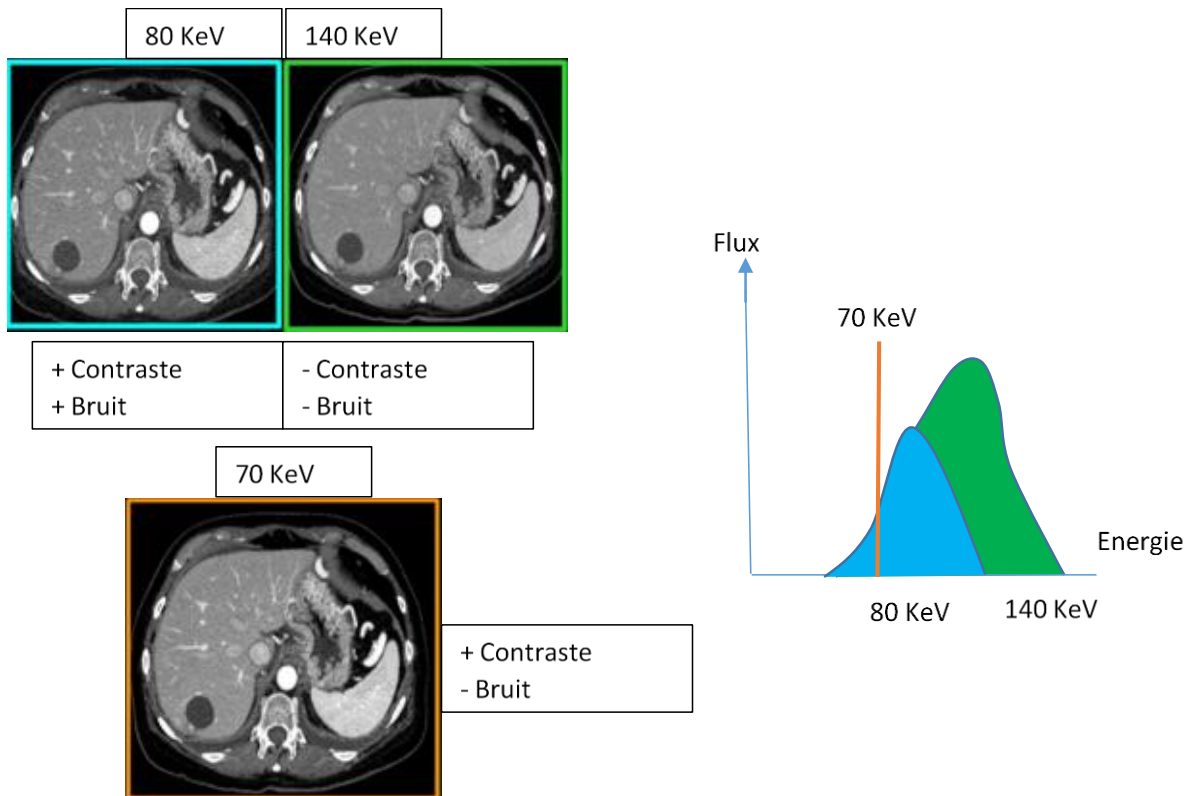


Figure 4 : A partir d'acquisitions faites aux niveaux d'énergie 80 et 140 kVp, il est possible d'obtenir, grâce au logiciel de post traitement, une image « monochromatique » de 40 à 140 keV soit 101 niveaux d'énergie.

- 3) Des images « Material Suppressed Iodine » (MSI), type d'images virtuellement sans injection dont la reconstruction est basée sur les images monochromatiques à 70keV en supprimant l'iode des voxels sélectionnés [32] et exprimées en UH.

- 4) Des images polychromatiques identiques au scanner conventionnel.

Les principales différences entre le scanner conventionnel et le scanner double énergie sont récapitulées sur la figure 5.

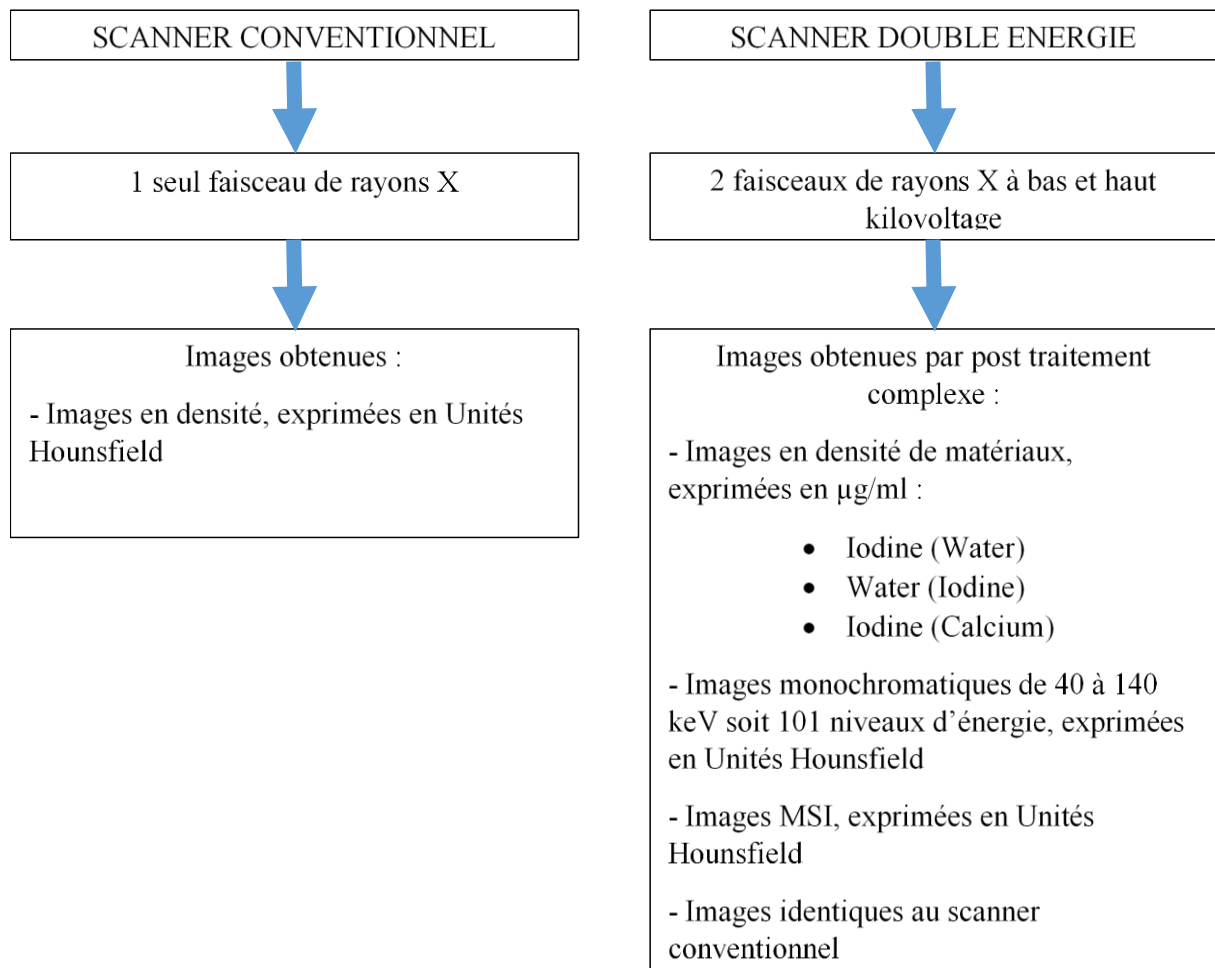


Figure 5 : Principales différences entre le scanner conventionnel et le scanner double énergie

2.3.2. Technologies

Il existe aujourd'hui trois technologies différentes pour concevoir un scanner double énergie [33] :

Double source

Emission de deux faisceaux d'énergies différentes par deux tubes placés à 90° d'écart en rotation simultanée : un spectre à bas (80 kVp) et haut (140 kVp) kilovoltage, avec une rangée de détecteurs en face de chaque tube (Siemens Healthcare, Erlangen, Allemagne) (figure 6). Le scanner double tube présente comme principal avantage de pouvoir optimiser les paramètres (kVp, mA et filtres) pour chaque tube de façon indépendante et de pouvoir séparer les données entre les deux niveaux d'énergie. Cependant le champ de vue (FOV) utilisable pour le mode double énergie est limité car il se trouve au centre du croisement des faisceaux (environ 33 cm). Cela limite ainsi son utilisation dès lors que le périmètre à explorer augmente.



Figure 6: Technologie double source

Simple source

Emission par un seul tube d'un faisceau alternant très rapidement deux niveaux d'énergie, par commutation ultra rapide de la tension (80 et 140 kVp) du tube (GE Healthcare, Milwaukee, Wi, Etats-Unis) (figure 7). Le principal avantage de cette technologie est de permettre des acquisitions avec un FOV de taille comparable (50 cm) à celui utilisé en scanner conventionnel. Il s'agit du type de scanner utilisé dans notre étude.

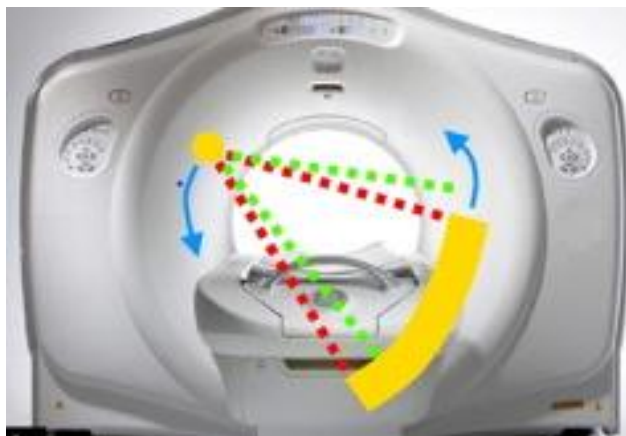


Figure 7: Technologie simple source

Détecteur bi couches

Emission par un seul tube d'un faisceau polychromatique. Analyse du signal par deux couches de détecteurs traitant chacune un niveau d'énergie (figure 8).



Figure 8: Technologie du détecteur bi couches

2.3.3. Applications

Les applications du scanner double énergie sont multiples et prometteuses, comme le montre la figure 9 [34]. Les utilisations les plus fréquentes du scanner double énergie sont détaillées ci-dessous.

Imagerie	Applications
Thoracique	Imagerie de perfusion pulmonaire dans le cadre de la recherche d'embolie pulmonaire
	Caractérisation des nodules pulmonaires
Vasculaire	Majoration du contraste vasculaire
	Imagerie de soustraction des plaques calciques
Cardiaque	Imagerie de perfusion et de viabilité cardiaque post infarctus
Urinaire	Détermination de la nature des calculs urinaires
	Détection et caractérisation des masses rénales et des kystes rénaux
Neurologique	Analyse des troncs supra aortiques avec image de soustraction du calcium
	Distinction de l'hémorragie versus extravasation de produit de contraste post thrombectomie
Abdominale	Détection et caractérisation des masses pancréatiques et hépatiques
	Détermination de la nature des calculs biliaires
Musculo-squelettique	Réduction des artefacts métalliques
	Imagerie de la goutte

Figure 9 : Potentielles applications cliniques du scanner double énergie

Imagerie thoracique :

Embolie pulmonaire : le scanner double énergie permet un meilleur rehaussement intraluminal grâce aux reconstructions monochromatiques à faible keV. La confiance diagnostique dans les cas d'embolies pulmonaires périphériques est augmentée [35]. De plus, les cartographies d'iode offrent une excellente corrélation à la scintigraphie et permettent de visualiser des défauts de perfusion [36].

