



# UNIVERSITÉ DE LILLE

## UFR3S-MÉDECINE

Année : 2025

### THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Détermination d'un seuil diagnostique optimal sur les reconstructions VNC en double énergie pour la caractérisation des lésions surrenaliennes : adénome versus non adénome.**

Présentée et soutenue publiquement le mercredi 1er octobre 2025 à 14h au Pôle recherche

par **DIALLO Noura**

---

#### JURY

**Président : Monsieur le Professeur Olivier ERNST**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Docteur Louis ALDEBERT**

**Monsieur le Docteur Remi GOSSE**

**Directeur de thèse :**

**Monsieur le Docteur Maxime BUGEAUD**

---

# Avertissement

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

# Liste d'abréviations

<b>AUC</b>	Area Under the Curve / Aire sous la courbe
<b>CHC</b>	Carcinome hépatocellulaire
<b>CHRU</b>	Centre Hospitalier Régional Universitaire
<b>CNR</b>	Contrast-to-Noise Ratio
<b>CT</b>	Computed Tomography
<b>DECT</b>	Dual-Energy Computed Tomography
<b>DHEA</b>	Déhydroépiandrostérone
<b>HU</b>	<i>Hounsfield Unit</i>
<b>kVp</b>	Kilovolt peak
<b>mg/mL</b>	milligrammes par millilitre
<b>MRI</b>	Magnetic Resonance Imaging
<b>ROI</b>	Region of Interest
<b>ROC</b>	Receiver Operating Characteristic
<b>Se</b>	Sensibilité
<b>SNR</b>	Signal-to-Noise Ratio
<b>Sp</b>	Spécificité
<b>TEP</b>	Tomographie par Émission de Positons
<b>TNE</b>	Tumeur neuroendocrine
<b>VNC</b>	<i>Virtual Non-Contrast</i>
<b>VPN</b>	Valeur Prédictive Négative
<b>VPP</b>	Valeur Prédictive Positive

# Sommaire

Avertissement .....	2
Remerciements .....	2
Liste d'abréviations .....	3
Sommaire .....	4
Introduction .....	6
I. Anatomie et rôle physiologique des glandes surrénales .....	6
II. Contexte clinique : les lésions surrénales et l'apport de l'imagerie dans la caractérisation.....	8
III. Principe du scanner et de la double énergie (physique simplifiée).....	10
IV. Principe et intérêt de la reconstruction VNC .....	17
V. Objectifs de l'étude .....	20
Matériels et Méthodes .....	22
I. Type d'étude .....	22
II. Critères d'inclusion et d'exclusion .....	22
III. Gold standard .....	22
IV. Recueil des données.....	24
V. Analyses statistiques.....	27
Résultats .....	29
I. Description de la population .....	29
II. Analyse intra-groupe des densités et de la corrélation entre le natif et le VNC .....	31
III. Analyse ROC : détermination d'un seuil diagnostique sur le ROI VNC.....	38
IV. Etude de l'apport du rapport iode/VNC.....	42
V. Analyse des performances diagnostic du seuil de 10UH sur le natif dans notre étude .....	45
Discussion.....	46
I. Résultats et interprétation.....	46
II. Comparaison avec la littérature et explication des divergences .....	50
III. Limites de l'étude .....	54
IV. Perspectives .....	55
CONCLUSION .....	57
Références.....	58



# Introduction

## I. Anatomie et rôle physiologique des glandes surrénales

Les glandes surrénales sont des organes pairs, triangulaires, situés au-dessus de chaque rein, dans l'espace rétro-péritonéal. Elles mesurent en moyenne 4 à 6 cm de long pour un poids total d'environ 4 à 5 grammes par glande [1]. Chaque surrénale est constituée de deux parties distinctes, à l'origine embryologique et fonctionnelle différente : le cortex (périphérique) et la médullaire (centrale) [2].

Le cortex surrénalien, issu du mésoderme, représente environ 80 à 90 % du volume total de la glande. Il se divise en trois zones :

- **La zone glomérulée**, responsable de la sécrétion d'aldostérone, régulant l'équilibre sodium/potassium et la pression artérielle ;
- **La zone fasciculée**, principale source de cortisol, une hormone glucocorticoïde intervenant dans le métabolisme glucidique, la réponse au stress et l'immunomodulation ;
- **La zone réticulée**, qui produit de faibles quantités d'androgènes surrénaliens (DHEA) [3].

La médullaire surrénalienne, d'origine neuroectodermique, est constituée de cellules chromaffines dérivées de la crête neurale. Elle sécrète des catécholamines (adrénaline et noradrénaline), essentielles à la réponse adrénergique immédiate, notamment lors d'un stress aigu [4].

L'ensemble de cette production hormonale est régulé par des axes endocriniens notamment l'axe hypothalamo-hypophysio-surrénalien pour la production de cortisol, et le système rénine-angiotensine-aldostérone pour l'aldostérone [5].

Les glandes surrénales jouent ainsi un rôle fondamental dans le maintien de l'homéostasie métabolique, électrolytique et cardiovasculaire. Toute atteinte lésionnelle, qu'elle soit bénigne ou maligne, peut donc avoir un impact clinique majeur, soit par excès ou défaut hormonal, soit par des conséquences tumorales locales ou à distance [6].

## **II. Contexte clinique : les lésions surrenaliennes et l'apport de l'imagerie dans la caractérisation**

### **1. Les incidentalomes surrenaliens : fréquence et enjeux diagnostiques**

Avec l'essor de l'imagerie en coupes, les lésions surrenaliennes sont de plus en plus fréquemment découvertes de manière fortuite, en dehors de tout symptôme ou anomalie biologique, notamment lors d'examens abdominaux réalisés pour d'autres raisons. On parle d'incidentalomes surrenaliens. Leur prévalence est estimée à environ 3 à 7 % dans la population générale, et jusqu'à 10 % chez les patients de plus de 70 ans [6].

La majorité de ces lésions correspondent à des adénomes bénins, le plus souvent non fonctionnels et sans potentiel évolutif.

Cependant une minorité peut correspondre à des métastases, des carcinomes surrenaliens, des phéochromocytomes, ou d'autres lésions infectieuses ou hémorragiques. La caractérisation de ces lésions est donc essentielle afin d'éviter à la fois un sous-diagnostic d'une lésion potentiellement maligne, et des explorations inutiles chez des patients asymptomatiques [8] [10].

### **2. Place du scanner dans la caractérisation des adénomes**

L'imagerie en coupes, en particulier le scanner, joue un rôle central dans la caractérisation des lésions surrenaliennes. En l'absence d'injection, une densité inférieure à 10 unités Hounsfield (UH) sur le scanner natif est hautement évocatrice d'un adénome lipidique, en raison de sa forte teneur en lipides intracellulaires. Ce critère, validé initialement par Korobkin et al. dès 1996, a par la suite été confirmé par Hamrahian et al. en 2005 dans une large cohorte, avec une sensibilité comprise entre 71 et 79 % et une spécificité de 96 à 98 % pour le diagnostic d'adénome [8,9].

Lorsque la densité est supérieure à 10 UH, la caractérisation peut reposer sur l'analyse du washout après injection de produit de contraste iodé. Cette méthode consiste à comparer la densité de la lésion sur les phases portale (temps veineux) et tardive (à 10 ou 15 minutes).

Une lésion présentant un washout absolu (soit  $\geq 60\%$ ) ou un washout relatif (soit  $\geq 40\%$ ) est considérée comme évocatrice d'adénome.

Dans une étude de référence, Korobkin et al. (1998) ont montré que, chez 76 patients, un washout absolu  $\geq 37$  HU à 15 minutes permettait de différencier adénomes et lésions non adénomateuses avec une sensibilité et une spécificité de 96 % [10].

### **3. Limites des protocoles multiphasés**

Toutefois, ces protocoles multiphasés posent plusieurs **limites pratiques** : ils nécessitent une **injection de produit de contraste iodée** et engendrent une **irradiation supplémentaire** [12] ,[13].

Ces contraintes expliquent qu'ils ne soient pas toujours réalisés en pratique, en particulier dans le contexte des bilans oncologiques initiaux, où le protocole est souvent limité à une acquisition unique au temps veineux.

Ainsi, en l'absence de phase native, la découverte d'un incidentalome soulève la question d'une caractérisation plus précise et donc d'acquisitions ou d'exams complémentaires [13].

### **4. Problématique spécifique de notre étude**

Notre problématique est donc née d'une récurrence de dossier où des lésions surrenaliennes étaient découverte fortuitement lors de bilan réalisés dans notre service sur notre scanner double énergie avec acquisition d'emblée injectée (temps veineux) sans acquisition non injectée disponible.

La question suivante s'est posée :

**Peut-on substituer une reconstruction VNC à une acquisition native réelle, et sur quelle valeur seuil diagnostique s'appuyer ?**

Cette interrogation s'inscrit dans une logique plus large :

celle de proposer une caractérisation fiable des adénomes sans phase native, en s'appuyant sur les outils du scanner double énergie [14].

### **III. Principe du scanner et de la double énergie (physique simplifiée)**

L'imagerie par scanner repose sur les propriétés physiques des rayons X et leur interaction avec les tissus. Pour comprendre le fonctionnement du scanner double énergie, nous allons d'abord revenir sur le principe physique général du scanner, puis sur les fondements et déclinaisons du double énergie (DECT).

#### **1. Principe physique du scanner : production et interaction des rayons X**

Un scanner utilise des rayons X produits dans un tube radiogène pour traverser le corps du patient. L'atténuation des rayons X à travers les tissus est enregistrée par des détecteurs, puis transformée en images numériques [15].

## Production des rayons X :

Dans le tube à rayons X, des électrons sont accélérés vers une anode en tungstène. Lors de l'impact, une perte d'énergie produit des rayons X selon deux mécanismes [14][15] :

- **Rayonnement de freinage (Bremsstrahlung)** : rayonnement continu, dépendant de la décélération des électrons dans la matière.
- **Rayonnement caractéristique** : rayonnement à énergies distinctes, lié à l'éjection d'électrons des couches internes de l'atome.

## Interaction avec la matière :

Lorsqu'ils traversent le corps, les rayons X subissent deux principales interactions [15] :

- **Effet photoélectrique** (prédominant à basse énergie) : l'énergie du photon est entièrement absorbée, il dépend fortement du numéro atomique.
- **Effet Compton** (prédominant à haute énergie) : la diffusion d'un photon avec perte d'énergie, il dépend de la densité électronique.

L'intensité du faisceau atténué est mesurée et convertie en valeurs de densité (en unités Hounsfield - UH). Chaque tissu a une atténuation différente, ce qui permet la reconstruction d'images en coupe [16].

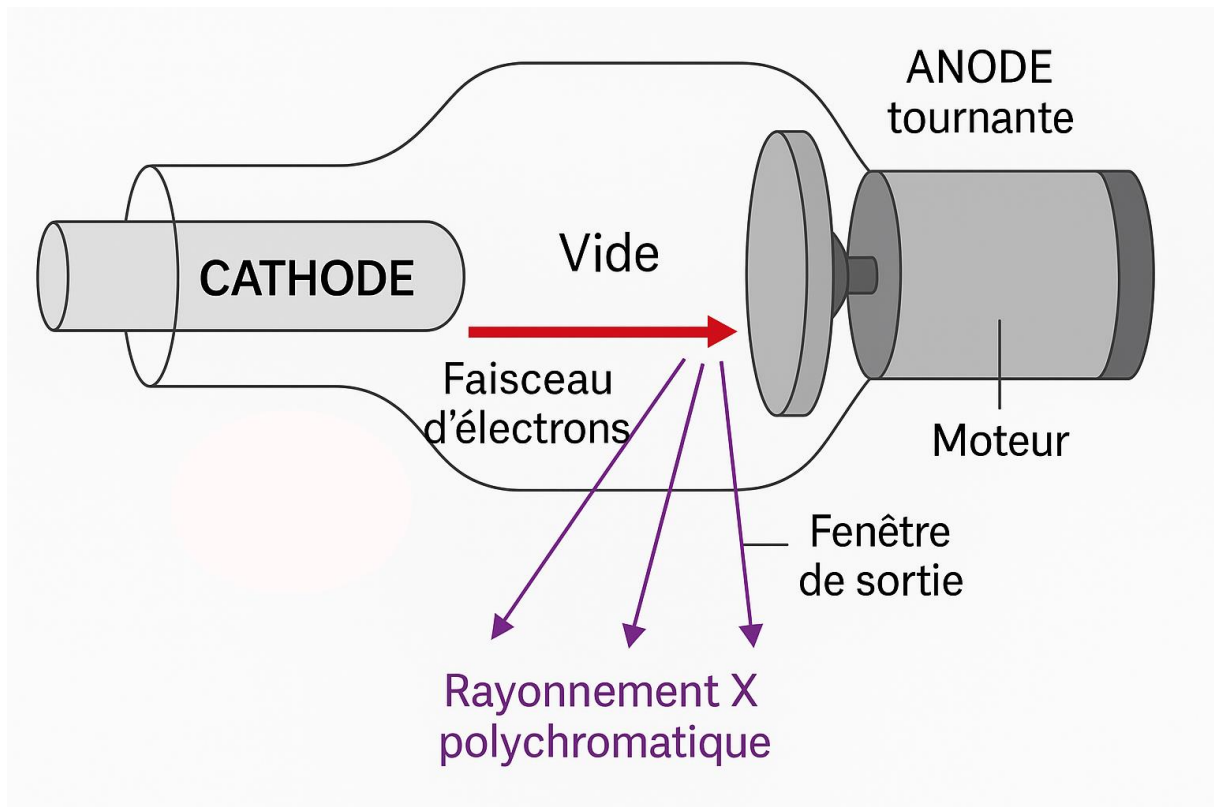


Figure 1 : illustration de la production des rayons X.