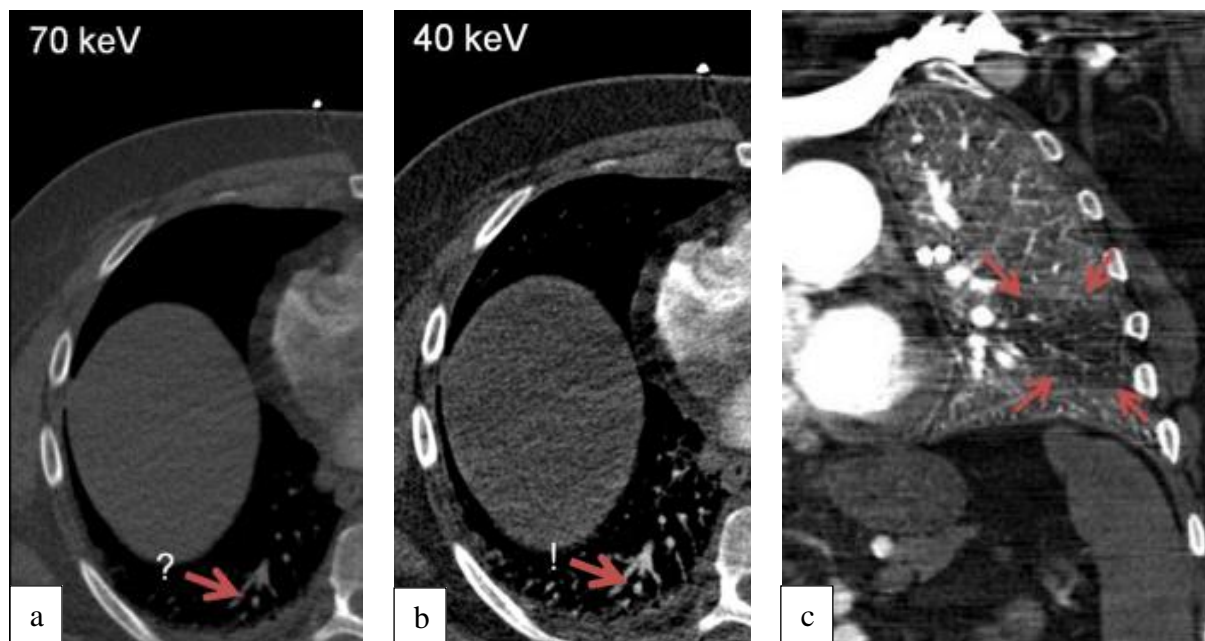


Figure 10 [37] : Intérêt du scanner double énergie dans la détection des embolies pulmonaires.
a : A 70 keV, il est impossible de statuer sur la présence ou non d'une embolie pulmonaire.
b : Grâce aux reconstructions monochromatiques du scanner double énergie, on peut affirmer l'absence d'embolie pulmonaire sur la reconstruction à 40 keV.
c : Cartographie d'iode permettant de voir un défaut de perfusion dans le cadre d'une embolie pulmonaire.

Imagerie cardio-vasculaire :

Majoration du contraste vasculaire : l'imagerie cardio-vasculaire nécessite l'utilisation de volume et de concentration de produits de contraste iodés importants pour une visualisation satisfaisante des vaisseaux. Cependant l'administration de produit de contraste peut conduire à des néphropathies aux produits de contraste iodés, en particulier chez le patient ayant une insuffisance rénale [38]. Le scanner double énergie a donc un double intérêt : l'amélioration du contraste par la reconstruction d'images à faible keV [39,40] et la néphroprotection par l'injection de volume et de concentration de produits de contraste iodés moins importants [41–43].

Imagerie urologique :

Détermination de la nature d'un calcul : Le scanner double énergie permet d'affirmer la nature d'un calcul (calcique, urique, cystine, struvite) grâce à la décomposition de matière, comme le montre la figure 11.

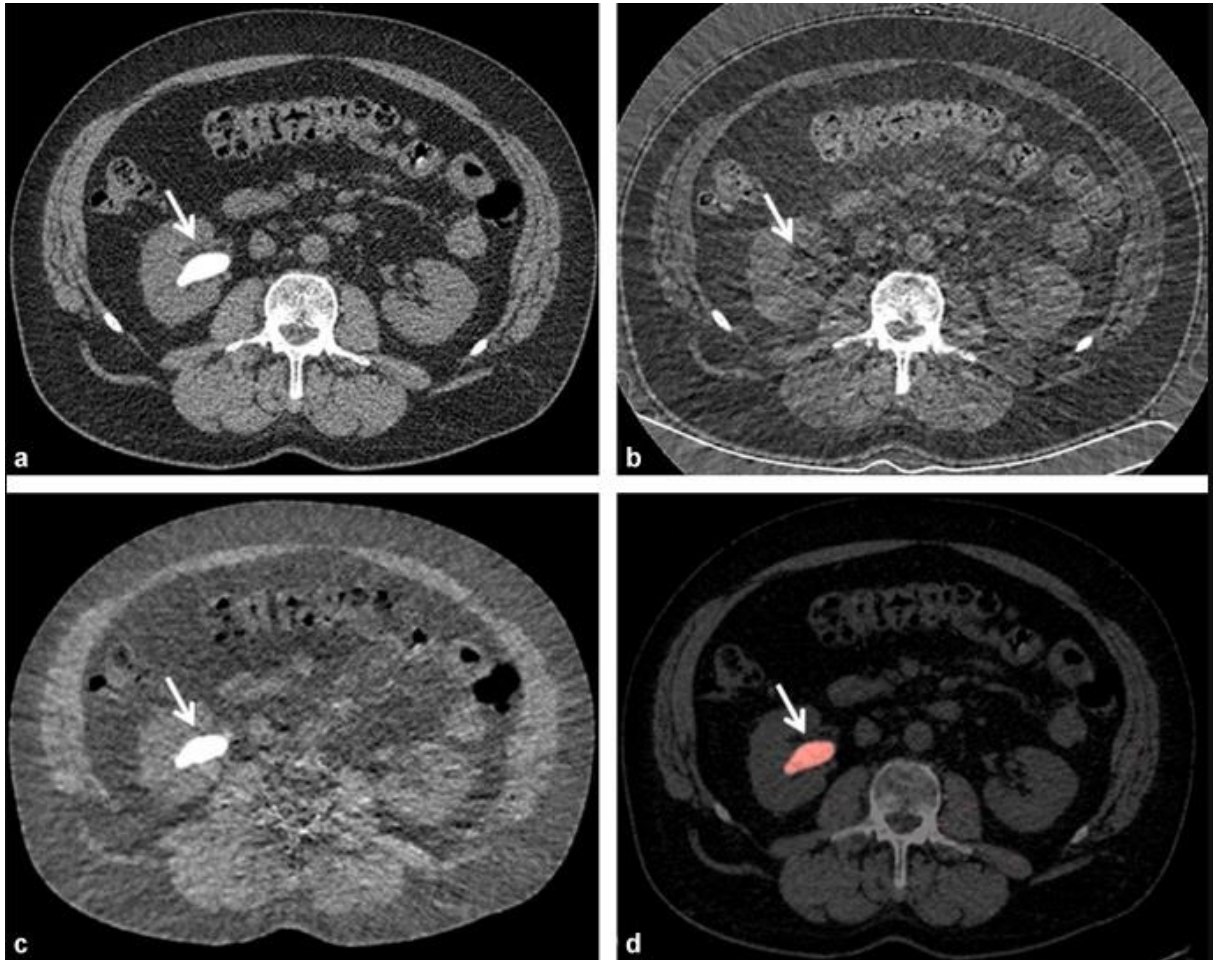


Figure 11 [44]: Calcul rénal droit : a) acquisition sans injection, b) calcul non visible sur la cartographie de calcium, c) et d) calcul visible sur la cartographie d'acide urique. Il s'agit donc d'un calcul d'acide urique.

Imagerie neurologique :

Le scanner double énergie permet de différencier une hémorragie d'une extravasation de produit de contraste post thrombectomie grâce à la décomposition de matière iodine (water) [45].

Imagerie abdominale :

Identification et caractérisation des masses hépatiques : l'amélioration du contraste par la reconstruction d'images monochromatiques permet de mieux visualiser les lésions. De plus, la mesure de la concentration d'iode en scanner double énergie permet de déterminer la nature maligne ou non d'une lésion [46].

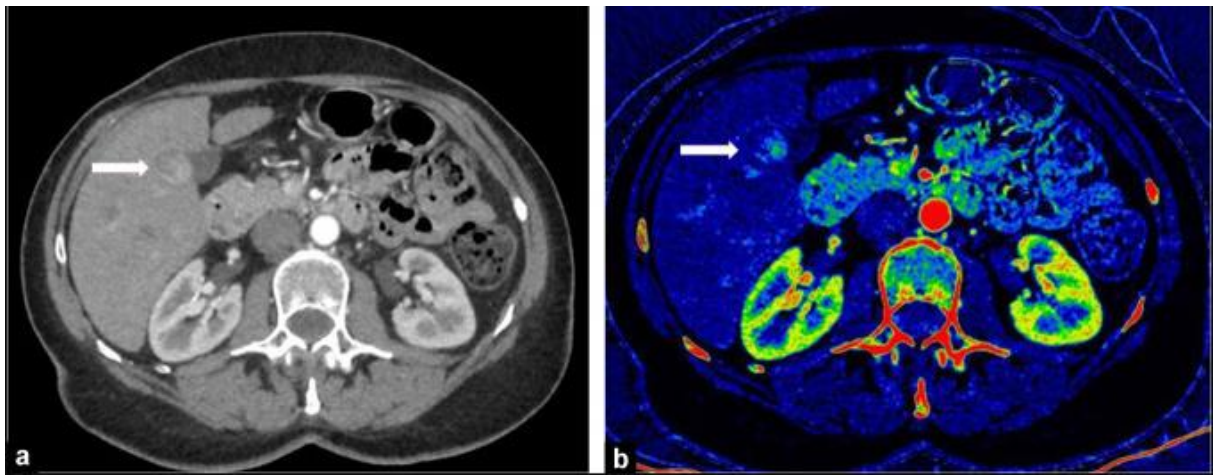


Figure 12 [44]: Métastase hépatique hypervasculaire d'une tumeur stromale gastrique : a) reconstruction monochromatique à 70 keV améliorant le contraste, b) Cartographie d'iode.

Imagerie musculo squelettique :

Réduction des artefacts métalliques : les artefacts engendrés par la présence de matériel métallique, ainsi que les artefacts de durcissement du faisceau, sont variables selon le niveau d'énergie. Ces artefacts sont significativement réduits pour un niveau d'énergie autour de 110 keV, ce qui peut être obtenu facilement avec le scanner double énergie (figure 13).

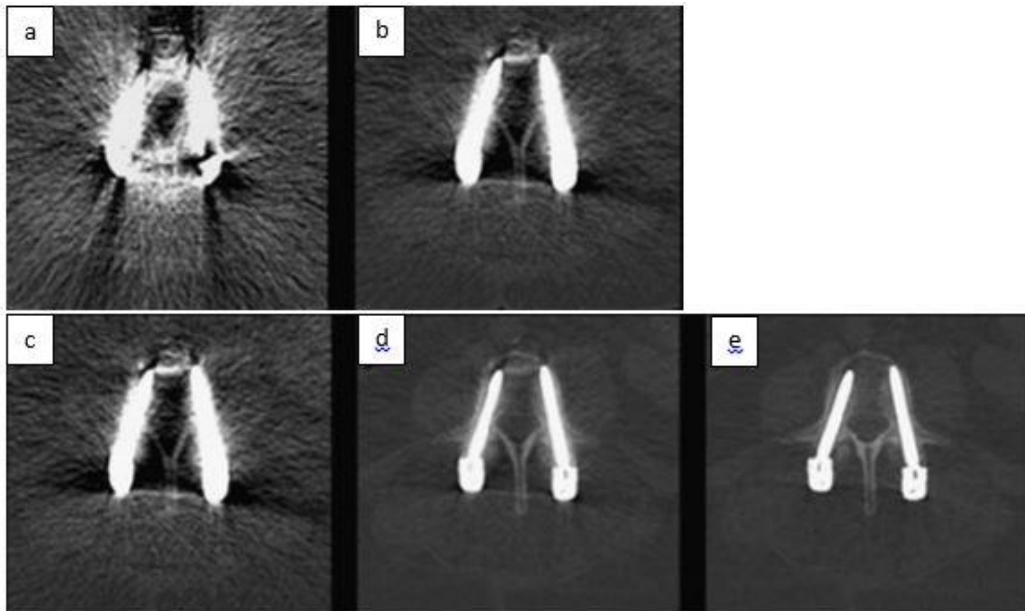


Figure 13 [47] : Image de vis au sein du rachis à différents niveaux d'énergie: a) 64 keV, b) 69 keV, c) 88 keV, d) 105 keV et e) 110 keV. La réduction des artefacts est optimale à 110 keV.

3. CARTOGRAPHIES DE DECOMPOSITION DE MATERIAUX RECONSTRUITES A PARTIR DE L'ACQUISITION SCANOGRAPHIQUE DOUBLE ENERGIE POUR LA DETECTION ET LA CARACTERISATION DES LESIONS KYSTIQUES ATYPIQUES ET TISSULAIRES RENALES CHEZ LES PATIENTS GREFFES RENAUX

3.1. Objectifs

L'objectif principal de cette étude est de montrer que le scanner double énergie, avec étude uniquement de 2 phases injectées et des cartographies de matériaux, est aussi efficace que le scanner conventionnel triphasique pour la détection des lésions kystiques atypiques et tissulaires rénales chez les patients greffés rénaux.

L'objectif secondaire est de montrer que le scanner double énergie, en supprimant la série sans injection, est moins irradiant que le scanner conventionnel.

Le critère de jugement principal est le classement des lésions tissulaires et kystiques atypiques rénales selon les critères de malignité scanographiques.

Le critère de jugement secondaire est le calcul de la dose délivrée aux patients durant les examens (PDL et CTDI).

3.2. Matériels et méthode

3.2.1. Population

De novembre 2015 à novembre 2016, 376 scanners ont été réalisés dans notre centre dans le cadre de la surveillance des patients greffés rénaux. 142 scanners ont été réalisés uniquement sans injection en raison d'une insuffisance rénale ou d'une allergie avérée aux produits de contraste iodés. 234 scanners ont été réalisés sans et avec injection dont 175 scanners en double énergie et 59 scanners sans double énergie. Parmi les 59 scanners effectués sans double énergie, 7 ont été effectués sur un scanner (VCT LightSpeed 64, GE Healthcare, Waukesha, Etats-Unis) ne disposant pas de la technologie double énergie et 52 ont été réalisés sur un scanner double énergie (Discovery CT 750 HD, GE Healthcare, Milwaukee, Etats-Unis) mais sans utilisation

de la technologie double énergie (erreur de protocole). Dans notre centre, le scanner double énergie est utilisé préférentiellement pour ces reconstructions à faible keV permettant un meilleur contraste avec un volume d'iode injecté plus faible.

3.2.2. Protocole des examens et reconstruction des images

Nous avons relu de façon rétrospective, les 175 scanners des patients greffés rénaux ayant eu un scanner en double énergie de novembre 2015 à novembre 2016. Tous les examens ont été réalisés sur un scanner à 64 détecteurs (Discovery CT 750 HD, GE Healthcare, Milwaukee, Etats-Unis). Le scanner était composé des séries suivantes: acquisition sans injection (SI) mono énergie, acquisition au temps tubulaire à 80 secondes double énergie réalisée à 80 kVp et à 140 kVp et acquisition tardive à 10 minutes mono énergie. Deux protocoles ont été réalisés selon l'indice de masse corporel (IMC) des patients : $IMC < 25 \text{ kg.m}^{-2}$ et $IMC > 25 \text{ kg.m}^{-2}$. Les paramètres d'acquisition du protocole $IMC < 25 \text{ kg.m}^{-2}$ sont détaillés dans la figure 14. La seule différence pour le protocole $IMC > 25 \text{ kg.m}^{-2}$ était les mA fixés à 360 pour l'acquisition au temps tubulaire double énergie. L'index de dose scanographique de volume (CTDIvol) et le produit dose longueur (PDL) ont été enregistrés pour chaque phase.

	Acquisition SI mono énergie	Acquisition au temps tubulaire double énergie	Acquisition tardive mono énergie
Topogramme	Des coupes diaphragmatiques jusqu'à la symphyse pubienne	Des coupes diaphragmatiques jusqu'à la symphyse pubienne	Du pôle supérieur du greffon jusqu'à la symphyse pubienne
Position du patient	Décubitus dorsal	Décubitus dorsal	Décubitus dorsal
Sens d'acquisition	Cranio-caudal	Cranio-caudal	Cranio-caudal
Champ d'acquisition	50 cm	50 cm	50 cm
Largeur du détecteur	40 mm	40 mm	40 mm
Epaisseur de coupe	0,625 mm	0,625 mm	0,625 mm
Intervalle de coupe	0,625 mm	0,625 mm	0,625 mm
Temps de rotation	0,6 s	0,6 s	0,6 s
kVp	100	80 et 140	100
mA	Régulation de 100 à 600 mA selon la corpulence	275mA	Régulation de 100 à 600 mA selon la corpulence
ASIR¹	40 %	50 %	40 %

Figure 14 : Paramètres d'acquisition pour le protocole IMC < 25 kg.m⁻²

Le produit de contraste préférentiellement injecté était l'iodixanol (Visipaque® 270, GE Healthcare, Etats-Unis) pour 161 patients. En raison d'allergie à l'iodixanol, l'iomeprol (Ioméron® 300, Bracco, Italy) a été préféré pour 5 patients et l'iohexol (Omnipaque 300®, GE Healthcare, Etats-Unis) a été préféré pour 1 patient. Le produit de contraste n'était pas mentionné pour 8 patients. Le volume de produit injecté était de 2,5 mL/kg soit un volume total de 120 mL en moyenne, avec un débit de 1,5 à 2,5 mL/s selon la qualité de l'accès intraveineux posé.

Pour chaque patient, trois régions d'intérêt (ROI) ont été placées respectivement dans la lésion rénale (si elle est présente), dans le muscle psoas et dans la vessie. Les ROI ont été positionnées pour couvrir plus de 2/3 de la structure mesurée. Pour chaque ROI, la densité et le

¹ ASIR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction) est un protocole de reconstruction introduit par General Electric pour une imagerie en coupe de bonne qualité avec un minimum de dose possible.

bruit ont été mesurés sur les 6 reconstructions obtenues à partir du logiciel de post traitement GSI Volume Viewer (GE Healthcare, Milwaukee, Wi, Etats-Unis) (Figure 15) :

- Une série sans injection (identique à celle du scanner conventionnel)
- Une série virtuelle sans injection (VSI) par MSI
- Une série virtuelle sans injection en cartographie Water (Iodine)
- Une série monochromatique à 70 keV au temps tubulaire
- Une série polychromatique au temps tubulaire (comparable à celle du scanner conventionnel)
- Une série en cartographie d'iode (CI) Iodine (Water)

Les différentes mesures de densité et de concentration, établies à l'aide des ROI sont exprimées en Unité Hounsfield pour les densités et en $\mu\text{g}/\text{mL}$ pour les concentrations effectuées sur les cartographies Water (Iodine) et Iodine (Water). Après avoir synchronisé les séries sur les mêmes plans de coupe, une ROI a été mise sur l'image monochromatique à 70 keV au temps tubulaire puis copiée sur toutes les autres séries. Ainsi, la ROI était de même taille et située exactement au même endroit pour chaque mesure effectuée sur les différentes séries.

Les mesures de bruit ont été établies à partir des mêmes ROI que celles utilisées pour les mesures de densité et sont exprimées en déviation standard.

Chez un même patient, 5 lésions rénales maximum ont été analysées. Les lésions rénales étaient recherchées sur les reins natifs et sur le greffon. Seules les lésions de plus de 10 mm ont été prises en compte. Les lésions rénales intégrées dans le recueil de données, présentaient une densité spontanée supérieure à 20 UH, permettant ainsi d'exclure les kystes Bosniak I, qui sont totalement bénins et ne nécessitent pas de surveillance. Toutes les autres lésions kystiques classées II, IIF, III et IV, et toutes les lésions tissulaires ont donc été analysées.

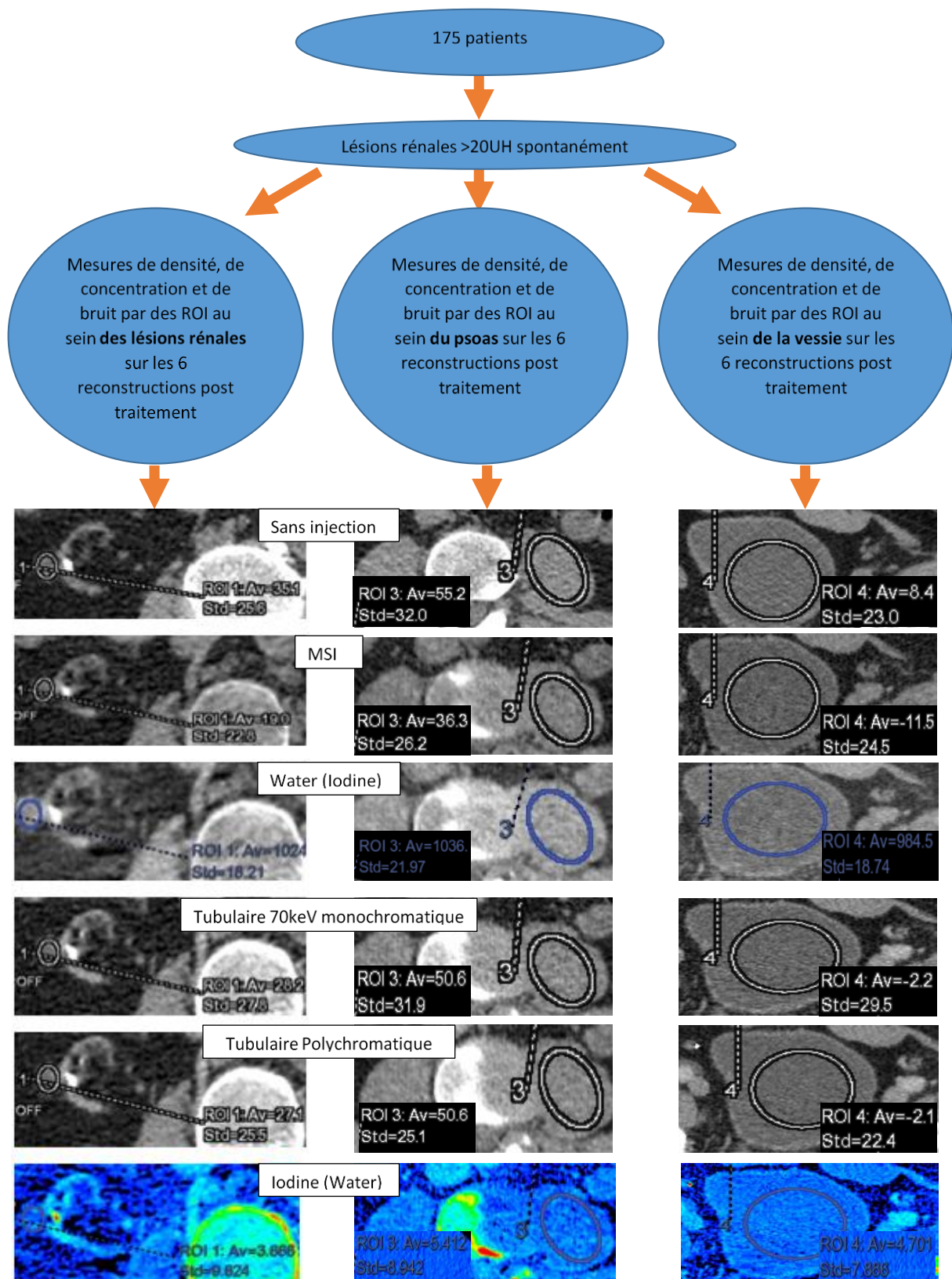


Figure 15 : Schéma de l'étude pour les mesures de densité, de concentration et de bruit dans les lésions rénales, le psoas et la vessie sur les 6 reconstructions obtenues par post traitement.

3.2.3. Analyse des données

Toutes les données ont été récupérées sur notre système d'archivage et de communication des images (PACS). Elles ont été transférées sur une station de post traitement AW 4.6 (GE Healthcare, Milwaukee, Etats-Unis). Toutes les mesures ont été effectuées à l'aide du logiciel de post-traitement GSI Volume Viewer, (GE Healthcare, Milwaukee, Etats-Unis). Les mesures effectuées ont été intégralement réalisées par le même radiologue.

Une analyse descriptive des caractéristiques de la population a été réalisée. L'analyse statistique des données a consisté en un test t de student et facteur de corrélation de Pearson.

3.3. Résultats

175 patients ont été explorés par scanner double énergie au cours de leur suivi post greffe rénale. Les caractéristiques démographiques des patients de l'étude sont décrites dans le tableau 3. Les hommes représentaient 67% des patients et les femmes 33%. L'âge moyen des patients s'élevait à 53 ans \pm 12,8 (âge minimum : 21 ans et âge maximum: 83 ans). Le délai moyen observé depuis la greffe rénale s'établissait à 8,3 ans \pm 5,7 (délai minimal: 1 mois et délai maximal: 23 ans). La figure 16 représente les néphropathies initiales ayant entraîné une insuffisance rénale chronique terminale motivant ainsi le recourt à la greffe. La néphropathie initiale était une glomérulopathie dans 35% des cas, une hypertension tension artérielle ou une cause vasculaire dans 15,5% des cas, un diabète dans 4% des cas, une polykystose rénale ou d'autres maladies héréditaires dans 22% des cas, une néphropathie indéterminée dans 8% des cas, une néphropathie interstitielle dans 7,5% des cas, une cause autre (reflux, pyélonéphrite..) dans 8% des cas.