## 2. Scanner double énergie : principe et déclinaisons techniques

Le scanner double énergie (DECT) repose sur l'acquisition simultanée ou quasi-simultanée de deux faisceaux de rayons X à deux niveaux d'énergie différents (ex : 80 et 140 kVp). L'intérêt réside dans le fait que chaque matériau a une signature spectrale propre, c'est-à-dire qu'il n'absorbe pas l'énergie de la même manière selon l'énergie du faisceau [18], [19], [20], [31].

En comparant les atténuations à deux énergies, on peut :

- Distinguer des matériaux similaires à une seule énergie (ex. : iode vs calcium).
- Soustraire virtuellement l'iode pour simuler une image sans injection (VNC).

- Générer des cartes de concentration en iode, des reconstructions monoénergétiques, etc [19], [33].

Il existe actuellement trois principales technologies de mise en œuvre du scanner double énergie, qui diffèrent selon les constructeurs [20] :

- Dual-source (deux tubes) – utilisé notamment par Siemens

Cette technologie repose sur l'utilisation de **deux tubes à rayons X distincts**, chacun associé à un détecteur, fonctionnant simultanément à deux énergies différentes. Elle permet une acquisition réellement synchronisée des deux faisceaux, offrant une excellente séparation spectrale [21], [22], [24], [26], [29], [31].

Ce système est réputé pour sa **robustesse** et sa **rapidité d'acquisition**, ce qui le rend particulièrement adapté aux situations cliniques exigeantes, comme les scanners cardiaques. En revanche, la présence de deux tubes engendre une complexité matérielle accrue, avec un coût plus élevé, un besoin en espace plus important, une nécessité de calibrage précis entre les deux chaînes d'acquisition et un champ de vue réduit.

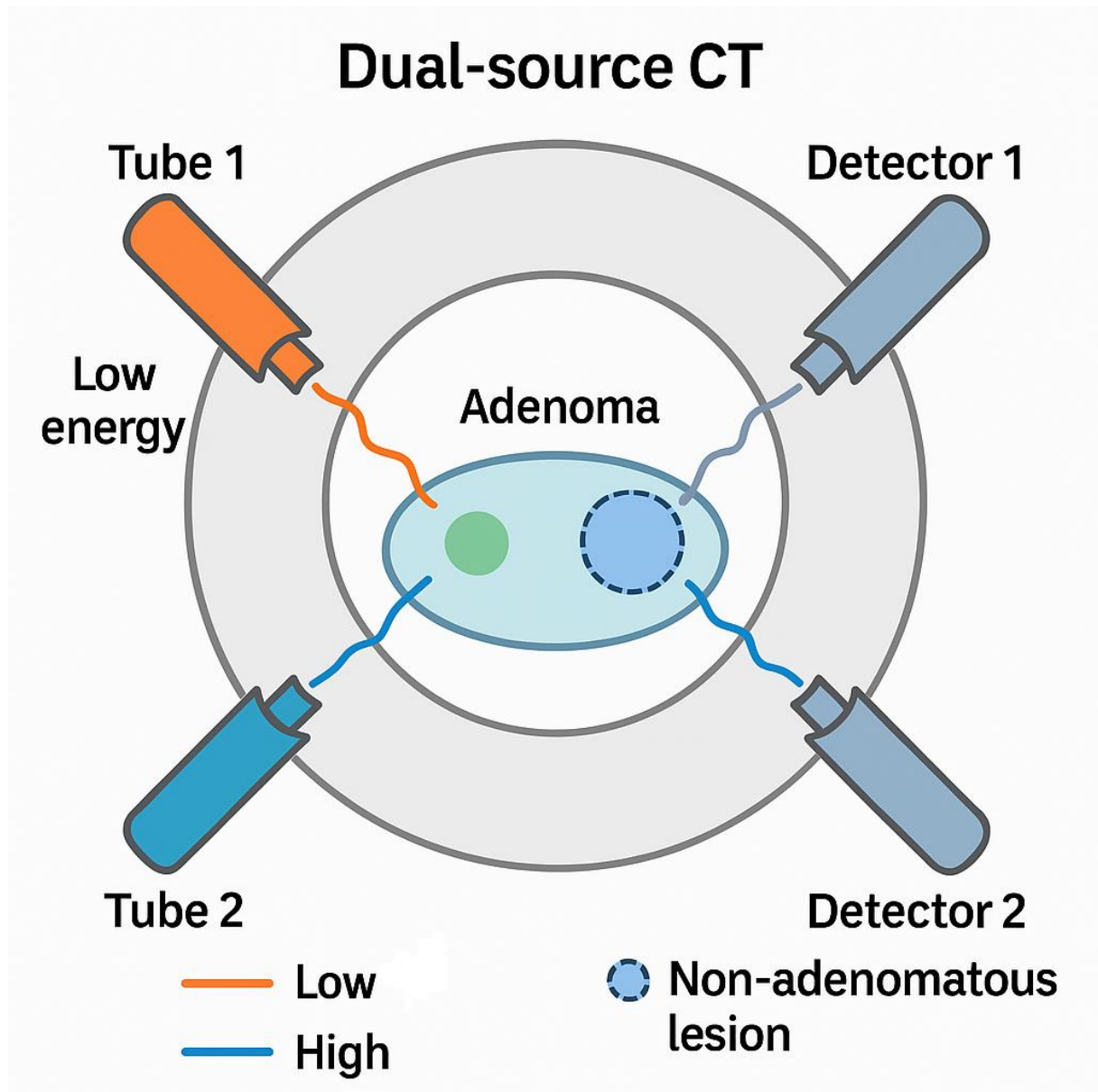


Figure 2 : Illustration du principe du scanner double source- double énergie (Siemens)

- Commutation rapide de kVp (Rapid kVp switching) – technologie développée par GE

Cette approche repose sur un **seul tube** capable d'alterner très rapidement entre deux tensions (par exemple 80 et 140 kVp) au cours d'une même rotation autour du patient. L'acquisition à deux énergies est obtenue par alternance successive de chaque faisceau à chaque angle de projection.

Elle présente l'avantage d'être **plus compacte et plus économique**, sans ajout matériel par rapport à un scanner standard. Cependant, la qualité spectrale peut être impactée chez les patients de forte corpulence, car la séparation d'énergie est moins marquée qu'avec des systèmes à double source [20], [23].

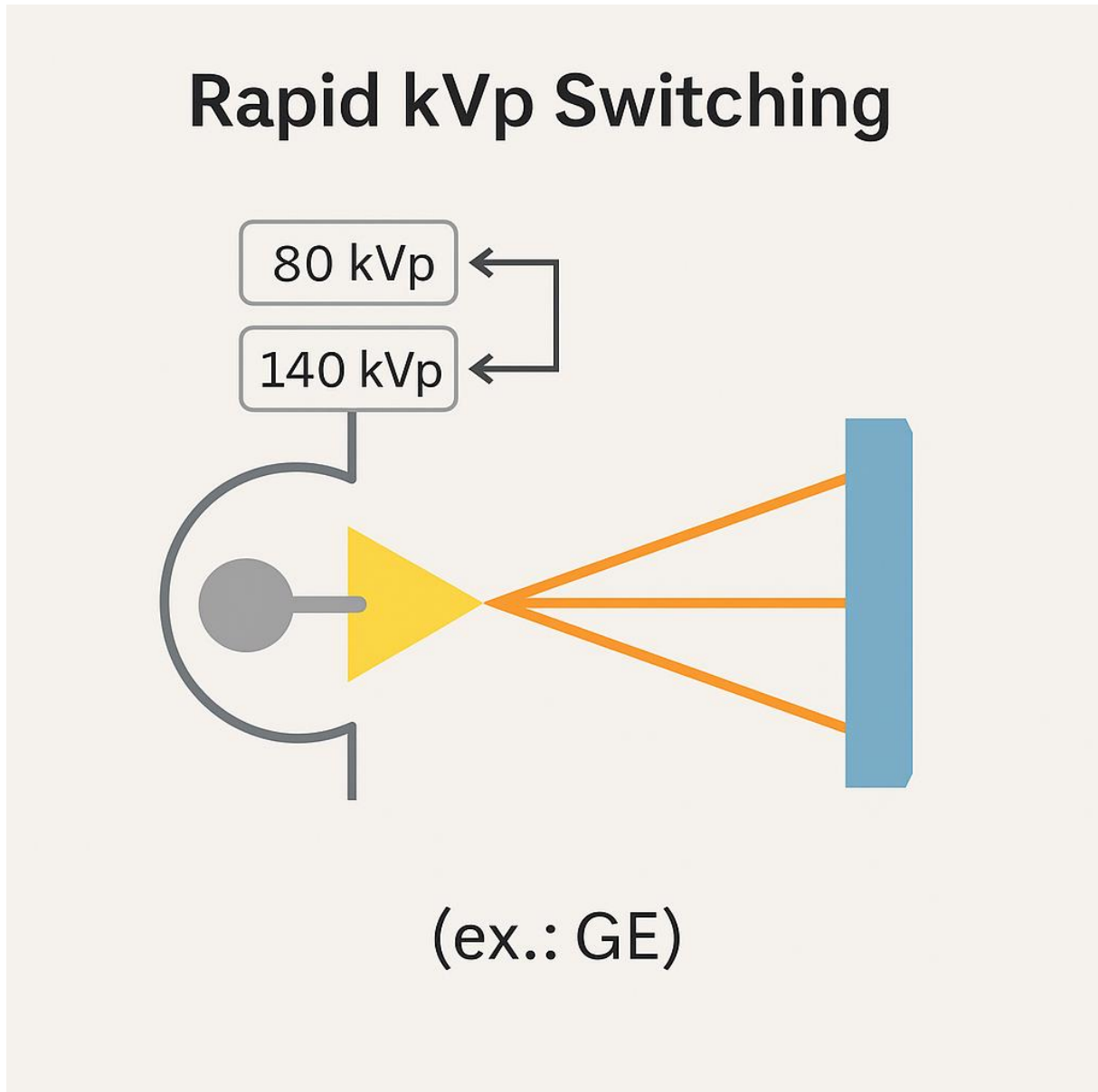


Figure 3 : Principe du scanner à commutation rapide

- Détecteur à double couche (Dual-layer) – technologie propre à Philips

Ici, un **seul faisceau polychromatique** est émis, mais les photons sont discriminés selon leur énergie par un détecteur constitué de **deux couches superposées** : la couche intérieure absorbe préférentiellement les photons de basse énergie, et la couche externe les photons plus énergétiques [27].

Ce système présente l'avantage de fournir **systematiquement une acquisition double énergie**, sans nécessité de choisir un mode particulier avant l'examen. Cela facilite grandement son intégration dans la pratique clinique quotidienne. Toutefois, la **séparation spectrale** est parfois **moins nette**, notamment dans les tissus très homogènes ou en présence d'un bruit dans l'image élevé [25].

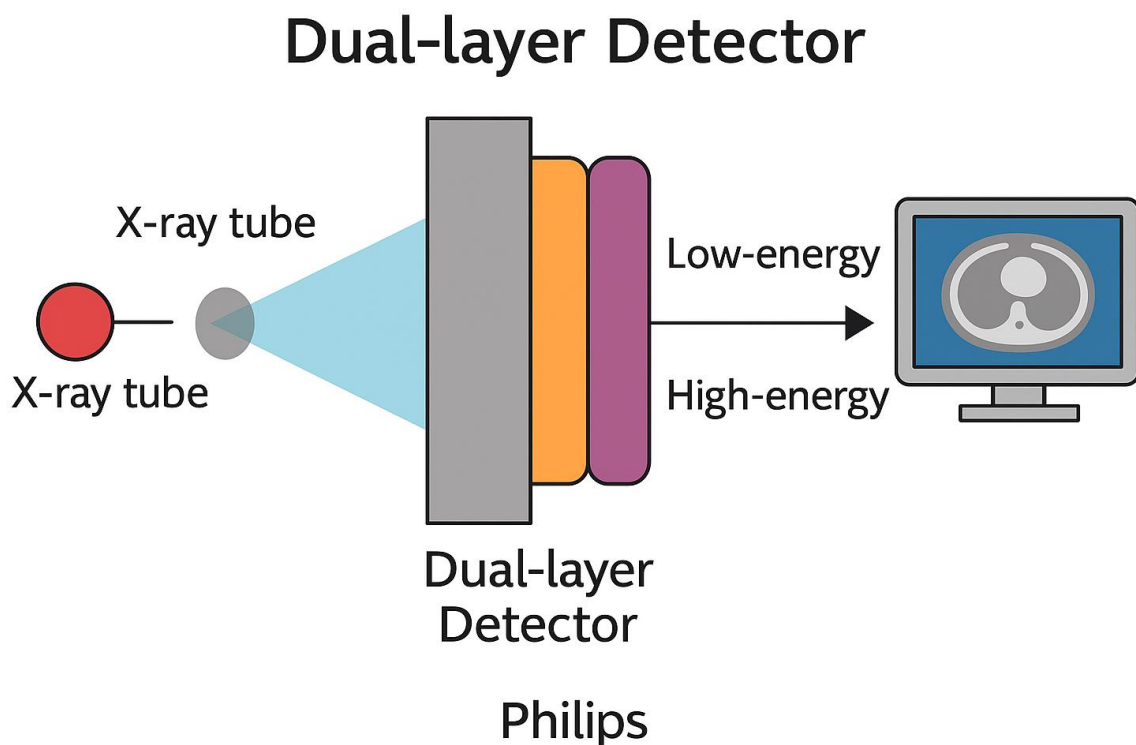


Figure 4 : Principe du scanner double couche (Philips)

## IV. Principe et intérêt de la reconstruction VNC

### 1. Définition et fonctionnement du VNC

La reconstruction **VNC (Virtual Non-Contrast)** désigne une image **simulée sans injection**, obtenue à partir d'une acquisition réalisée **après injection de produit de contraste iodé**, sur un scanner double énergie (DECT).