Caractéristiques démographiques des patients		
Sexe	Hommes	118/175 (67%)
	Femmes	57/175 (33%)
Age (années)	Age moyen	53 \pm 12,8
	Age minimum	21
	Age maximum	83
Durée de greffe (années)		
	Durée moyenne	8,3 \pm 5,7
	Durée minimale	1 mois
	Durée maximale	23

Tableau 3 : Caractéristiques démographiques des patients

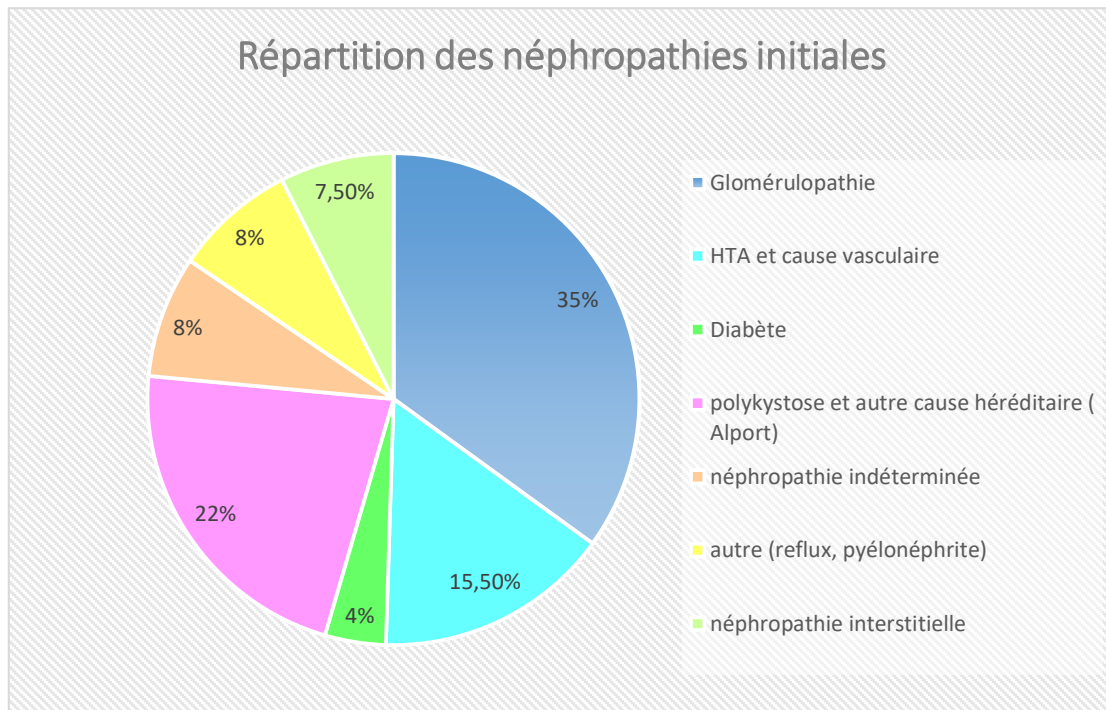


Figure 16 : Répartition des néphropathies ayant conduit à la greffe

Sur les 175 patients étudiés, 48 patients présentaient des lésions rénales (moyenne de 2,1 lésions par patient avec lésion). 101 lésions rénales ont été analysées. 93 lésions étaient situées sur les reins natifs et 8 sur les greffons dont 2 sur des anciens greffons. La taille moyenne des lésions observées était de 18,8 mm (taille minimale : 10 mm et taille maximale : 62,7 mm).

L'étude des cartographies d'iode a montré des concentrations d'iode au sein des lésions allant de 0 $\mu\text{g/mL}$ à 5579 $\mu\text{g/mL}$. 87 lésions avaient une concentration inférieure à 1500 $\mu\text{g/mL}$, 14 lésions avaient une concentration supérieure à 1500 $\mu\text{g/mL}$ dont 2 avaient une concentration supérieure à 5000 $\mu\text{g/mL}$ (figure 17).

L'étude du rehaussement, défini par la différence entre la densité en UH de la lésion au temps tubulaire et au temps sans injection, retrouve 94 lésions avec un rehaussement inférieur à 20 UH et 7 lésions avec un rehaussement supérieur à 20 UH. Les 7 lésions avec un rehaussement supérieur à 20 UH avaient toutes une concentration en iode supérieure à 1500 $\mu\text{g/mL}$ sur la cartographie d'iode. 2 de ces 7 lésions ont été opérées car leur rehaussement respectif à 124,4 et 78,3 UH les classaient en lésions malignes. Leur concentration d'iode sur la cartographie d'iode était respectivement de 5579 $\mu\text{g/mL}$ (figure 18) et 5110 $\mu\text{g/mL}$ (figure 19), il s'agissait des plus grandes concentrations relevées. L'anatomopathologie a confirmé la nature maligne, puisqu'il s'agissait dans le premier cas, d'un carcinome chromophile et dans le second cas, d'un carcinome rénal kystique à cellules claires. Les 5 autres lésions dont le rehaussement était supérieur à 20 UH, avaient une concentration en iode comprise entre 1576

et 4326 $\mu\text{g}/\text{mL}$. Ces 5 lésions ont bénéficié d'une IRM rénale qui a confirmé la nature très atypique (kyste classé Bosniak IIF ou III) mais devant la petite taille des lésions, de l'ordre du centimètre, ces lésions sont dorénavant surveillées par IRM et présentent une évolution extrêmement lente. Les 7 autres lésions sur 14 qui avaient une concentration d'iode supérieure à 1500 $\mu\text{g}/\text{mL}$ en cartographie d'iode, allant de 1634 à 3649 $\mu\text{g}/\text{mL}$, ne présentaient pas de rehaussement significatif. Ces lésions sont donc considérées comme des faux positifs. Avec une valeur seuil de 1500 $\mu\text{g}/\text{mL}$ en cartographie d'iode, la spécificité est de 92,55%, la sensibilité de 100%, la valeur prédictive positive (VPP) est de 50% et la valeur prédictive négative (VPN) est de 100%. (Tableau 4), ceci est aussi récapitulé sur le diagramme à moustache (Figure 20).

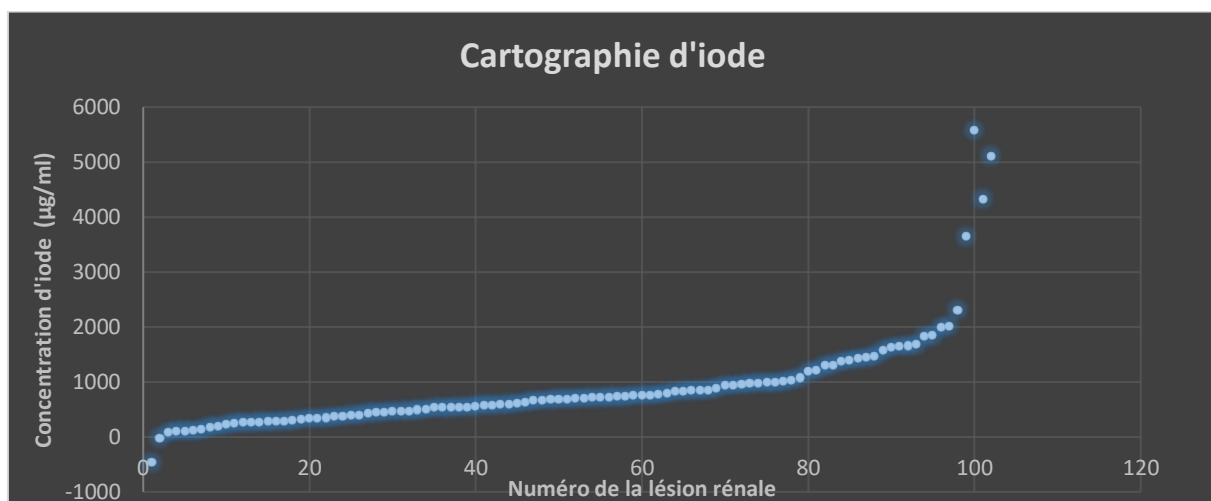


Figure 17 : Résultat des cartographies d'iode pour les 101 lésions, obtenues après post traitement et imagerie en décomposition de matière Iodine (Water). Les concentrations sont exprimées en $\mu\text{g}/\text{mL}$.

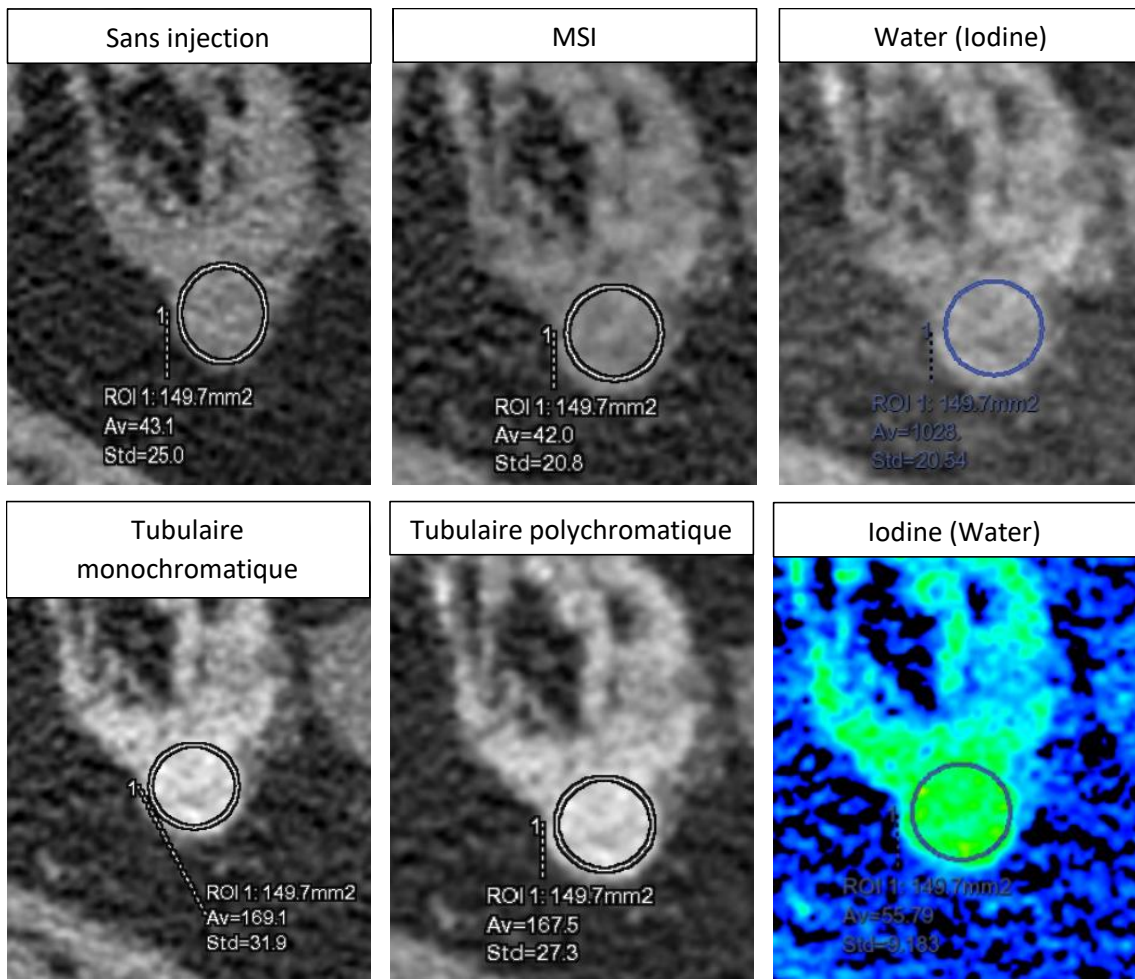


Figure 18: Lésion rénale avec un rehaussement de 124,4 UH en scanner conventionnel et une concentration d'iode de 5579 $\mu\text{g}/\text{mL}$. Cette lésion est donc classée suspecte en scanner conventionnel et double énergie. Cette lésion a été opérée, il s'agissait d'un carcinome chromophile.

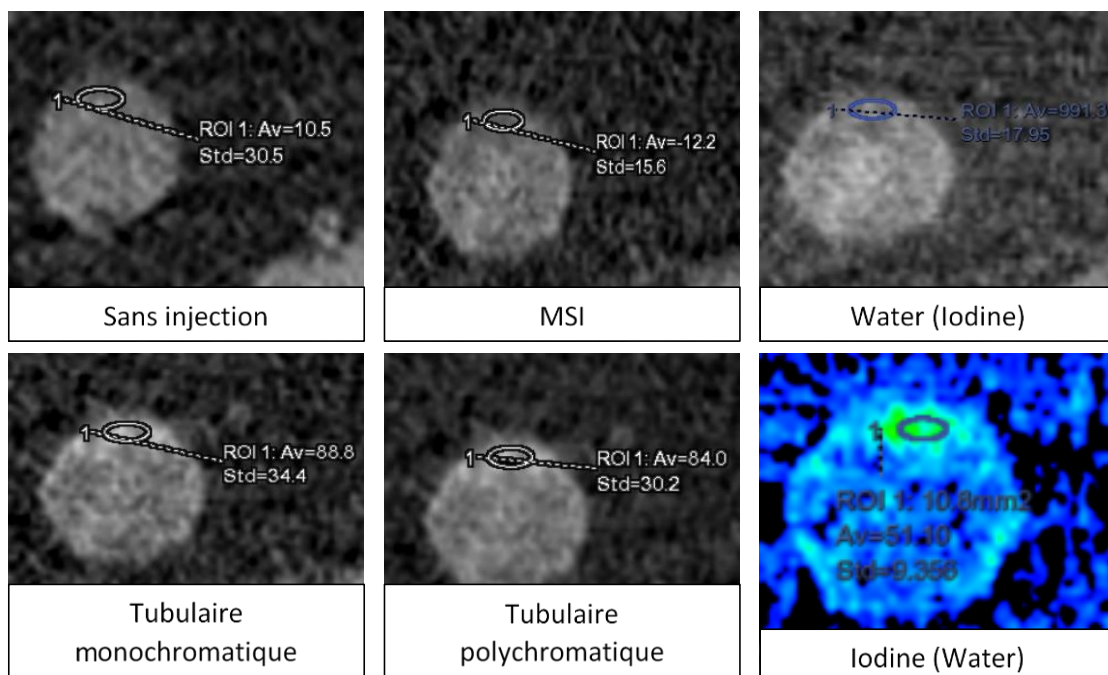


Figure 19 : Kyste rénal avec un rehaussement de la partie supéro antérieure, mesuré à 78,3 UH en scanner conventionnel et une concentration d'iode de 5110 $\mu\text{g}/\text{mL}$. Cette lésion est donc suspecte en scanner conventionnel, classée Bosniak IV et présente une concentration d'iode très élevée, également très suspecte. Cette lésion a donc été opérée, il s'agissait d'un carcinome rénal kystique à cellules claires.

	Lésions suspectes	Lésions bénignes	
Cartographie d'iode > 1500 µg/mL	Vrais positifs : 7	Faux positifs : 7	Valeur prédictive positive VPP = 50%
Cartographie d'iode < 1500 µg/mL	Faux négatifs : 0	Vrais négatifs : 87	Valeur prédictive négative VPN = 100%
	Sensibilité = 100%	Spécificité = 92,55%	

Tableau 4 : Statistiques de l'étude

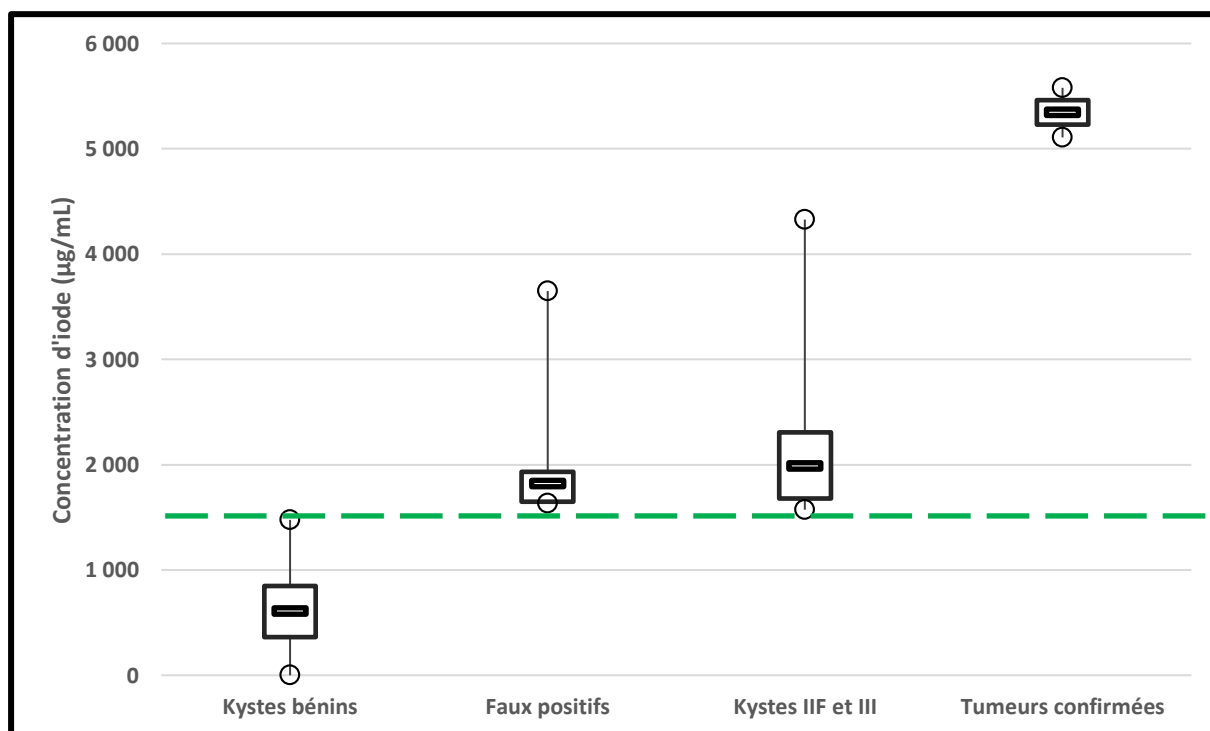


Figure 20 : Comparaison des concentrations d'iode entre kystes bénins Bosniak II, faux positifs, kystes suspects IIF et III et tumeurs confirmées (lésion kystique Bosniak IV et tumeur solide). La ligne pointillée verte correspond à une concentration d'iode de 1500 µg/mL. La barre horizontale représente la médiane de la série de données. Le rectangle délimite les 1^{er} et 3^{ème} quartiles. Les cercles représentent les valeurs minimales et maximales.

Les moyennes des densités mesurées au sein des lésions, dans le psoas et dans la vessie entre les séries MSI et SI sont indiquées dans le tableau 5. La moyenne des densités dans les lésions était de $57,38 \text{ UH} \pm 27,25$ sur l'acquisition sans injection et $40,41 \text{ UH} \pm 24,5$ sur la reconstruction MSI, avec un facteur de corrélation de Pearson à 0,86 et $p < 0,01$ (figure 21). Les moyennes des densités dans le muscle psoas étaient de $60,14 \text{ UH} \pm 6,94$ sur l'acquisition SI et $41 \text{ UH} \pm 8,98$ sur la reconstruction MSI, avec un facteur de corrélation de Pearson à 0,56 et $p < 0,01$ (figure 22). Les moyennes des densités dans la vessie étaient de $14,78 \text{ UH} \pm 6,82$ sur l'acquisition SI et $-3,14 \text{ UH} \pm 7,2$ sur les reconstructions MSI avec un facteur de corrélation de Pearson à 0,61 et $p < 0,01$ (figure 23).

	ROI lésion	ROI psoas	ROI vessie
Moyenne SI (UH)	57,38	60,14	14,78
Ecart type SI (UH)	27,25	6,94	6,82
Moyenne MSI (UH)	40,41	41	-3,14
Ecart type MSI (UH)	24,5	8,98	7,2
Facteur de corrélation	0,86	0,56	0,61
p	< 0,01	< 0,01	< 0,01

Tableau 5 : Comparaison des densités entre le sans injection (SI) et le MSI, dans les lésions rénales, le psoas, la vessie.

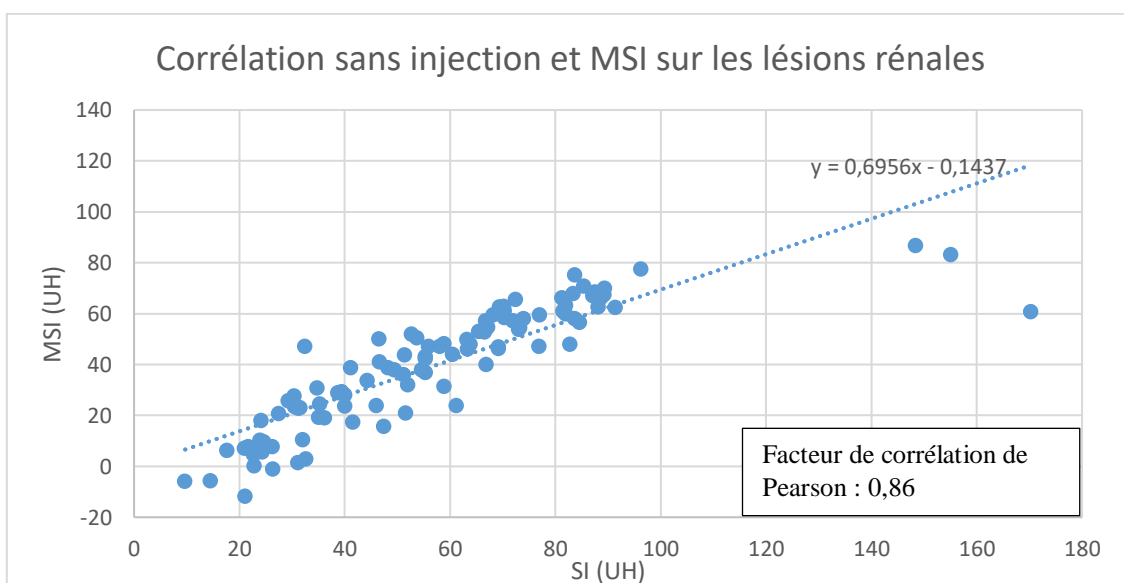


Figure 21 : Corrélation des densités mesurées au sein des lésions rénales entre les séries MSI et SI. Le facteur de corrélation de Pearson est de 0,86 ($p < 0,01$).

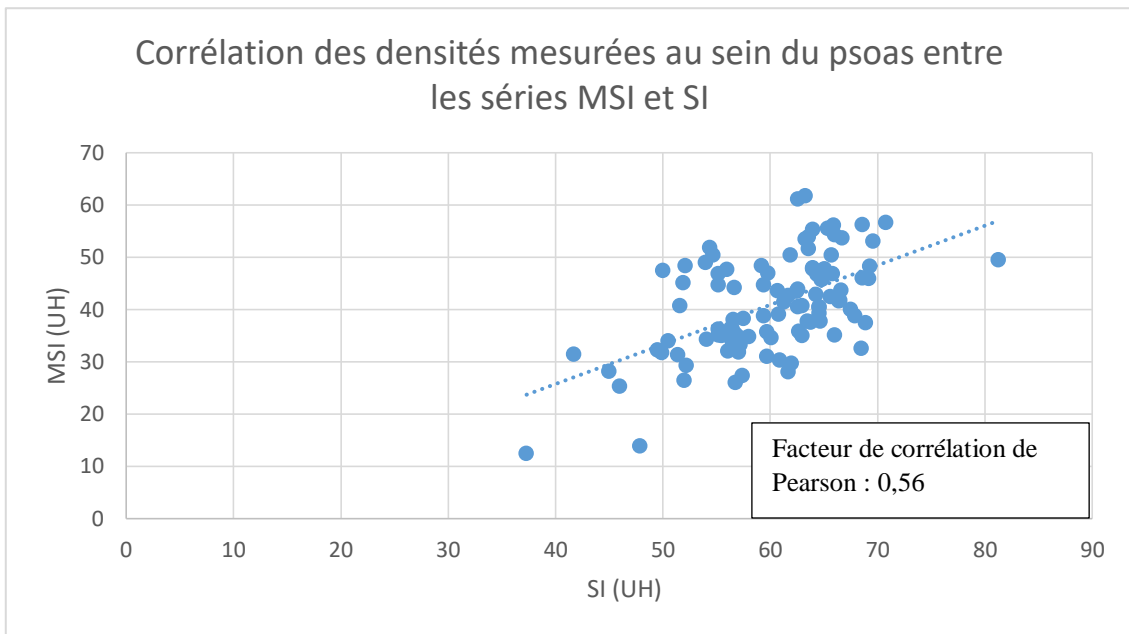


Figure 22 : Corrélation des densités mesurées au sein du psoas entre les séries MSI et SI. Le facteur de corrélation de Pearson est de 0,56 ($p < 0,01$).