Elle repose sur un algorithme de **décomposition spectrale**, capable d'identifier et de **soustraire virtuellement l'iode** présent dans les tissus. L'image obtenue est ainsi censée reproduire au plus proche l'aspect d'un scanner natif, sans injection [23], [25].

Techniquement, ce processus utilise la différence d'atténuation entre l'iode et les autres tissus en fonction de l'énergie, pour calculer une image "non contrastée" à partir de la seule phase injectée. On parle de **soustraction spectrale de l'iode** ou de **décomposition bi-matériau** (par exemple iode/eau ou iode/tissu mou) [26].

### 2. Intérêt clinique du VNC

L'objectif principal du VNC est de **remplacer une acquisition native réelle**, ce qui permet de :

- **Réduire la dose de rayonnement**, en évitant une phase supplémentaire.
- **Simplifier les protocoles**, notamment dans un contexte oncologique ou d'urgence.
- **Raccourcir le temps d'examen**, sans compromettre la qualité diagnostique.

Dans certaines situations, comme la détection d'adénomes surrenaliens, cette technique pourrait théoriquement **supprimer la nécessité du scanner natif**, si la fiabilité du VNC était démontrée [26], [27].

### 3. Limites connues et biais du VNC

Malgré ses avantages, de nombreuses études ont montré que le VNC **présente des biais par rapport au scanner natif réel.**

Le plus fréquemment décrit est une **surestimation de la densité en unités Hounsfield (UH)** sur les reconstructions VNC, en particulier dans les **organes solides** comme le foie, le pancréas ou les glandes surrénales [27], [28], [29], [31].

Cette **surestimation est variable et multifactorielle**, influencée par plusieurs éléments [30], [31] :

- **Le constructeur du scanner** : chaque marque utilise un algorithme spécifique pour générer l'image VNC, avec des performances et une précision différente.
- **Le matériau de référence utilisé dans l'algorithme.**
- **Le protocole d'acquisition** : le niveau d'énergie, la dose, le délai après injection, ou encore l'épaisseur de coupe influencent la précision du VNC.
- **La région anatomique étudiée** : les biais sont plus marqués dans les tissus peu iodés ou dans des régions à faible contraste naturel, comme les glandes surrénales.

### 4. Nécessité d'une validation locale

Face à ces incertitudes, plusieurs auteurs recommandent de **valider localement l'usage du VNC** dans chaque centre, en fonction du **type de scanner utilisé**, du mode de reconstruction appliqué et de la **région d'intérêt.**

De rares études ont proposé des **seuils diagnostiques spécifiques sur les reconstructions VNC** pour différencier adénomes surrénaux et métastases, mais

ces seuils sont **hétérogènes et difficilement transposables** d'un centre à l'autre [31], [32].

C'est dans cette perspective que s'inscrit notre travail, qui vise à :

- **Comparer la densité mesurée sur le VNC et sur le scanner natif,**
- **Évaluer la concordance entre les deux modalités,**
- **Et proposer un seuil diagnostique propre à notre centre** sur les images VNC, pour différencier les adénomes des lésions non adénomateuses.

## **V. Objectifs de l'étude**

### **1. Objectif principal**

L'objectif principal de notre étude est de **déterminer un seuil diagnostique optimal sur les reconstructions VNC (Virtual Non-Contrast) permettant de différencier les adénomes des lésions surrenaliennes non adénomateuses, chez des patients explorés par scanner double énergie (Philips IQon).**

Notre hypothèse H1 est donc la suivante :

**Les reconstructions VNC permettent de différencier les adénomes des lésions surrenaliennes non adénomateuses avec des performances diagnostiques satisfaisantes, en identifiant un seuil spécifique adapté à notre cohorte et à notre technologie.**

L'enjeu est double :

- Ne pas méconnaître une lésion non adénomateuse (métastase, etc.), ce qui implique d'avoir une spécificité élevée.
- Limiter les examens complémentaires inutiles pour les adénomes lipidiques, en conservant une sensibilité satisfaisante pour leur détection.

### **2. Objectifs secondaires**

Plusieurs objectifs secondaires viennent compléter cette démarche :

- **Évaluer la concordance entre les valeurs mesurées sur les images natives et celles sur les reconstructions VNC.**
- **Estimer les performances diagnostiques du VNC pour le diagnostic d'adénome.**

- **Explorer l'impact du choix du seuil en fonction de la priorité clinique :**
  - Augmenter la spécificité permet de limiter le risque de classer à tort une lésion non adénomateuse (ex : métastase) comme un adénome (réduction des faux positifs).
  - Préserver une sensibilité suffisante permet d'éviter de méconnaître des adénomes, ce qui risquerait d'imposer des examens complémentaires inutiles (réduction des faux négatifs).

# Matériels et Méthodes

## I. Type d'étude

Nous avons réalisé une étude rétrospective monocentrique, menée au sein du service d'imagerie digestive au CHRU de Lille, en incluant les acquisitions abdominopelviennes contenant une ou deux lésions surrenaliennes réalisées sur un scanner spectral IQON Philips Healthcare (en service depuis septembre 2020) entre janvier 2021 à décembre 2024.

## II. Critères d'inclusion et d'exclusion

Ont été inclus dans cette étude les patients âgés de plus de **18 ans**, hommes et femmes, présentant **une ou deux lésions surrenaliennes** explorées par **scanner injecté en double énergie avec reconstruction VNC à partir d'une acquisition au temps veineux (ou portal)**, et pour lesquelles une **caractérisation diagnostique fiable** était disponible.

Ont été exclus :

- Les patients avec **images de mauvaise qualité ou non exploitables**,
- Les lésions de **taille inférieure à 10 mm**,
- Les cas **sans reconstruction VNC disponible**.

## III. Gold standard

La caractérisation fiable des lésions surrenaliennes a reposé sur un ensemble de critères diagnostiques considérés comme le gold standard dans la littérature afin de

constituer les deux groupes de notre étude : les adénomes et les lésions non adénomateuses.

#### 41.1.1.1 Adénomes

Les adénomes ont été définis selon les recommandations classiques, reposant notamment sur les critères établis dans la littérature [8,9] qui identifient comme adénome tout nodule surrénalien présentant une densité **inférieure ou égale à 10 UH sur le scanner natif**, en l'absence d'évolutivité.

Ont été considérées comme adénomes :

- Les lésions de **moins de 4 cm** présentant une densité  $\leq 10$  UH sur le scanner natif, **associées à une stabilité radiologique** au cours du suivi (> 6 à 12 mois),
- Ou des lésions avec des **caractéristiques IRM compatibles**, notamment une perte de signal sur les séquences en opposition de phase (évocatrice d'un adénome riche en lipides),
- Ou une **confirmation histologique**.

#### 41.1.1.2 Lésions non adénomateuses

Les lésions non adénomateuses ont été définies comme les lésions d'origine potentiellement maligne ou indéterminée. Elles ont été considérées comme telles si elles répondaient à l'un des critères suivants :

- Une **confirmation histologique** de malignité ou de lésion non bénigne,
- Une **évolutivité objectivée** sur un suivi scanner (augmentation de taille ou de nombre) ou sur un **TEP-scanner** avec captation pathologique,

- Ou des caractéristiques **atypiques ou suspectes à l'IRM**, évocatrices de lésions non adénomateuses.

#### **IV. Recueil des données**

Les images ont été extraites du **PACS IntelliSpace Radiology** pour chaque patient inclus.

Les **reconstructions VNC** ont été générées à l'aide du logiciel **IntelliSpace Portal (Philips Healthcare)**, à partir des acquisitions réalisées au **temps portal (veineux)** issues des scanners double énergie.

Pour chaque lésion, un **ROI circulaire** a été tracé manuellement par un radiologue.

Le ROI couvrait au minimum **50 % de la surface de la lésion**, en évitant les zones de nécrose, de calcifications ou les artefacts.

Les mesures ont été effectuées de manière **parallèle et équivalente** :

- sur les acquisitions **natives sans injection**,
- sur les reconstructions **VNC**.

Les **densités ont été relevées en unités Hounsfield (UH)** pour chaque modalité.

De plus, un **ROI superposable a été utilisé pour calculer la concentration en iode (mg/mL)**, grâce à la cartographie iodée générée par le scanner double énergie. Cette mesure a été réalisée de façon systématique pour chaque lésion dans les deux groupes (adénomes et lésions non adénomateuses), en utilisant la même zone d'intérêt que celle définie pour les mesures VNC et natives.

Pour chaque patient, nous avons donc les données suivantes :

- La nature de la lésion : **adénome ou lésion non adénomateuse**.
- La densité en UH sur :
  - o le **scanner natif** (iDOSE).
  - o la **reconstruction VNC** à partir de la phase veineuse (ou portale).
- La **concentration iodée** (en mg/mL) calculée à partir du même ROI.

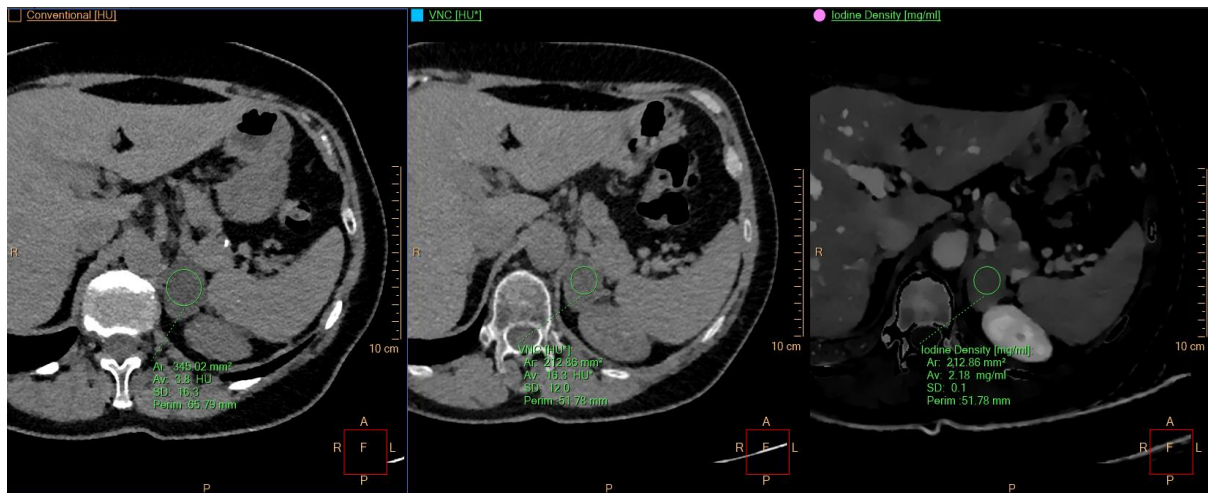


Figure 5 : Exemple de mesure de ROI de gauche à droite : les acquisitions natives, les reconstructions VNC et la densité électronique dans le cadre d'un adénome.

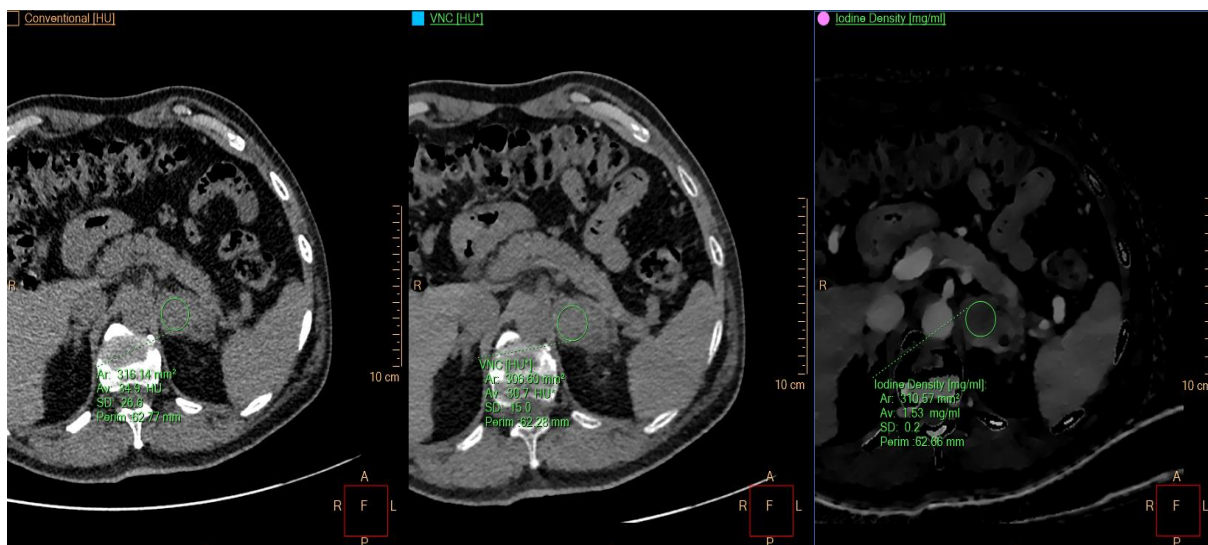


Figure 6 : Exemple de mesure de ROI de gauche à droite : sur les acquisitions natives, les reconstructions VNC et la densité électronique dans le cadre d'une métastase de carcinome colorectale.

## V. Analyses statistiques

L'ensemble des analyses statistiques a été réalisé à l'aide du logiciel **Python** (Python Software Foundation, version 3.10, <https://www.python.org/>).

Une **analyse statistique descriptive** a d'abord été réalisée pour caractériser la population.

- Les **données qualitatives** (ex. : sexe) ont été exprimées en **effectifs absolus et en pourcentages**.
- Les **variables quantitatives** (ex. : densité en UH) ont été décrites dans chaque groupe à l'aide de la **moyenne**, de la **médiane**, de l'**écart type** et des **valeurs extrêmes** (minimum, maximum).

Une analyse statistique a ensuite été menée de manière **séparée pour chacun des deux groupes de lésions** : adénomes et lésions non adénomateuses.

Dans chaque groupe, la **distribution des valeurs de ROI mesurées sur le scanner natif** a été testée à l'aide du **test de Shapiro-Wilk**.

Devant une **distribution non normale** des densités natives dans les deux groupes, nous avons utilisé un **coefficient de corrélation de Spearman** pour évaluer la **relation** entre les valeurs mesurées sur le scanner natif et celles obtenues sur les reconstructions VNC.

Pour analyser plus précisément la **concordance entre les deux modalités**, une **analyse de Bland-Altman** a été réalisée dans chaque groupe. Cette méthode permet de visualiser, pour chaque patient, la **différence entre la densité mesurée sur le VNC et celle mesurée sur le natif**, ainsi que le **biais moyen** et les **limites d'accord**.

Une **analyse ROC** (Receiver Operating Characteristic) a été menée pour **comparer les deux groupes** et identifier un **seuil optimal sur le ROI VNC** permettant de différencier les adénomes des lésions non adénomateuses. Le **seuil a été déterminé selon l'indice de Youden**, et les paramètres diagnostiques associés ont été calculés : **sensibilité, spécificité, valeur prédictive positive (VPP) et valeur prédictive négative (VPN)**.

De plus, dans chaque groupe, un **rapport Iode/VNC** a été calculé pour chaque patient, en divisant la **concentration en iode (mg/mL)** par la **densité mesurée sur le VNC**. Ce ratio a fait l'objet d'une **analyse ROC spécifique**, afin d'évaluer ses performances diagnostiques pour la différenciation des adénomes et des lésions non adénomateuses.

Enfin, à des fins de comparaison interne, nous avons également évalué les **performances diagnostiques du seuil de 10 UH sur le scanner natif**, en réalisant une **analyse ROC dans notre cohorte**. Cette étape avait pour but de vérifier de manière intrinsèque les performances du seuil historique dans notre population, **sans remettre en question le gold standard** utilisé, mais afin de mieux situer les résultats obtenus avec le seuil VNC proposé dans cette étude.

# Résultats

## I. Description de la population

L'étude a inclus un total de **55 patients**, répartis en deux groupes distincts selon la nature de leur lésion surrénalienne. Le premier groupe comprenait **32 patients porteurs d'un adénome surrénalien**, tandis que le second groupe regroupait **23 patients présentant une lésion non adénomateuse**.

Dans le groupe **adénome**, les patients étaient majoritairement de sexe masculin, avec **21 hommes (66 %)** et **11 femmes (34 %)**. L'**âge moyen** au moment de l'examen était de **66,2 ans**, avec un écart type de 7,5 ans. La médiane d'âge était de 66,5 ans, avec des âges allant de 51 à 80 ans.

Dans le groupe des lésions non adénomateuses, la proportion masculine était également prédominante, avec **20 hommes (87 %)** et **3 femmes (13 %)**.

L'**âge moyen** dans ce groupe était de **65,9 ans** (écart type : 7,1), la médiane étant de 65,0 ans, pour des âges compris entre 54 et 80 ans.

Concernant la nature des lésions, la majorité correspondait à des **métastases surrénaliennes** :

**19 sur 23 lésions** (soit 79,2 %) étaient des métastases issues de cancers variés : **côlon, carcinome hépatocellulaire (CHC), pancréas, poumon, œsophage, tumeur neuroendocrine (TNE), mélanome, et carcinome à cellules rénales à cellules claires**.

Les 4 **autres lésions** non adénomateuses étaient :

- **1 phéochromocytome**
- **2 corticosurréalomes**
- **1 lymphome surrénalien**

## II. Analyse intra-groupe des densités et de la corrélation entre le natif et le VNC

### 1. Groupe adénome

#### a. Description des valeurs de densité

Dans le groupe adénome, les valeurs de densité des lésions ont été mesurées sur le **scanner natif** et sur les **reconstructions VNC**.

Les résultats sont présentés dans le tableau ci-dessous :

Modalités	Moyenne (UH)	Médiane (UH)	Ecart-type (UH)	Minimum (UH)	Maximum (UH)
Scanner natif	-0.1	1.5	10.7	-36	13
Reconstruction VNC	12.7	12.5	8.1	-5	29

#### b. Analyse de la distribution

Le test de Shapiro-Wilk a montré une **distribution non normale** des valeurs de ROI natif dans le groupe adénome ( $W = 0,885$  ;  $p = 0,0027$ ) (tableau 1), en lien avec la présence de **valeurs très négatives asymétriques**.

Bien que la distribution des valeurs sur les reconstructions VNC soit normale (tableau 2) , l'analyse étant réalisée **sur des paires de données**, un **test non paramétrique** (corrélations de Spearman) a été utilisé.

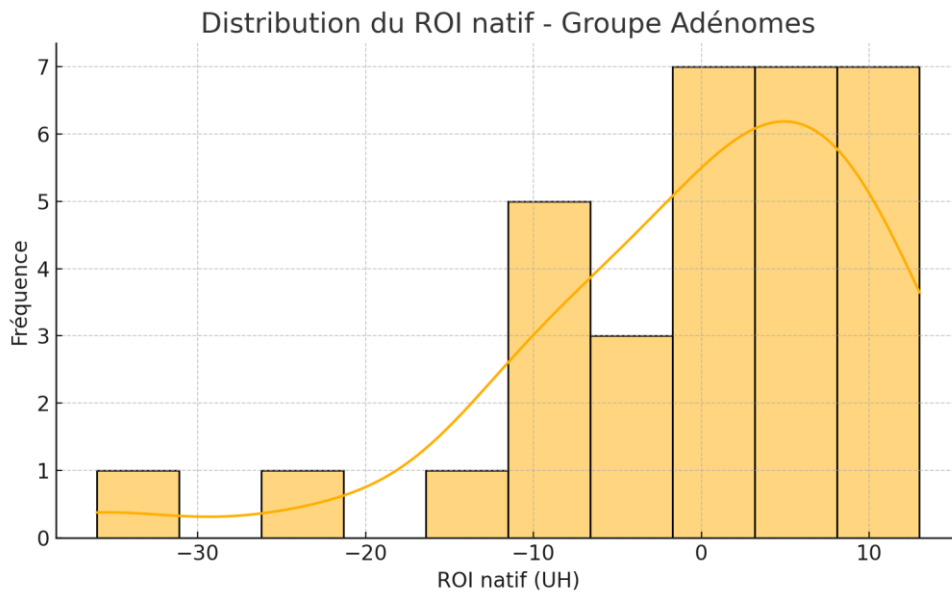


Figure 7 : Distribution non normale du ROI natif dans le groupe adénome

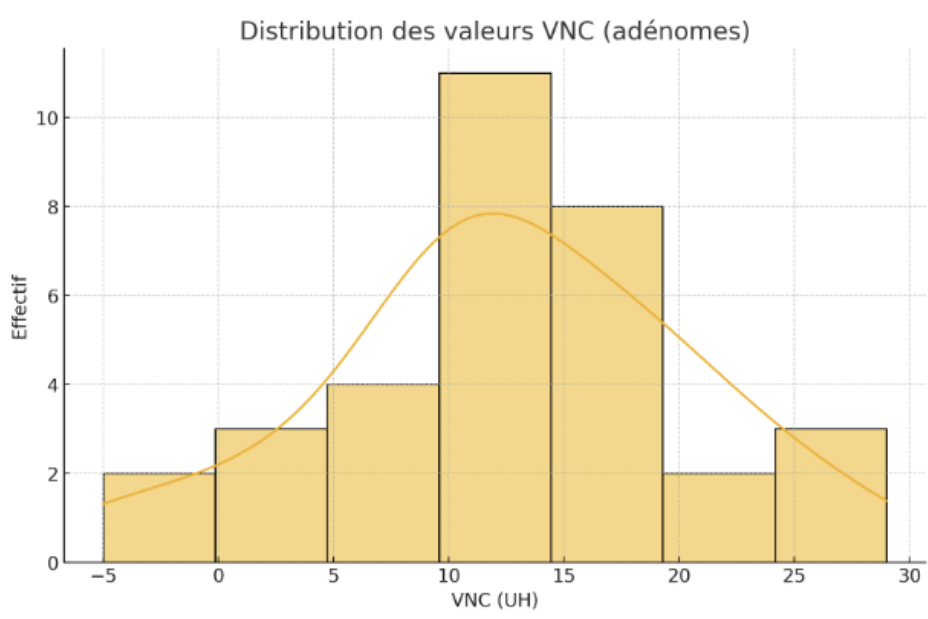


Figure 8 : Distribution normale du ROI sur les reconstructions VNC dans le groupe adénome

c. Corrélation entre scanner natif et VNC

L'analyse de Spearman a montré une **corrélation modérée et significative** entre les deux modalités de mesure, avec un coefficient  $\rho = 0,50$  ( $p = 0,004$ ).

Corrélation Spearman - ROI Natif vs ROI VNC (Adénomes)

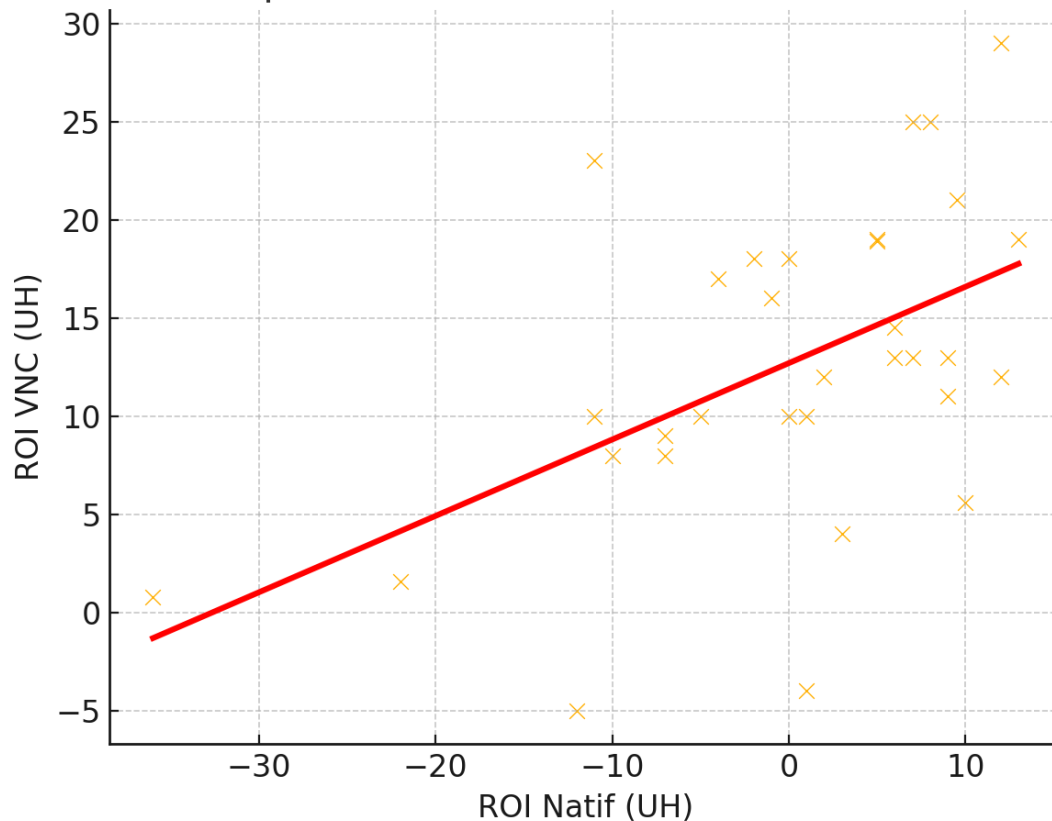


Figure 9 : Corrélation de Spearman dans le groupe adénome entre les valeurs du ROI natif et VNC modérée et significative  $\rho = 0,50$  ( $p = 0,004$ )

d. Analyse de Bland-Altman

Une analyse de Bland-Altman a été réalisée afin d'évaluer l'**accord entre les valeurs mesurées sur les reconstructions VNC et celles du scanner natif.**

**Nous avons eu les résultats suivants :**

- **Biais moyen (VNC – natif) : +12,75 UH**

- **Limite d'accord inférieure (-1,96 SD) : -5,90 UH**
- **Limite d'accord supérieure (+1,96 SD) : +31,39 UH**