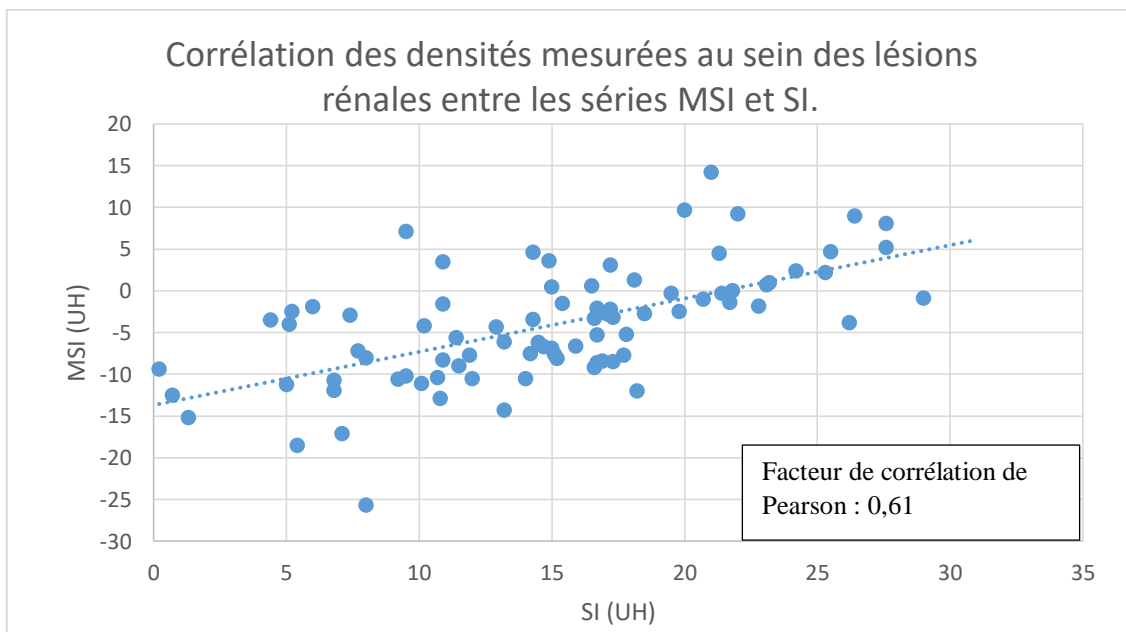


Figure 23 : Corrélation des densités mesurées au sein de la vessie entre les séries MSI et SI. Le facteur de corrélation de Pearson est de 0,61 ($p < 0,01$).

La moyenne des indices de bruit au sein des lésions était de $26,63 \pm 6,24$ SD pour la série SI et de $25,86 \pm 17,87$ SD pour la série MSI, avec $p = 0,95$.

Le tableau 6 compare les PDL et CTDI moyens entre le scanner double énergie et le scanner conventionnel antérieur. La réduction de dose du PDL total du scanner effectué en double énergie par rapport au scanner conventionnel réalisé antérieurement chez le même

patient est de 13%. Le retrait de l'hélice sans injection dans le cadre d'un scanner double énergie biphasique tubulaire et tardif permet une réduction de dose de 45% par rapport au scanner effectué avec le protocole antérieur triphasique et de 37% par rapport au scanner double énergie triphasique.

La réduction de dose du CTDI total du scanner fait en double énergie par rapport au scanner conventionnel antérieur est de 16%. Le retrait de l'hélice sans injection dans le cadre d'un scanner double énergie biphasique tubulaire et tardif permet une réduction de dose de 43% par rapport au scanner effectué avec le protocole antérieur triphasique et de 32% par rapport au scanner double énergie triphasique.

		Scanner double énergie	Scanner conventionnel antérieur
PDL (mGy.cm)	Séquence sans injection	455,38 ± 157,23	504,74± 177,89
	Séquence portale	451,13 ± 144,11	557,26 ± 192,42
	Séquence tardive	324,34± 100,21	356,51 ± 101,31
	Total	1230,86 ± 363	1417,53 ± 439,12
CTDI (mGy)	Séquence sans injection	9,25 ± 2,84	11,12 ± 3.63
	Séquence portale	9,22 ± 2,98	11,69 ± 3,70
	Séquence tardive	10,42 ± 2,70	11,69 ± 3,05
	Total	28,89 ± 7,68	34,51± 10,01

Tableau 6 : Comparaison des PDL et CTDI moyens entre le scanner double énergie et le scanner conventionnel antérieur.

3.4. Discussion

Cartographies de décomposition de matériaux :

Nos résultats suggèrent que la mesure de la concentration d'iode intra-lésionnelle sur la cartographie Iodine (Water) reconstruite à partir de l'acquisition double énergie au temps tubulaire permet de détecter et de caractériser les lésions kystiques rénales atypiques et les lésions tissulaires rénales chez les patients greffés rénaux. A notre connaissance, toutes les études de la littérature concernant l'étude des lésions tumorales rénales en scanner double

énergie ont été effectuées uniquement sur des reins natifs. Notre étude est la première à être réalisée chez le patient greffé rénal, sur reins natifs et transplantés.

Pour un seuil de concentration d'iode à 1500 µg/mL, la spécificité, la sensibilité et la valeur prédictive négative sont excellentes (100%, 92,55% et 100% respectivement). Tous les cancers et lésions suspects ont été correctement étiquetés.

Dans l'étude de Chandarana et al. [48], sur 21 lésions rénales, 8 lésions rénales suspectes avaient un rehaussement de plus de 20 UH et une concentration moyenne d'iode en cartographie à 2000 µg/mL ; 13 kystes simples avaient une concentration d'iode moyenne à 600 µg/mL. Cependant dans cette étude, sur les 8 lésions rénales suspectes, seules 4 lésions ont eu une confirmation histologique. Il s'agissait de 2 carcinomes tubulo-papillaires, un carcinome à cellules claires et un carcinome chromophile.

Dans l'étude de Kaza et al. [49], 83 lésions rénales ont été évaluées: 20 lésions avec rehaussement et 63 lésions sans rehaussement. Dans cette étude, un seuil de 2000 µg/mL montrait un taux optimal de détection des lésions se rehaussant avec une sensibilité et une spécificité de 90% et 93,7% respectivement. Les 20 lésions avec rehaussement correspondaient à 2 carcinomes à cellules rénales prouvés histologiquement ; 8 lésions augmentant de taille lors de la surveillance, suggérant des carcinomes à cellules rénales ou autres néoplasies rénales solides ; un oncocytome prouvé histologiquement ; 5 oncocytomes présumés chez un patient avec une prédisposition héréditaire et un diagnostic d'oncocytome posé sur une ancienne exérèse ; 3 angiomyolipomes et un kyste complexe Bosniak III.

Dans l'étude de Zarzour et al. [50], comprenant 27 carcinomes tubulo-papillaires, 46 carcinomes à cellules claires et 54 kystes complexes, le seuil optimal de distinction entre carcinomes tubulo-papillaires et kystes complexes, était de 1220 µg/mL au temps artériel et de 1280 µg/mL au temps néphrographique. Le seuil optimal pour la distinction entre carcinome tubulo-papillaires et carcinomes à cellules claires était de 1850 µg/mL au temps artériel et de 2710 µg/mL au temps néphrographique.

Nous avons choisi un seuil de concentration d'iode de 1500 µg/mL, ce qui concorde avec les données de la littérature. Cependant, ce seuil oscille entre 1280 µg/mL et 2000 µg/mL selon les études. Ces variations de concentration peuvent s'expliquer par le fait que les séries acquises en double énergie ne sont pas réalisées au même temps après l'injection : entre 70 et 90 secondes pour l'étude de Chandarana, à 150 secondes pour l'étude de Kaza, à 100 secondes pour l'étude de Zarzour et à 80 secondes pour notre étude. De plus, le volume et la concentration du produit de contraste injecté différaient selon les études. Une étude prospective de plus grande

ampleur, avec des paramètres d'injection strictes, semble nécessaire afin de définir précisément le seuil de concentration d'iode permettant de trancher entre lésions bénignes et suspectes.

Dans notre étude, le temps artériel n'a pas été étudié. En effet, les scanners étaient réalisés dans le cadre d'une surveillance chez les patients greffés et non dans le cadre d'une caractérisation de lésions rénales connues, comme pour les études sus citées, et ne comprenaient donc pas de série artérielle systématique, source d'irradiation supplémentaire. Le temps artériel n'a été réalisé que pour les premiers examens de surveillance après la greffe ou en cas d'anomalie à l'écho Doppler afin de rechercher une sténose de l'artère du greffon rénal.

Les 2 cancers détectés et prouvés histologiquement présentaient une concentration d'iode supérieure à 5000 µg/mL, celle-ci peut sembler élevée comparée à la concentration de 2710 µg/mL de l'étude de Zarzour et al. Cependant dans notre étude, nous n'avons pas retrouvé de carcinome tubulo-papillaire, qui présente habituellement un faible rehaussement et par conséquent une concentration d'iode attendue plus faible.

La valeur prédictive positive est en revanche seulement de 50% dans notre étude. Sur les 7 lésions présentant une discordance avec un rehaussement non significatif et une cartographie d'iode supérieure à 1500 µg/mL, 5 présentent une densité spontanée très élevée, à plus de 50 UH sur l'acquisition sans injection et sur la série MSI. Leur densité spontanée respective était de 52 UH, 84,6 UH, 89,3 UH, 155,1 UH et 170,3 UH. Nous avons suspecté que les cartographies Iodine (Water) pouvaient être faussées et la concentration d'iode surestimée à cause du contenu très denses des kystes avec probablement un contenu calcique. Les calcifications et les structures osseuses ne peuvent en effet pas être distinguées de l'iode sur la cartographie Iodine (Water). Nous avons donc effectué des cartographies Iodine (Calcium), de façon à supprimer le contenu calcique et mettre en évidence l'iode au sein des lésions. Les 5 cartographies réalisées montraient l'absence d'iode au sein des lésions (figure 24). Les kystes très hyperdenses (> 50 UH) peuvent donc induire des faux positifs sur les cartographies Iodine (Water) mais la réalisation d'une cartographie Iodine (Calcium) complémentaire peut permettre de redresser le diagnostic. Une des 7 lésions faussement positives a été détectée chez un patient pesant 115 kg. L'examen était très bruité, pouvant expliquer une surestimation de la mesure de concentration d'iode. Chez les patients ayant un IMC très élevé, les protocoles doivent être optimisés afin d'augmenter la dose pour réduire le bruit de l'image, pouvant gêner l'interprétation. Nous n'avons pas d'explication pour la dernière lésion faussement positive.

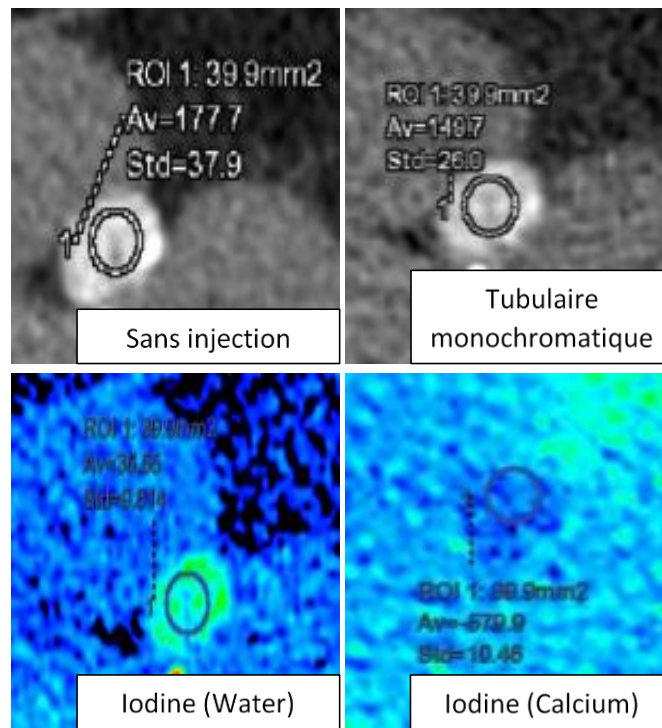


Figure 24 : Lésion rénale très hyperdense, sans rehaussement significatif mais avec une cartographie Iodine (Water) montrant une concentration d'iode très élevée à 3655 $\mu\text{g}/\text{mL}$.