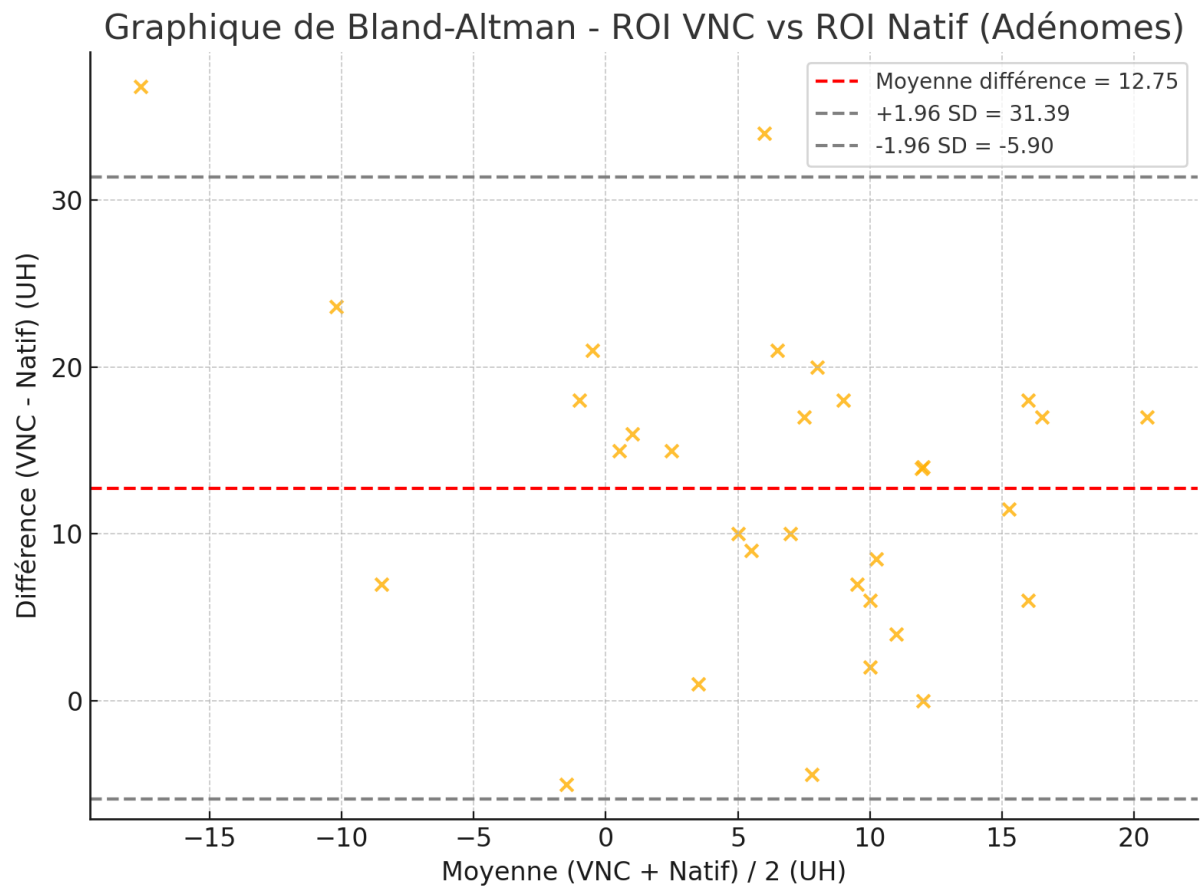


Figure 10 : Analyse de Bland-Altman mettant en évidence un biais moyen d'environ +12.75 UH dans le groupe adénome

## 2. Groupe non-adénome

### a. Description des valeurs de densité

De la même manière, les densités des 24 lésions non adénomateuses ont été mesurées sur le scanner natif et sur les reconstructions VNC.

Les valeurs statistiques sont résumées dans le tableau suivant :

Modalités	Moyenne (UH)	Médiane (UH)	Ecart-type (UH)	Minimum (UH)	Maximum (UH)
Scanner natif	28.8	32.5	16.6	-5	50
Reconstruction VNC	28	28.55	10.2	9	47

### b. Analyse de la distribution

Le test de Shapiro-Wilk a montré une **distribution non normale** des valeurs de ROI natif (cf tableau 3) dans le groupe non adénome ( $W = 0,927$  ;  $p = 0,048$ ), avec une répartition légèrement asymétrique.

Comme pour le groupe adénome, bien que la distribution des valeurs mesurées sur les reconstructions VNC soit normale (cf tableau 4), l'analyse portant sur des **données appariées**, un **test non paramétrique (corrélacion de Spearman)** a été retenu.

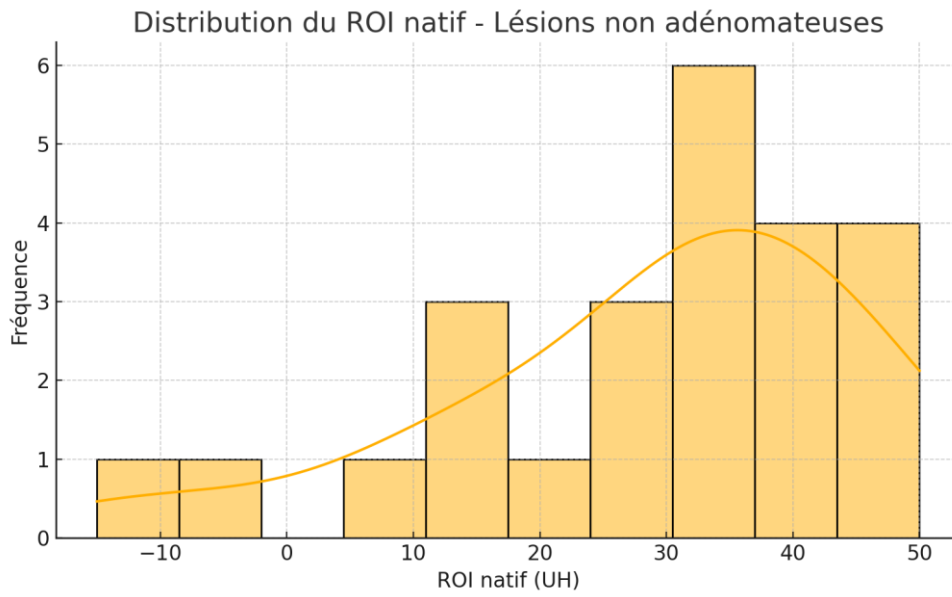


Figure 11 : Distribution non normale des valeurs du ROI natif dans le groupe non adénome

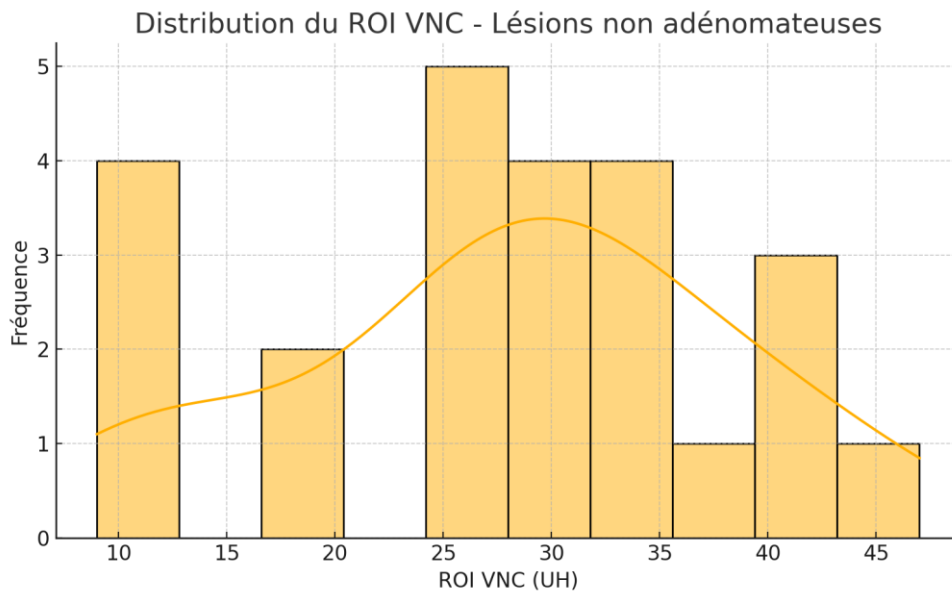


Figure 12 : Distribution normale des valeurs du ROI dans le groupe VNC dans le groupe non adénome

### c. Corrélation entre scanner natif et VNC

La corrélation entre les valeurs de ROI natif et de ROI VNC dans le groupe non adénome, évaluée par le coefficient de Spearman, était de  $\rho = 0,84$  ( $p = 2,5 \times 10^{-7}$ ).

### Corrélation Spearman - ROI Natif vs ROI VNC (non adénomateux)

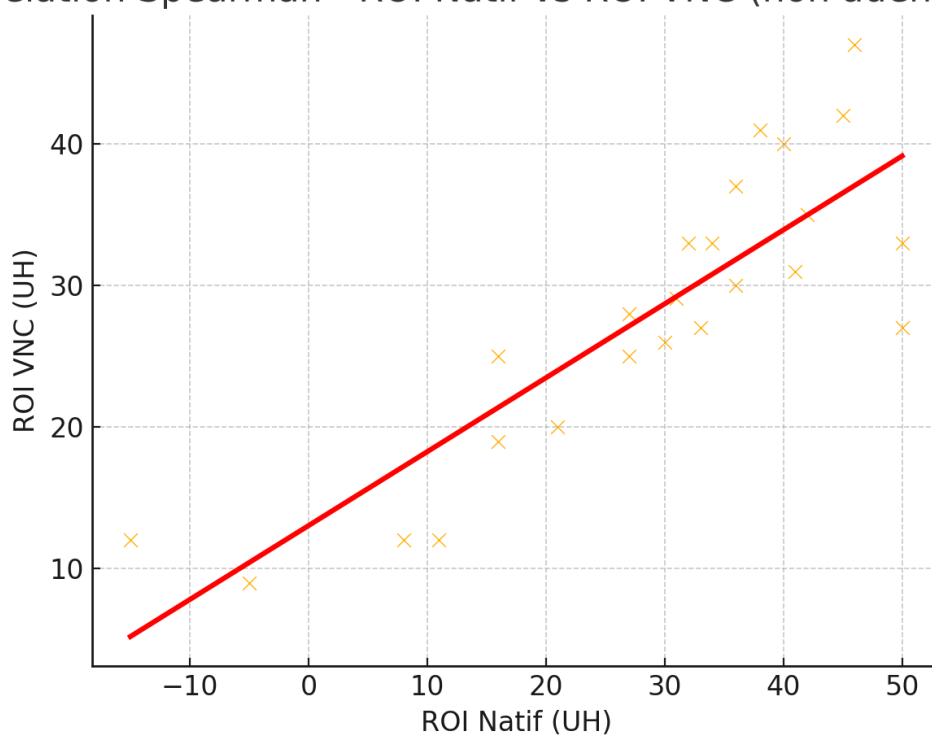


Figure 12 : Corrélation de Spearman entre le ROI natif et VNC dans le groupe non adénome, mettant en évidence une corrélation positive et forte  $\rho = 0,84$  ( $p = 2,5 \times 10^{-7}$ ).

### d. Analyse de Bland-Altman

L'analyse de Bland-Altman réalisée dans le groupe non adénome a montré les résultats suivants :

- **Biais moyen (VNC – natif) :**  $-0,70$  UH
- **Limite d'accord inférieure ( $-1,96$  SD) :**  $-19,46$  UH

- **Limite d'accord supérieure (+1,96 SD) : +18,05 UH**

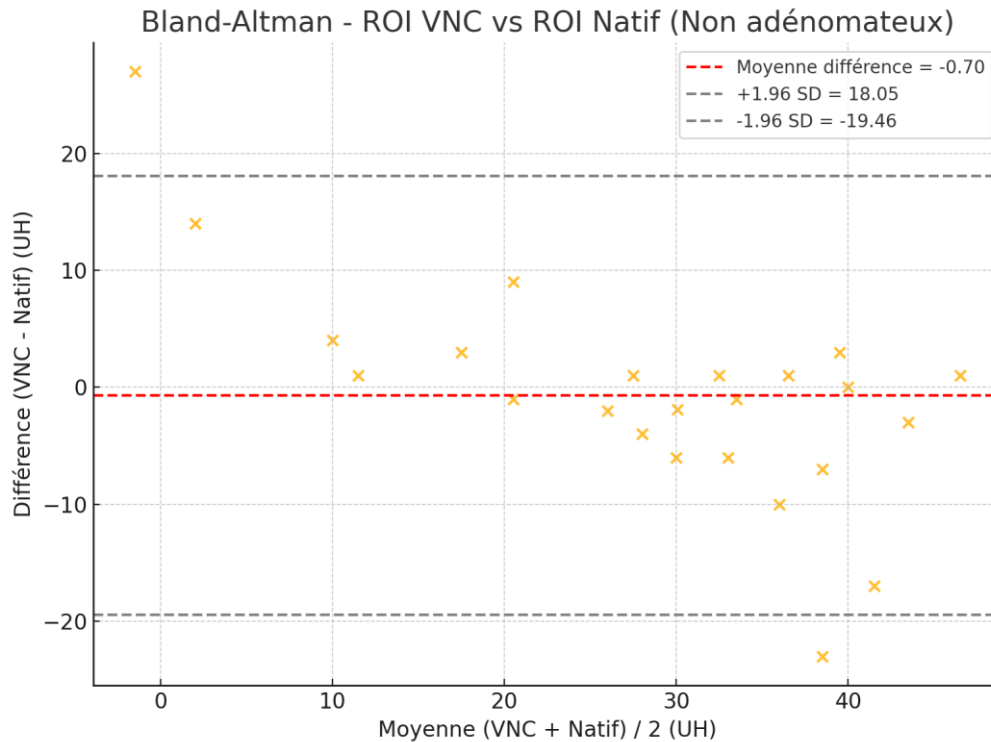


Figure 13 : Analyse de Bland-Altman mettant en évidence un biais moyen de  $-0,70$  UH dans le groupe non adénome

### III. Analyse ROC : détermination d'un seuil diagnostique sur le ROI VNC

Nous avons réalisé une courbe ROC pour évaluer la performance diagnostique du **ROI VNC** dans la différenciation entre adénomes et lésions non adénomateuses.

## 1. Seuil à 19UH

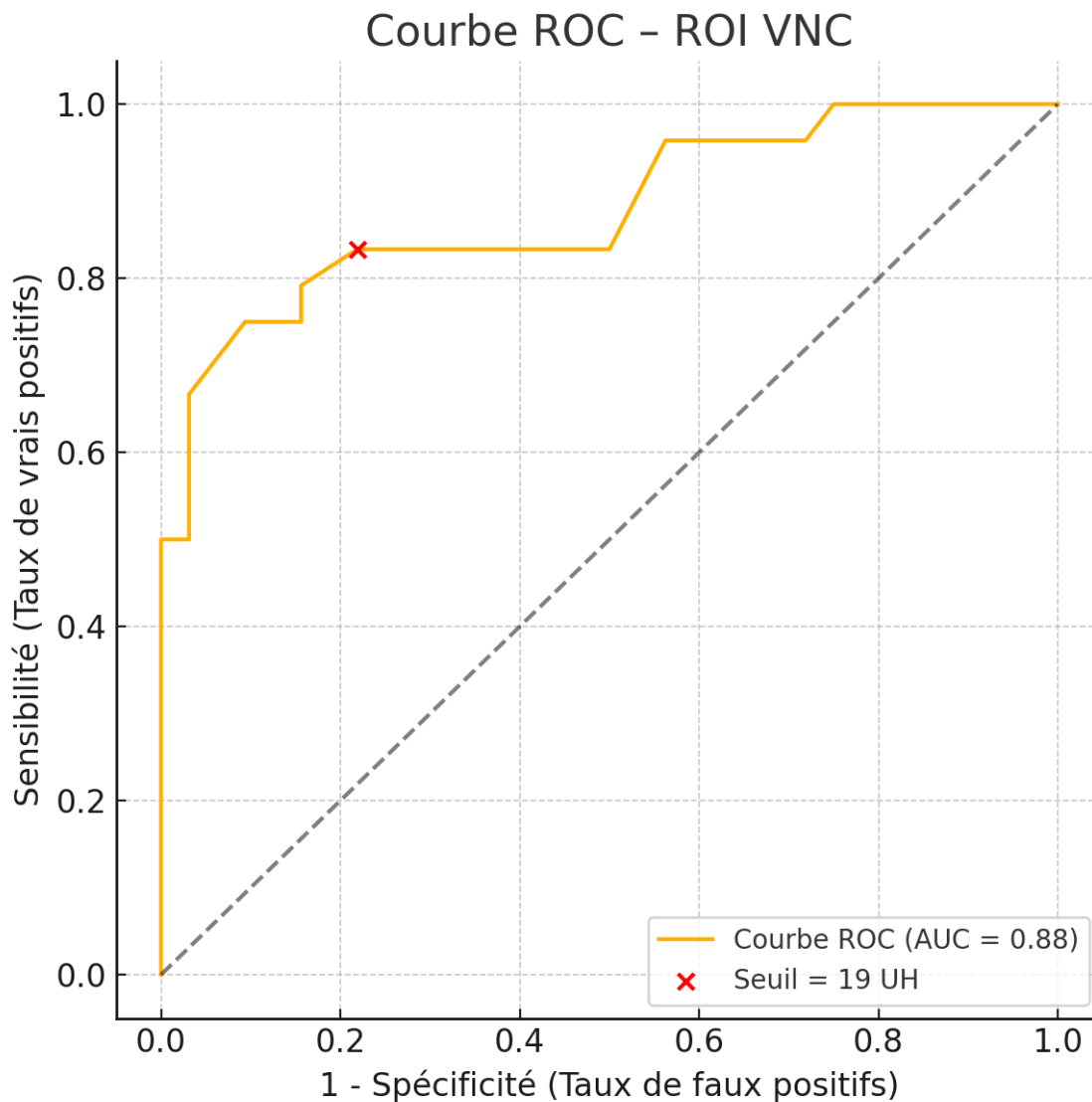


Figure 14 : Courbe ROC pour les valeurs du ROI sur le VNC pour le seuil de 19UH

Les résultats obtenus avec un seuil fixé à 19 UH sont les suivants :

- **AUC (Aire sous la courbe) : 0,88**
- **Seuil choisi : 19 UH**
- **Sensibilité : 87 %**
- **Spécificité : 87 %**
- **Valeur Prédictive Positive (VPP) : 90 %**
- **Valeur Prédictive Négative (VPN) : 83.3 %**

Matrice de confusion (seuil 19UH) :

	Prédit : Adénome (VNC $\leq$ 19UH)	Prédit : Non adénome (VNC > 19UH)
Réel: Adénome	27 (vrai positif)	4 (faux négatif)
Réel: Non adénome	3 (faux positif)	20 (vrai négatif)

Sur les **23 lésions non adénomateuses**, 20 ont été correctement classées comme non adénome (VNC > 19 UH), et 3 ont été classées à tort comme adénomes (VNC  $\leq$  19 UH).

Parmi les **32 adénomes**, **28** ont été correctement classés comme adénomes (VNC  $\leq$  19 UH), tandis que **4 ont été classés à tort comme non adénomes (VNC > 19 UH)**.

## 2. Seuil à 23 UH

Courbe ROC - ROI VNC pour la détection des adénomes

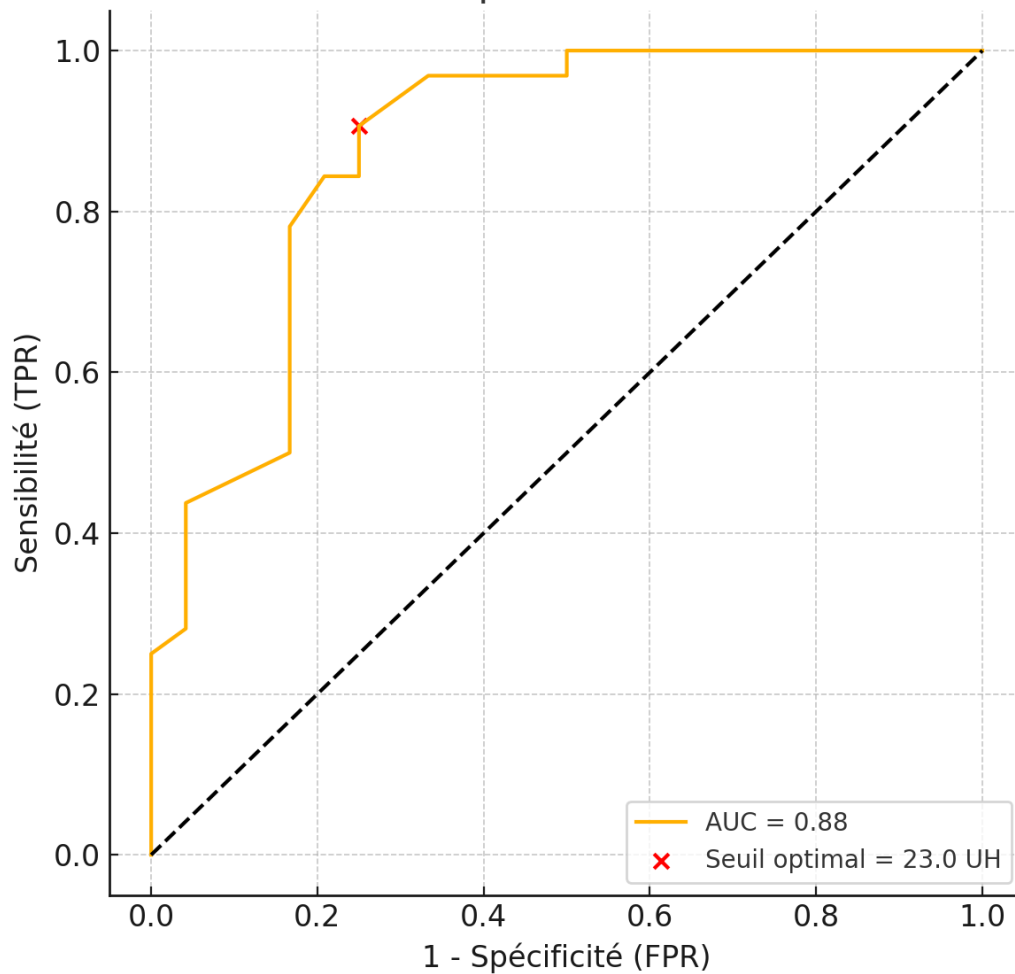


Figure 15 : Courbe ROC pour les valeurs du ROI sur le VNC pour le seuil de 23UH

Les résultats obtenus avec un seuil fixé à 23 UH sont les suivants :

- **AUC (Aire sous la courbe) :** 0,88
- **Seuil choisi :** 23 UH
- **Sensibilité :** 97 %
- **Spécificité :** 83 %
- **Valeur Prédictive Positive (VPP) :** 89 %

- **Valeur Prédicative Négative (VPN) : 95 %**

Matrice de confusion (seuil 23 UH) :

	Prédit : Adénome (VNC $\leq$ 23 UH)	Prédit : Non adénome (VNC > 23UH)
Réel Adénome :	31 (Vrai Positifs)	1 (Faux négatifs)
Réel : Non adénome	4 (Faux positifs)	19 (Vrai négatifs)

Sur les **23 lésions non adénomateuses**, 19 ont été correctement classées comme non adénome (VNC > 23 UH), et 4 ont été classées à tort comme adénomes (VNC  $\leq$  23 UH).

Parmi les **32 adénomes**, 31 ont été correctement classés comme adénomes (VNC  $\leq$  23 UH), tandis que 1 ont été classés à tort comme non adénomes (VNC > 23 UH).

#### **IV. Etude de l'apport du rapport iode/VNC**

Le **rapport iode/VNC** a été calculé pour chaque patient, en divisant la concentration iodée mesurée (en mg/mL) par la densité sur le VNC (en UH). Une **analyse ROC** a ensuite été réalisée pour évaluer la capacité discriminante de ce ratio dans la différenciation des adénomes et des lésions non adénomateuses.

Le **seuil optimal** déterminé pour le ratio iode/VNC était de **0,071**, selon l'indice de Youden (figure 16).

Les performances diagnostiques associées à ce seuil étaient les suivantes :

- **AUC** : 0,76
- **Sensibilité** : 79 %
- **Spécificité** : 71 %
- **Valeur prédictive positive (VPP)** : 76 %
- **Valeur prédictive négative (VPN)** : 74 %

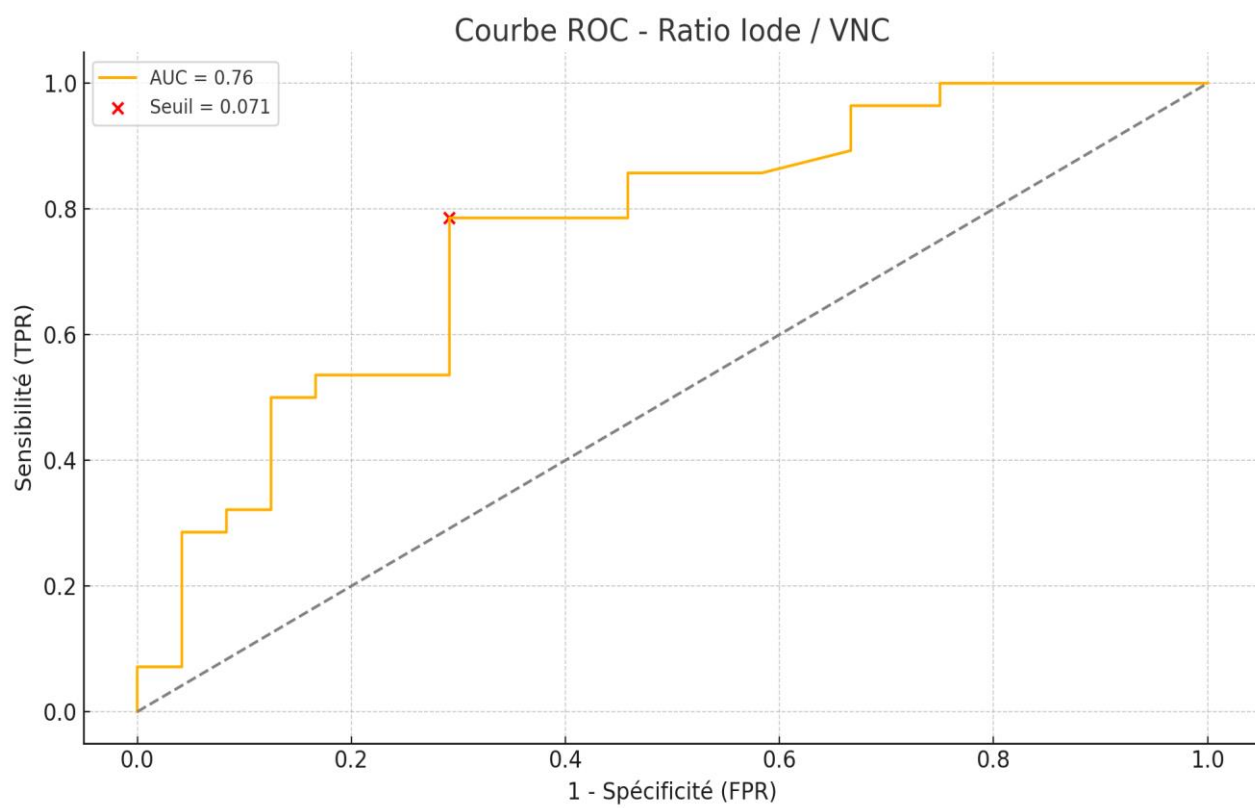


Figure 16 : Courbe ROC ration iode/ VNC

## V. Analyse des performances diagnostique du seuil de 10UH sur le natif dans notre étude

Devant les performances diagnostics de notre seuil optimal choisi, nous avons décidé d'évaluer les performances diagnostique intrinsèques à notre étude pour le seuil optimal de 10UH.