Une cartographie Iodine (Calcium) a été effectuée devant la suspicion de faux positif secondaire à un contenu calcique du kyste, montrant effectivement l'absence d'iode dans la lésion.

Série virtuellement sans injection (VSI) par MSI :

Notre étude montre un facteur de corrélation de Pearson entre l'acquisition sans injection et la série MSI (Material Suppressed Iodine), de 0,86 dans les lésions rénales, de 0,56 dans les psoas et de 0,61 dans la vessie. Le facteur de corrélation était très satisfaisant pour les lésions rénales, cependant les densités mesurées sur la série MSI étaient toujours inférieures aux densités mesurées sur la série sans injection, puisque les moyennes des densités mesurées étaient respectivement de 40,41 UH et 57,38 UH. Plusieurs études ont évalué la corrélation entre les mesures d'atténuation sur les images sans injection (SI) et les mesures d'atténuation sur les images virtuellement sans injection (VSI), obtenues par post traitement en scanner double énergie et les résultats sont divergents [51] [52] [53] [54] [55]. L'étude de Graser et al. a suggéré que les images virtuelles sans injection pouvaient remplacer les images sans injection dans l'étude des masses rénales [54]. La moyenne des densités sur l'acquisition sans injection et sur la série VSI étaient respectivement de 30,8 UH \pm 4,0 et 31,6 UH \pm 7,1, $p = 0,29$ pour le parenchyme rénal et respectivement de 47,3 UH \pm 5,6 et 48,1 UH \pm 9,3 HU, $p = 0,38$ pour les psoas. L'étude de Toepker et al. [51] a montré que la différence d'atténuation entre les deux séries SI et VSI était de moins de 15 UH dans 91,5% des cas et de moins de 10 UH dans 75,3%

des cas. L'étude de Kaza et al. [53] a montré des résultats similaires avec une forte corrélation entre la mesure d'atténuation sur la série sans injection et la série VSI ($r = 0.93$, $p < 0.001$) au sein d'une population mais une variation de 5 à 9 UH pour chaque patient. Une telle variation, bien que semblant faible, peut s'avérer problématique car elle peut potentiellement conduire à une mauvaise caractérisation d'une masse bénigne ou potentiellement maligne. L'étude de Durieux et al. [55] suggère que les images abdominales virtuellement sans injection ne doivent pas remplacer les images sans injection car des différences significatives d'atténuation sont retrouvées. En effet, 70% des mesures effectuées au sein de la vessie, 30% des mesures effectuées au sein des reins et 5% des mesures effectuées dans le muscle, avaient une différence de plus de 10 UH. A la vue de ces données contradictoires, l'interprétation des mesures de densités sur la série VSI doit être prudente et ne semble pas pouvoir remplacer la série sans injection.

Dans notre étude, la différence des mesures de densité entre la série sans injection et la série virtuellement sans injection est plus importante que dans les études citées précédemment. Ceci peut s'expliquer par la technique de réalisation de l'examen. En effet, dans toutes ces études, la série sans injection a été réalisée à 120 kVp alors que, dans notre étude, la série sans injection a été réalisée à 100 kVp afin de limiter l'irradiation. En effet, la réduction de la dose d'irradiation est de près de 50% à 100 kVp comparé à 120 kVp, pour des valeurs de mAs constantes [56]. A 100 kVp, le contraste entre les structures est majoré et la mesure de l'atténuation des structures denses est donc plus élevée qu'à 120 kVp.

Produit de contraste :

Le scanner double énergie permettant de renforcer le contraste de l'image, le produit de contraste utilisé dans notre étude était l'Iodixanol à une concentration d'iode de 270 mg/mL (Visipaque® 270, GE Healthcare, Etats-Unis) afin de limiter le volume d'iode injecté aux patients. Ce choix s'avère bénéfique pour le patient. En effet, une récente étude de Zhou et al. [57] a comparé la qualité d'image sur les vaisseaux rénaux et l'influence sur la fonction rénale d'iodixanol à 270 ou 320 mg/mL d'iode avec un scanner double énergie. Il n'a pas été montré de différence significative pour le ratio signal/bruit ni pour le ratio contraste/bruit entre les deux groupes ($p > 0,05$). Par contre, l'incidence des néphropathies induites par le contraste iodé, caractérisées par une augmentation absolue de la créatinine d'au moins 44 $\mu\text{mol/L}$ ou par une augmentation relative d'au moins 25% de la créatinine de référence dans les 3 jours après

l'injection de produit de contraste, était significativement plus élevée avec le Visipaque 320 ($p=0.043$).

Dose d'irradiation :

Notre étude montre que le scanner double énergie biphasique, en supprimant la série sans injection, est moins irradiant que le scanner conventionnel triphasique : le PDL total diminuerait de 48% et le CTDI total de 45% en comparaison du scanner conventionnel triphasique réalisé antérieurement dans la surveillance des patients greffés rénaux. L'étude de Sommer et al. avait déjà montré que l'acquisition uniquement du scanner double énergie au temps tubulaire en comparaison du scanner conventionnel avec 2 hélices (sans injection et tubulaire) permettait une réduction de dose significative [58].

Limites :

Dans notre étude, seulement 2 cancers ont été mis en évidence : un carcinome chromophile et un carcinome rénal kystique à cellules claires. Même si cela peut paraître faible, ce nombre est en adéquation avec l'incidence de 1.3% de cancer rénaux chez les patients greffés. Aucun carcinome tubulo-papillaire n'a été détecté alors que leur fréquence par rapport aux autres types de cancer du rein est plus importante chez les patients greffés rénaux que dans la population générale. Ceci peut être expliqué par la durée de l'étude rétrospective limitée à un an et le nombre important de patients n'ayant pu bénéficier d'une injection de produit de contraste.

L'étude des cartographies de décomposition de matériaux et des séries virtuellement sans injection demande un temps de chargement et de post-traitement important sur console en raison du volume important de données à traiter. Cela peut être un facteur limitant pour l'utilisation de cette technique pratique courante. Néanmoins, il est possible de reconstruire, sur notre machine, de manière automatique les cartographies Iodine (Water), les rendant disponibles dès la fin de l'examen, à la différence des séries virtuellement sans injection qui nécessite du temps de post-traitement sur console.

4. CONCLUSION

Notre étude suggère que le protocole classique à trois phases (sans injection, temps tubulaire, temps tardif) en scanner conventionnel pourrait être remplacé par un protocole à deux phases avec un scanner double énergie (temps tubulaire en double énergie et temps tardif). En effet la cartographie d'iode obtenue par post traitement à partir du scanner double énergie a une excellente performance diagnostique pour la détection des lésions rénales suspectes et atypiques avec un seuil de concentration d'iode de 1500 $\mu\text{g/mL}$. De plus une concentration supérieure à 5000 $\mu\text{g/mL}$ serait en faveur d'un cancer. La réduction de dose d'irradiation liée à l'utilisation de ce protocole serait non négligeable chez les patients ayant des irradiations itératives dans le cadre de leur surveillance. Il conviendra donc dans le futur de confirmer ces données avec un échantillon de patients plus important.

5. BIBLIOGRAPHIE

1. **Agence de la biomédecine** - Le rapport annuel médical et scientifique 2016. Disponible sur: <https://www.agence-biomedecine.fr/annexes/bilan2016/donnees/organes/06-rein/synthese.htm>
2. **Haute Autorité de Santé** - Greffe rénale : assurer un accès équitable à la liste d'attente. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_2576087/fr/greffe-renale-assurer-un-acces-equitable-a-la-liste-d-attente
3. **Birkeland SA, Løkkegaard H, Storm HH.** Cancer risk in patients on dialysis and after renal transplantation. *Lancet Lond Engl.* 2000;355(9218):1886-7.
4. **Kessler M, Jay N, Molle R, Guillemin F.** Excess risk of cancer in renal transplant patients. *Transpl Int.* 2006;19(11):908-14.
5. **Doublet JD, Peraldi MN, Gattegno B, Thibault P, Sraer JD.** Renal cell carcinoma of native kidneys: prospective study of 129 renal transplant patients. *J Urol.* 1997;158(1):42-4.
6. **Ishikawa N, Tanabe K, Tokumoto T, Koga S, Okuda H, Nakazawa H, et al.** Renal cell carcinoma of native kidneys in renal transplant recipients. *Transplant Proc.* 1998;30(7):3156-8.
7. **Penn I.** Primary kidney tumors before and after renal transplantation. *Transplantation.* 1995;59(4):480-5.
8. **Tillou X, Viart L, Demailly M, Hakami F, Westeel P-F, Saint F, et al.** Results of nephrectomy for native kidney tumors in renal transplanted patients. *Progres En Urol.* 2011;21(5):322-6.
9. **Muruve NA, Shoskes DA.** Genitourinary malignancies in solid organ transplant recipients. *Transplantation.* 2005;80(6):709-16.
10. **Kasiske BL, Snyder JJ, Gilbertson DT, Wang C.** Cancer after kidney transplantation in the United States. *Am J Transplant.* 2004;4(6):905-13.
11. **Bordea C, Wojnarowska F, Millard PR, Doll H, Welsh K, Morris PJ.** Skin cancers in renal-transplant recipients occur more frequently than previously recognized in a temperate climate. *Transplantation.* 2004;77(4):574-9.
12. **Opelz G, Döhler B.** Lymphomas after solid organ transplantation: a collaborative transplant study report. *Am J Transplant.* 2004;4(2):222-30.
13. **Acuna SA, Fernandes KA, Daly C, Hicks LK, Sutradhar R, Kim SJ, et al.** Cancer Mortality Among Recipients of Solid-Organ Transplantation in Ontario, Canada. *JAMA Oncol.* 2016;2(4):463-9.
14. **A.R.Tu.R. Rein.org** - Tumeurs du Rein - Généralités - Epidémiologie - Facteurs de risque. Disponible sur: <https://www.artur-rein.org/epidemiologie>
15. **Pischon T, Lahmann PH, Boeing H, Tjønneland A, Halkjaer J, Overvad K, et al.** Body size and risk of renal cell carcinoma in the European Prospective Investigation into Cancer and Nutrition (EPIC). *Int J Cancer.* 2006;118(3):728-38.

16. **Bosniak MA.** Diagnosis and management of patients with complicated cystic lesions of the kidney. *AJR Am J Roentgenol.* 1997;169(3):819-21.
17. **Ljungberg B, Bensalah K, Canfield S, Dabestani S, Hofmann F, Hora M, et al.** EAU Guidelines on Renal Cell Carcinoma: 2014 Update. *Eur Urol.* 2015;67(5):913-24.
18. **Urofrance.** Disponible sur: <http://www.urofrance.org/congres-et-formations/formation-initiale/referentiel-du-college/tumeurs-du-rein.html>
19. **Patard J-J, Baumert H, Bensalah K, Bernhard J-C, Bigot P, Escudier B, et al.** CCAFU Recommendations 2013: Renal cancer. *Progres En Urol.* 2013;23 Suppl 2:S177-204.
20. **Kasiske BL, Vazquez MA, Harmon WE, Brown RS, Danovitch GM, Gaston RS, et al.** Recommendations for the outpatient surveillance of renal transplant recipients. American Society of Transplantation. *J Am Soc Nephrol JASN.* 2000;11 Suppl 15:S1-86.
21. **Kliem V, Kolditz M, Behrend M, Ehlerding G, Pichlmayr R, Koch KM, et al.** Risk of renal cell carcinoma after kidney transplantation. *Clin Transplant.* 1997;11(4):255-8.
22. **Heinz-Peer G, Schoder M, Rand T, Mayer G, Mostbeck GH.** Prevalence of acquired cystic kidney disease and tumors in native kidneys of renal transplant recipients: a prospective US study. *Radiology.* 1995;195(3):667-71.
23. **Pope JC, Koch MO, Bluth RF.** Renal cell carcinoma in patients with end-stage renal disease: a comparison of clinical significance in patients receiving hemodialysis and those with renal transplants. *Urology.* 1994;44(4):497-501.
24. **Bokemeyer C, Thon WF, Brunkhorst T, Kuczyk MA, Pichlmayr R, Kleim V.** High frequency of urothelial cancers in patients with kidney transplantations for end-stage analgesic nephropathy. *Eur J Cancer Oxf Engl* 1990. 1996;32A(1):175-6.
25. **Lay F, Nahon O, Daniel L, Lechevallier E, Coulange C.** De novo cancer in a kidney transplant. *Progres En Urol.* 2004;14(1):59-61.
26. **Neuzillet Y, Lay F, Luccioni A, Daniel L, Berland Y, Coulange C, et al.** De novo renal cell carcinoma of native kidney in renal transplant recipients. *Cancer.* 2005;103(2):251-7.
27. **Rouprêt M, Peraldi M-N, Thaunat O, Chrétien Y, Thiounn N, Dufour B, et al.** Renal cell carcinoma of the grafted kidney: how to improve screening and graft tracking. *Transplantation.* 2004;77(1):146-8.
28. **Sung CK, Kim SH, Woo S, Moon MH, Kim SY, Kim SH, et al.** Angiomyolipoma with minimal fat: differentiation of morphological and enhancement features from renal cell carcinoma at CT imaging. *Acta Radiol* 1987. 2016;57(9):1114-22.
29. **Chiro GD, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, et al.** Tissue signatures with dual-energy computed tomography. *Radiology.* 1979;131(2):521-3.
30. **Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, et al.** Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? *Radiographics.* 2010;30(4):1037-55.