Nous avons donc trouvé :

- **Sensibilité** : 84 %
- **Spécificité** : 87 %
- **Valeur Prédictive Positive (VPP)** : 90 %
- **Valeur Prédictive Négative (VPN)** : 80 %

Avec une matrice de confusion :

	Adénome réel	Non adénome réel
Test positif (<10 UH)	27 (VP)	3 (FP)
Test négatif (≥10 UH)	5 (FN)	20 (VN)

# Discussion

## I. Résultats et interprétation

### 1. Comparaison des caractéristiques des groupes adénome et non adénome

Les caractéristiques cliniques et morphologiques des deux groupes ont été comparées afin de s'assurer de leur homogénéité.

L'âge moyen était comparable entre les deux groupes :  $66.2 \pm 7.5$  ans pour les adénomes et  $65.9 \pm 7.1$  ans pour les lésions non adénomateuses. La répartition selon le sexe ne montrait pas de différence significative.

En revanche, la taille des lésions différait significativement : les lésions non adénomateuses étaient en moyenne plus volumineuses (moyenne :  $45 \pm 12$  mm) que les adénomes (moyenne :  $24 \pm 9$  mm ;  $p < 0,001$ ). Cette différence de taille pourrait avoir un impact sur les valeurs de densité, notamment en cas de nécrose ou d'hétérogénéité intralésionnelle.

### 2. Concordance entre le natif et les reconstructions VNC

L'analyse de la corrélation entre les densités mesurées sur le scanner natif et celles obtenues sur les reconstructions VNC a révélé des comportements différents selon le type de lésion.

Dans le **groupe des adénomes**, la **corrélation de Spearman était modérée ( $\rho = 0,50$ )** mais significative. Ce niveau de corrélation traduit une **relation partielle entre les deux modalités**, avec une variabilité importante des mesures. Cela s'explique

probablement par la **présence de grandes plages de densité très négative sur le scanner natif**, caractéristiques des adénomes riches en lipides, qui sont plus difficilement modélisées par les reconstructions VNC [34].

À l'inverse, dans le **groupe des lésions non adénomateuses**, la corrélation était **forte ( $\rho = 0,84$ )** et hautement significative, suggérant une **meilleure stabilité des mesures entre les deux modalités**. Ces lésions, dépourvues de lipides intracellulaires, présentent une densité plus homogène, facilitant la reconstruction VNC et renforçant la concordance avec le scanner natif [34].

### **3. Biais systématique observé**

L'analyse de Bland-Altman a permis d'approfondir la question de la concordance entre les deux modalités.

Dans le **groupe des adénomes**, un **biais moyen de +12,75 UH** a été observé, traduisant une **surestimation systématique des densités** sur les reconstructions VNC par rapport au scanner natif. Cette surestimation est bien documentée dans la littérature, en particulier pour les adénomes riches en lipides, et peut être liée aux limites des algorithmes de soustraction du contraste iodé dans ces contextes particuliers qui assimile les tissus mous à l'eau [35].

En revanche, dans le **groupe des lésions non adénomateuses**, le biais moyen était très faible ( $-0,70$  UH), avec des limites d'accord étroites, ce qui **suggère une bonne fidélité des mesures VNC dans ce contexte**, en accord avec le bon comportement attendu des reconstructions chez des patients sans composante graisseuse surrénalienne [34], [35].

### **4. Performances diagnostiques du VNC**

Nous avons identifié à l'aide de l'analyse ROC un seuil discriminant pertinent sur le ROI VNC pour différencier les adénomes des lésions non adénomateuses. L'**aire sous la courbe ROC (AUC)** était de **0,88**, traduisant une excellente capacité discriminante globale du VNC dans cette indication [28,29].

Le **seuil de 19 UH** a été retenu, avec une **sensibilité de 87 %** et une **spécificité de 87 %**. La **valeur prédictive positive (VPP)** était de 90%, et la **valeur prédictive négative (VPN)** de 83.3%.

Ces performances diagnostiques confirment la pertinence de ce seuil, qui a été défini de manière à minimiser autant que possible le risque de faux négatifs, afin de ne pas méconnaître de lésions potentiellement suspectes.

Dans le cas de notre cohorte, **trois lésions non adénomateuses ont été faussement classées comme adénomes** avec ce seuil. Il s'agissait de :

- une **métastase de carcinome colorectal** avec une densité spontanée à –5 UH sur le natif,
- une **métastase de carcinome à cellules claires** mesurée à 8 UH sur le natif,
- un **corticosurrénalome** de 11 cm avec une densité spontanée à 9 UH.

Dans ces trois cas la **taille était supérieure à 4 cm** bien que les valeurs sur le VNC étaient faibles (< 10UH en natif et ≤ 23 UH sur le VNC). Les critères d'atypies comme la taille > 4 cm doivent donc motiver une méfiance clinique renforcée, indépendamment du critère densitométrique seul.

De plus, pour comparaison nous avons évalué dans notre population les performances du **seuil de 10 UH sur le scanner natif**, historiquement utilisé pour détecter les adénomes lipidiques. Ce seuil montrait une **sensibilité de 84 %**, une

**spécificité de 87 %**, une **VPP de 90 %** et une **VPN de 80 %**. Ces résultats soulignent la **similitude des performances globales en termes de VPP** entre le VNC à 19 UH et le natif à 10 UH, tout en mettant en évidence une **VPN avec le VNC** globalement similaire.

En résumé, le seuil de 19 UH sur les reconstructions VNC apparaît comme un **bon compromis** entre sensibilité et spécificité dans notre cohorte, avec des performances diagnostiques robustes. Il pourrait ainsi représenter une **alternative au scanner natif**, à condition de rester prudent dans un contexte oncologique ou devant des critères d'atypiques comme la taille, pour lesquelles des examens complémentaires restent indispensables.

## 5. Apport du rapport iode/VNC et limites

Nous avons calculé pour chaque patient le **rapport iode/VNC**, défini par la concentration iodée (mg/mL) divisée par la densité sur le VNC, afin d'évaluer son potentiel discriminant dans la caractérisation des lésions surrenaliennes [36].

L'analyse ROC réalisée pour ce ratio a permis d'identifier un **seuil optimal de 0,071**, avec une **aire sous la courbe (AUC) de 0,76**, une **sensibilité de 78,6 %**, une **spécificité de 70,8 %**, une **VPP de 75,9 %** et une **VPN de 73,9 %**.

Dans notre cohorte le **rapport iode/VNC n'a donc pas permis d'améliorer les performances diagnostiques par rapport à l'analyse du VNC seul**, pour laquelle nous avons obtenu une AUC de 0,88 avec un seuil de 23 UH.

## II. Comparaison avec la littérature et explication des divergences

### 1. Concordance avec les données VNC

Les résultats de notre étude s'inscrivent globalement en accord avec les données publiées concernant l'utilisation des reconstructions VNC issues du scanner double énergie dans la caractérisation des lésions surrenaliennes.

Plusieurs travaux ont montré que les reconstructions VNC tendent à **surestimer la densité des adénomes**, en particulier lorsqu'ils sont riches en lipides, ce qui rejoint le **biais positif observé dans notre analyse de Bland-Altman**. Une étude de Ho et al. avait déjà mis en évidence cette tendance à la surestimation sur VNC, tout en

soulignant que l'analyse VNC permettait néanmoins de maintenir une **capacité discriminante satisfaisante** [28].

## **2. Comparaison des seuils diagnostics**

Concernant la valeur seuil, nos résultats identifiant **19 UH** comme point de coupure optimal sont proches de ceux retrouvés dans d'autres séries. Par exemple, dans une étude multicentrique menée par **Mileto et al.**, des valeurs seuils comprises entre **16 et 24 UH** sur VNC étaient proposées pour discriminer les adénomes, selon les techniques et fabricants utilisés [29]. De même, **Lee et al.**, dans une étude réalisée avec un scanner **Siemens**, publiée en 2016 dans l'AJR, avaient identifié un seuil optimal de **19 UH** sur les reconstructions VNC, avec une excellente performance diagnostique pour différencier adénomes et lésions non adénomateuses (Sensibilité : 84 %, Spécificité : 93 % ) [31].

## **3. Performances diagnostiques globales**

L'**aire sous la courbe ROC** observée dans notre étude (0,88) reflète une **excellente performance diagnostique**, équivalente à celle décrite dans la littérature pour l'analyse VNC. La majorité des études rapportent une AUC comprise entre **0,80 et 0,90**, confirmant la robustesse de cette méthode dans la différenciation des lésions surrenaliennes [28,29].

En ce qui concerne le seuil de 10 UH dans notre étude, plusieurs travaux majeurs ont établi ce seuil comme référence pour la caractérisation des adénomes lipidiques. Parmi les plus influentes, l'étude fondatrice de Korobkin et al. (1996) rapportait une sensibilité de 71 % et une spécificité remarquable de 98 % pour ce seuil [8]. Ces résultats ont été confirmés par Hamrahian et al., dans une large cohorte, avec une sensibilité comprise entre 71 et 79 % et une spécificité oscillant entre 96 et 98 % [9].

De même, Boland et al., dans une revue de la littérature, retrouvaient des performances similaires et consolidaient ce seuil comme standard de référence [11].

Dans notre cohorte, les performances obtenues pour ce même seuil s'avèrent légèrement inférieures notamment en ce qui concerne notre spécificité qui est de 87%, notre **sensibilité légèrement supérieure soit de 84%**, notre **valeur prédictive positive (VPP) de 90 %** et notre **valeur prédictive négative (VPN) de 80 %**.

Plusieurs éléments peuvent expliquer cette différence. Tout d'abord, l'absence de relecture croisée et d'analyse inter-observateur dans notre protocole peut constituer un biais méthodologique susceptible d'avoir réduit la précision des mesures. Ensuite, notre population était fortement sélectionnée, dans un contexte oncologique, avec une proportion non négligeable de lésions non adénomateuses complexes (métastases, corticosurrénales...), ce qui pourrait influencer la spécificité.

Toutefois, il convient de rappeler que la spécificité, étant une propriété intrinsèque du test, ne dépend théoriquement pas de la prévalence. Néanmoins, dans les faits, une cohorte enrichie en lésions malignes atypiques peut complexifier l'interprétation des densités, surtout pour les lésions de densité intermédiaire. Ces éléments pourraient expliquer pourquoi, dans notre série, certaines lésions non adénomateuses ont présenté une densité inférieure à 10 UH, entraînant une baisse de la spécificité par rapport aux séries de référence.

#### **4. Analyse du ratio iode/VNC**

L'utilisation du **rapport iode/VNC** a été inspirée des travaux de **Nagayama et al.** [35], qui ont proposé ce ratio comme un outil efficace pour différencier adénomes et métastases surrénales sur les scanners **dual-energy à commutation rapide**

**(GE Revolution CT).**

Dans leur étude, ils rapportaient un **seuil optimal à 6,7**, avec une **sensibilité et une spécificité de 95 %**, et une **AUC proche de 0,98**.

Plusieurs facteurs peuvent expliquer la différence entre nos résultats et ceux rapportés dans la littérature :

- **Différence de technologie** : notre étude a été réalisée avec un **scanner à double couche Philips IQon**, dont la séparation spectrale est moins marquée que celle des scanners à commutation rapide. Cela induit des **valeurs de concentration iodée plus basses**.
- **Surestimation des VNC et sous-estimation de l'iodémie** : avec les reconstructions Philips, le VNC est en général **surestimé**, tandis que la concentration iodée tend à être **sous-estimée**, ce qui explique des **ratios bien plus faibles** que ceux observés avec d'autres constructeurs (0,071 vs 6,7).
- **Nature des lésions non adénomateuses** : notre cohorte inclut des lésions non adénomateuses hétérogènes, dont certaines peu vascularisées, ce qui limite le contraste iodé et réduit encore la pertinence du ratio.

En résumé, même si le **rapport Iode/VNC est un paramètre pertinent sur le plan théorique**, son utilisation dans notre cohorte n'a pas amélioré les performances diagnostiques par rapport au VNC seul. Cela souligne la nécessité de valider ces indices dans chaque environnement technologique spécifique.

Cette observation rejoint les conclusions de travaux antérieurs qui, malgré des contextes technologiques différents (notamment Siemens), ont montré que l'ajout du

ratio iode/VNC au VNC seul n'apportait pas systématiquement de gain significatif dans la différenciation des adénomes et des lésions non adénomateuses [29,37].

### III. Limites de l'étude

Cette étude présente plusieurs limites qu'il convient de souligner.

Tout d'abord, il s'agit d'une étude **monocentrique et rétrospective**, réalisée sur un **effectif limité**. Avant le recueil des données, un calcul de puissance avait été réalisé pour estimer le nombre de patients nécessaires afin de valider un seuil diagnostique de densité sur les reconstructions VNC avec des performances cliniquement acceptables (sensibilité de 80 %, spécificité de 75 %). Ce calcul avait montré qu'il aurait fallu inclure **72 lésions**. Cependant, en pratique, nous n'avons pas pu atteindre cet effectif cible en raison du **nombre insuffisant de lésions surrénales suspectes explorées avec le scanner IQON** sur notre période de recueil.