31. **Kaza RK, Platt JF, Cohan RH, Caoili EM, Al-Hawary MM, Wasnik A.** Dual-energy CT with single- and dual-source scanners: current applications in evaluating the genitourinary tract. *Radiographics*. 2012;32(2):353-69.
32. **Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC.** State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology*. 2014;271(2):327-42.
33. **Johnson TRC.** Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199(5 Suppl):S3-8.
34. **Karçaaltıncaba M, Aktaş A.** Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol*. 2011;17(3):181-94.
35. **Ferda J, Ferdová E, Mírka H, Baxa J, Bednářová A, Flohr T, et al.** Pulmonary imaging using dual-energy CT, a role of the assessment of iodine and air distribution. *Eur J Radiol*. 2011;77(2):287-93.
36. **Thieme SF, Johnson TRC, Reiser MF, Nikolaou K.** Dual-energy lung perfusion computed tomography: a novel pulmonary functional imaging method. *Semin Ultrasound CT MR*. 2010;31(4):301-8.
37. **Ohana M, Jeung M-Y, Labani A, El Ghannudi S, Roy C.** Scanographie double énergie en pathologie thoracique : protocoles d'exploration, applications actuelles et développements. *J Radiol Diagn Interv*. 2014;95(11):1007-16.
38. **Walsh SR, Tang T, Gaunt ME, Boyle JR.** Contrast-induced nephropathy. *J Endovasc Ther*. 2007;14(1):92-100.
39. **Zhao Y, Wu Y, Zuo Z, Suo H, Zhao S, Han J, et al.** Application of low concentration contrast medium in spectral CT imaging for CT portal venography. *J X-Ray Sci Technol*. 2017;25(1):135-43.
40. **Machida H, Tanaka I, Fukui R, Shen Y, Ishikawa T, Tate E, et al.** Dual-Energy Spectral CT: Various Clinical Vascular Applications. *Radiographics*. 2016;36(4):1215-32.
41. **Yuan R, Shuman WP, Earls JP, Hague CJ, Mumtaz HA, Scott-Moncrieff A, et al.** Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: comparison with standard CT pulmonary angiography--a prospective randomized trial. *Radiology*. 2012;262(1):290-7.
42. **Raju R, Thompson AG, Lee K, Precious B, Yang T-H, Berger A, et al.** Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: a prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2014;8(4):282-8.
43. **Dubourg B, Caudron J, Lestrat J-P, Bubenheim M, Lefebvre V, Godin M, et al.** Single-source dual-energy CT angiography with reduced iodine load in patients referred for aortoiliiofemoral evaluation before transcatheter aortic valve implantation: impact on image quality and radiation dose. *Eur Radiol*. 2014;24(11):2659-68.
44. **Lestra T, Mulé S, Millet I, Carsin-Vu A, Taourel P, Hoeffel C.** Applications of dual energy computed tomography in abdominal imaging. *Diagn Interv Imaging*. 2016;97(6):593-603.

45. **Bonatti M, Lombardo F, Zamboni GA, Vittadello F, Currò Dossi R, Bonetti B, et al.** Iodine Extravasation Quantification on Dual-Energy CT of the Brain Performed after Mechanical Thrombectomy for Acute Ischemic Stroke Can Predict Hemorrhagic Complications. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2018;39(3):441-7.
46. **Lv P, Lin XZ, Li J, Li W, Chen K.** Differentiation of small hepatic hemangioma from small hepatocellular carcinoma: recently introduced spectral CT method. *Radiology.* 2011;259(3):720-9.
47. **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.* 2011;21(7):1424-9.
48. **Chandarana H, Megibow AJ, Cohen BA, Srinivasan R, Kim D, Leidecker C, et al.** Iodine Quantification With Dual-Energy CT: Phantom Study and Preliminary Experience With Renal Masses. *Am J Roentgenol.* 2011;196(6):W693-700.
49. **Kaza RK, Caoili EM, Cohan RH, Platt JF.** Distinguishing enhancing from nonenhancing renal lesions with fast kilovoltage-switching dual-energy CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2011;197(6):1375-81.
50. **Zarzour JG, Milner D, Valentin R, Jackson BE, Gordetsky J, West J, et al.** Quantitative iodine content threshold for discrimination of renal cell carcinomas using rapid kV-switching dual-energy CT. *Abdom Radiol.* 2017;42(3):727-34.
51. **Toepker M, Moritz T, Krauss B, Weber M, Euler G, Mang T, et al.** Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: reliability of attenuation values. *Eur J Radiol.* 2012;81(3):e398-405.
52. **Kaufmann S, Sauter A, Spira D, Gatidis S, Ketelsen D, Heuschmid M, et al.** Tin-filter enhanced dual-energy-CT: image quality and accuracy of CT numbers in virtual noncontrast imaging. *Acad Radiol.* 2013;20(5):596-603.
53. **Kaza RK, Raff EA, Davenport MS, Khalatbari S.** Variability of CT Attenuation Measurements in Virtual Unenhanced Images Generated Using Multimaterial Decomposition from Fast Kilovoltage-switching Dual-energy CT. *Acad Radiol.* 2017;24(3):365-72.
54. **Graser A, Johnson TRC, Hecht EM, Becker CR, Leidecker C, Staehler M, et al.** Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology.* 2009;252(2):433-40.
55. **Durieux P, Gevenois PA, Muylem AV, Howarth N, Keyzer C.** Abdominal Attenuation Values on Virtual and True Unenhanced Images Obtained With Third-Generation Dual-Source Dual-Energy CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2018;210(5):1042-58.
56. **Gill MK, Vijayanathan A, Kumar G, Jayarani K, Ng K-H, Sun Z.** Use of 100 kV versus 120 kV in computed tomography pulmonary angiography in the detection of pulmonary embolism: effect on radiation dose and image quality. *Quant Imaging Med Surg.* 2015;5(4):524-33.
57. **Zhou K, He J, Qu F, Fan H, Ma Y, Shi T, et al.** Comparison of 270 Versus 320 mg I/mL of Iodixanol in 1 Image Assessment of Both Renal Arteries and Veins With Dual-

Energy Spectral CT Imaging in Late Arterial Phase and Their Influence on Renal Function. *J Comput Assist Tomogr.* 2017;41(5):798-803.

58. **Sommer CM, Schwarzwaelder CB, Stiller W, Schindera ST, Stampfl U, Bellemann N, et al.** Iodine removal in intravenous dual-energy CT-cholangiography: is virtual non-enhanced imaging effective to replace true non-enhanced imaging? *Eur J Radiol.* 2012;81(4):692-9.

INTERET DE L'ETUDE DES CARTOGRAPHIES DE DECOMPOSITION DE MATERIAUX RECONSTRUITES A PARTIR DE L'ACQUISITION SCANOGRAPHIQUE DOUBLE ENERGIE POUR LA DETECTION ET LA CARACTERISATION DES LESIONS KYSTIQUES ATYPIQUES ET TISSULAIRES RENALES CHEZ LES PATIENTS GREFFES RENAUX.

OBJECTIFS: Montrer que le scanner double énergie de suivi des patients greffés rénaux, avec étude uniquement des 2 phases injectées et des cartographies de matériaux reconstruites, a la même efficacité diagnostique que le scanner conventionnel triphasique pour la détection et la caractérisation des lésions kystiques atypiques et tissulaires rénales.

MATERIELS ET METHODES: Dans cette étude rétrospective, 175 patients greffés rénaux ont bénéficié d'un scanner double énergie dans le cadre de leur surveillance (série mono-énergie sans injection et tardive, et double énergie au temps tubulaire). Une série virtuelle sans injection (MSI) et des cartographies de décomposition de matériaux ont été reconstruites. 101 lésions rénales (densité spontanée > 20 UH et une taille \geq 10 mm) ont été détectées. Des ROI ont été placées dans ces lésions, la vessie et le muscle psoas. Les mesures de densité sur les séries sans injection, MSI, au temps tubulaire et au temps tardif ont été relevées ainsi que les mesures de concentration de matériaux sur les cartographies. Les doses délivrées aux patients pour chaque série réalisée ont été relevées et comparées aux valeurs de l'examen réalisé précédemment dans la surveillance.

RESULTATS: La corrélation est excellente entre les mesures de densité sur les séries sans injection et les séries MSI dans les lésions rénales ($r=0,86$). Pour la détection des lésions suspectes (rehaussement >20UH), un seuil de concentration d'iode > 1500 $\mu\text{g}/\text{mL}$ a une excellente performance diagnostique (Se 100%, Sp 92,55%, VPP 50% et VPN 100%). Les 2 lésions avec une concentration d'iode > 5000 $\mu\text{g}/\text{mL}$ correspondaient aux 2 seuls cancers prouvés histologiquement.

CONCLUSION: L'étude uniquement des séries injectées en scanner double énergie a une performance équivalente au scanner triphasique pour la détection et la caractérisation des lésions tissulaires et kystiques atypiques rénales chez les patients greffés rénaux, et peut permettre de réduire la dose d'irradiation en supprimant la série sans injection.

Mots clés : Scanner double énergie, greffés rénaux, cancers rénaux, kystes atypiques

THE UTILITY OF MATERIAL SEPARATION MAPS USING DUAL ENERGY CT IN DETECTION AND CHARACTERIZATION OF ATYPICAL CYSTIC AND TISSULAR RENAL LESIONS AMONG PATIENTS WHO UNDERWENT KIDNEY TRANSPLANT.

BACKGROUND : The objective of this study is to show that dual energy CT follow-up in patients who underwent kidney transplant, using only 2 contrast-enhanced phases and reconstructed material maps, has the same diagnostic efficiency than triphasic conventional CT scan in detection and characterization of atypical cystic and tissular renal lesions.

MATERIALS AND METHODS : In this retrospective study, 175 renal transplant patients underwent dual energy CT as part of their follow-up (monoenergetic non-enhanced and late contrast-enhanced phases, and tubular contrast-enhanced dual energy phase). A non-enhanced virtual serie (MSI) and material separation maps were reconstructed. 101 renal lesions (spontaneous density > 20 HU and size > 10 mm) were detected. Regions of interest (ROI) were marked into these lesions, bladder and psoas muscle. Density measures were recorded on the non-enhanced, MSI, tubular and late phases, so as the material concentration measures obtained on the mappings. The delivered doses for each series were registered and compared to the doses delivered during the previous exams as part of the follow-up.

RESULTS : Correlation between density measures obtained in non-enhanced and MSI series in renal lesions was excellent ($r = 0,86$). For suspect lesions detection (enhancing > 20 HU), a iodine concentration threshold > 1500 $\mu\text{g}/\text{mL}$ has an excellent diagnostic performance (Se 100%, Sp 92,55%, PPV 50% and NPV 100%). The two lesions with an iodine concentration > 5000 $\mu\text{g}/\text{mL}$ corresponded to the only two histologically proved cancers.

CONCLUSION : The analysis of only enhanced series on dual energy CT has the same performance than conventional triphasic CT scan in detection and characterization of tissular and atypical cystic renal lesions in patients who underwent kidney transplant, and could induce a radiation dose reduction by removing the non-enhanced series.

Keywords : Dual energy CT, renal graft, kidney transplant, renal cancer, atypical cysts.