De plus, l'analyse n'a pas inclus d'**évaluation inter-observateur**, ce qui constitue une limite méthodologique importante. Les mesures de densité sur les images scanner, notamment sur les reconstructions VNC, peuvent être influencées par la définition du ROI, sa taille, et la sélection de la zone d'intérêt. Il aurait donc été pertinent de réaliser une **double lecture**, avec plusieurs opérateurs, afin d'évaluer la **reproductibilité des mesures**.

Par ailleurs, bien que cette étude ait permis d'identifier un **seuil spécifique sur notre scanner Philips IQon**, il reste nécessaire de confirmer ce seuil sur une **population plus large**, en poursuivant le recueil de données dans notre centre.

L'idée n'est pas forcément d'extrapoler ces résultats à toutes les technologies, mais de pouvoir déterminer un **seuil propre à chaque machine**. Cela pourrait permettre,

à terme, d'avoir un seuil de référence applicable dans les différents centres disposant d'un **scanner Philips IQon**, afin d'homogénéiser les pratiques. Comme plusieurs facteurs entrent en jeu dans la variabilité des reconstructions VNC, il est donc indispensable de valider ce seuil sur un **effectif plus important** et avec une méthodologie renforcée, incluant notamment une **analyse inter-observateur [38]**.

## **IV. Perspectives**

Les résultats de cette étude ouvrent la voie à plusieurs perspectives de recherche.

En premier lieu, il serait pertinent de poursuivre le recueil de données prospectivement, afin d'augmenter l'effectif de patients, notamment pour les lésions surrenaliennes non adénomateuses, encore sous-représentées dans cette première analyse. Cela permettrait d'affiner le seuil proposé et de renforcer la robustesse statistique des résultats. Cette nécessité de validation locale des seuils VNC est déjà soulignée dans la littérature, où plusieurs auteurs recommandent une adaptation des valeurs de référence à chaque environnement technologique spécifique [38].

De plus, l'intégration d'une double lecture par plusieurs radiologues permettrait d'évaluer la reproductibilité des mesures VNC, un point essentiel pour envisager une utilisation clinique plus large du seuil identifié, comme l'ont évoqué certains travaux comparant mesures natives et VNC [34].

Enfin, à terme, si ces résultats étaient confirmés sur un effectif plus large, il serait envisageable de proposer un seuil spécifique aux scanners Philips IQon, applicable dans d'autres centres utilisant cette même technologie. Cela pourrait contribuer à une harmonisation des pratiques, en tenant compte des spécificités matérielles locales, tout en offrant un gain potentiel en termes de simplification des protocoles et

de réduction des doses d'irradiation, comme l'ont déjà suggéré certaines études évaluant la pertinence du remplacement des phases natives par le VNC [28].

# CONCLUSION

Nous avons ainsi déterminé un seuil de 19 UH sur les images VNC (à partir d'acquisition au temps veineux), permettant d'obtenir une **sensibilité de 87 %**, une **spécificité de 87 %** avec une **aire sous la courbe (AUC) de 0,88**.

Ces performances confirment donc qu'en dehors d'un contexte oncologique et en l'absence d'éléments atypiques (notamment la taille de > 4cm) le seuil de 19 UH permet d'éliminer une lésion maligne avec une fiabilité presque aussi bonne que celle du seuil de 10UH sur les scanners natifs sans injection.

S'il existe un contexte tumoral, une lésion suspecte à une probabilité d'avoir une densité >19UH qui reste quand même élevée (87%) mais il y aura tout de même nécessité de valider ce diagnostic avec des examens complémentaires (IRM, TEP).

Ces résultats nécessitent d'être consolidés par un **recueil de données complémentaire**, avec un effectif plus large et une évaluation de la reproductibilité inter-observateur. L'objectif à terme serait de proposer un **seuil applicable de manière homogène aux scanners Philips IQon**, afin d'harmoniser cette pratique dans les centres utilisant cette technologie.

# Références

- [1] Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. *Clinically Oriented Anatomy*. 7th ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
- [2] Standring S. *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. 41st ed. Elsevier; 2016.
- [3] Nieman LK. Physiology of the adrenal cortex and medulla. In: Melmed S, et al., editors. *Williams Textbook of Endocrinology*. 14th ed. Elsevier; 2020.
- [4] Young WF Jr. The adrenal medulla: basic physiology and clinical syndromes. In: De Groot LJ, et al., editors. *Endocrinology*. 6th ed. Saunders; 2010.
- [5] Funder JW. Mineralocorticoid receptors: distribution and activation. *Heart Fail Rev*. 2005;10(1):15-22.
- [6] Mansmann G, Lau J, Balk E, Rothberg M, Miyachi Y, Bornstein SR. The clinically inapparent adrenal mass: update in diagnosis and management. *Endocr Rev*. 2004;25(2):309-340.
- [7] Zeiger MA, Thompson GB, Duh QY, et al. American Association of Clinical Endocrinologists and American Association of Endocrine Surgeons Medical Guidelines for the Management of Adrenal Incidentalomas. *Endocr Pract*. 2009;15(Suppl 1):1-20.
- [8] Korobkin M, Brodeur FJ, Yutzy GG, Francis IR, Quint LE, Dunnick NR. Differentiation of adrenal adenomas from nonadenomas using CT attenuation values. *AJR Am J Roentgenol*. 1996;166(3):531-536. doi:10.2214/ajr.166.3.8623622
- [9] Hamrahian A. H., Ioachimescu A. G., Remer E. M., et al. Clinical utility of noncontrast computed tomography attenuation value (Hounsfield units) to differentiate adrenal adenomas/hyperplasias from nonadenomas: Cleveland Clinic experience. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, février 2005; 90(2): 871-877. DOI : 10.1210/jc.2004-1627
- [10] Korobkin M, Brodeur FJ, Francis IR, Quint LE, Dunnick NR, Londy FJ. CT time-attenuation washout curves of adrenal adenomas and nonadenomas. *AJR Am J Roentgenol*. 1998;170(3):747-752. doi:10.2214/ajr.170.3.9490968
- [11] Boland GW, Lee MJ, Gazelle GS, Halpern EF, McNicholas MM, Mueller PR. Characterization of adrenal masses using unenhanced CT: an analysis of the CT literature. *AJR Am J Roentgenol*. 1998;171(1):201-204.
- [12] Jhaveri KS, Yousem DM, Macon WR, et al. Adrenal CT wash-out patterns: a comparison between adenomas and non-adenomas. *AJR Am J Roentgenol*. 2006;186(2):547-554. doi:10.2214/AJR.05.1022

- [13] Blake MA, Kalra MK, Sweeney AT, et al. Distinguishing benign from malignant adrenal masses: multi-detector row CT protocol with 10-minute delay. *Radiology*. 2006;238(2):578-585.
- [14] Ho LM, Bashir MR, Maturen KE, et al. Current applications and future directions of dual-energy CT in the evaluation of the abdomen. *Radiographics*. 2014;34(2):589-612.
- [15] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
- [16] Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
- [17] Kalender WA. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 3rd ed. Publicis Publishing; 2011.
- [18] McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015;276(3):637-653. doi:10.1148/radiol.2015142631
- [19] Johnson TRC. Dual-Energy CT: General Principles. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199(5 Suppl):S3-S8. doi:10.2214/AJR.12.9116
- [20] Goo HW. Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging. *Korean J Radiol*. 2017;18(4):555-569. doi:10.3348/kjr.2017.18.4.555
- [21] Graser A, Johnson TR, Hecht EM, Becker CR, Reiser MF. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol*. 2009;19(1):13-23. doi:10.1007/s00330-008-1137-3
- [22] Bolus DN. Dual Energy CT Application in the Abdomen. *Abdominal Imaging*. 2013;38(4):682-694. doi:10.1007/s00261-012-9975-1
- [23] McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology*. 2015;276(3):637-653. doi:10.1148/radiol.2015142631
- [24] Ferda J, Novak M, Mirka H, et al. Dual-energy CT in routine clinical practice. *Eur J Radiol*. 2015;84(9):1919-1931. doi:10.1016/j.ejrad.2015.06.002
- [25] Rassouli et al. Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: principles and applications. *Insights into Imaging*. 2017;8:589-598. doi:10.1007/s13244-017-0571-4
- [26] Silva AC, Morse BG, Hara AK, et al. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiographics*. 2011;31(4):1031-1046. doi:10.1148/rg.314105206
- [27] Foti G, Faccioli N, Crivellaro C, et al. Virtual non-contrast images in abdominal dual-energy CT: can they replace true non-contrast acquisitions? *Radiol Med*.

2021;126(6):796–804. doi:10.1007/s11547-020-01297-0

**[28]** Ho LM, Yoshizumi TT, Hurwitz LM, et al. Can dual-energy CT replace conventional CT in evaluating adrenal nodules? *Radiology*. 2009;250(2):511–518. doi:10.1148/radiol.2502080157

**[29]** Mileto A, Marin D, Nelson RC, et al. Accuracy of virtual unenhanced images in the diagnosis of adrenal adenomas using a second-generation dual-energy CT scanner. *AJR Am J Roentgenol*. 2014;203(5):1076–1082. doi:10.2214/AJR.14.12769

**[30]** Holz JA, Martin SS, Wichmann JL, Albrecht MH, Booz C, Lenga L, Yel I, D’Angelo T, Vogl TJ, Hammerstingl R, Wiesenfarth M, Bauer RW. Quantitative accuracy of virtual non-contrast images derived from spectral detector computed tomography: an abdominal phantom study. *Scientific Reports*. 2020;10:21575. doi:10.1038/s41598-020-78518-5

**[31]** Lee HJ, Kang E, Kim YH, et al. Usefulness of Virtual Noncontrast Images from Dual-Energy CT in Evaluating Adrenal Adenomas: Comparison with True Noncontrast Images. *AJR Am J Roentgenol*. 2016;207(4):803–810. doi:10.2214/AJR.15.15022

**[32]** Apfaltrer G, Sudarski S, Schneider D, et al. Value of spectral analysis in the characterization of adrenal masses using dual-energy computed tomography. *Eur J Radiol*. 2014;83(10):1729–1734. doi:10.1016/j.ejrad.2014.06.020

**[33]** Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol*. 2009;19(1):13–23. doi:10.1007/s00330-008-1124-5

**[34]** Ho LM, Marin D, Neville AM, Barnhart HX, Gupta RT, Paulson EK, Boll DT. *Characterization of adrenal nodules with dual-energy CT: can virtual unenhanced attenuation values replace true unenhanced attenuation values?* *AJR Am J Roentgenol*. 2012;198(4):840–845. doi:10.2214/AJR.11.7316.

**[35]** Ho LM, Bashir MR, Maturen KE, et al. *Current applications and future directions of dual-energy CT in the evaluation of the abdomen*. *Radiographics*. 2014;34(2):589–612. doi:10.1148/rg.342135015.

**[36]** Nagayama Y, Inoue T, Oda S, et al. *Adrenal Adenomas versus Metastases: Diagnostic Performance of Dual-Energy Spectral CT Virtual Noncontrast Imaging and Iodine Maps*. *Radiology*. 2020;297(2):407-416. doi:10.1148/radiol.2020192663

**[37]** Apfaltrer G, Sudarski S, Schneider D, et al. *Value of spectral analysis in the characterization of adrenal masses using dual-energy computed tomography*. *Eur J Radiol*. 2014;83(10):1729-1734. doi:10.1016/j.ejrad.2014.06.020

**[38]** Foti G, Faccioli N, Crivellaro C, et al. *Virtual non-contrast images in abdominal dual-energy CT: can they replace true non-contrast acquisitions?* Radiol Med. 2021;126(6):796-804. doi:10.1007/s11547-020-01297-0

**AUTEUR(E) : Nom : DIALLO**

**Prénom : Noura**

**Date de soutenance : 01/10/2025**

**Titre de la thèse :** Détermination d'un seuil diagnostique optimal sur les reconstructions VNC en double énergie pour la caractérisation des lésions surrenaliennes : adénome versus non adénome.

**Thèse - Medecine – Lille 2025**

**Cadre de classement :** Medecine

**DES + FST/option :** Radiologie et Imagerie médicale

**Résumé :**

**Contexte :** La caractérisation des lésions surrenaliennes est essentielle pour distinguer adénomes bénins et lésions non adénomateuses, notamment métastatiques, afin d'optimiser la prise en charge et éviter des examens inutiles. Les reconstructions Virtual Non-Contrast (VNC) issues du scanner spectral double énergie pourraient remplacer la phase native, mais leur fiabilité nécessite une validation locale.

Notre objectif était de déterminer un seuil diagnostique optimal sur les reconstructions VNC pour différencier adénomes et lésions non adénomateuses.

**Matériel et Méthodes :** Étude rétrospective monocentrique incluant 55 patients (32 adénomes, 23 lésions non adénomateuses) explorés sur scanner double couche Philips IQon. Pour chaque lésion, un ROI identique a été tracé sur le scanner natif et le VNC afin de mesurer la densité (UH) et la concentration iodée. La concordance entre natif et VNC a été évaluée par corrélation de Spearman et Bland-Altman. Les performances diagnostiques du VNC ont été évaluées par courbe ROC.

**Résultats :** Le seuil de 19 UH sur le VNC a été retenu, offrant une AUC de 0,88, une sensibilité de 87%, une spécificité de 87 %, une VPP de 90 % et une VPN de 83.3 %. Le biais moyen observé par Bland-Altman était de +12,75 UH pour les adénomes et de -0,70 UH pour les lésions non adénomateuses. La corrélation était modérée dans le groupe adénome ( $\rho = 0,50$ ) et forte dans le groupe non adénome ( $\rho = 0,84$ ). L'ajout du ratio iode/VNC n'a pas amélioré la discrimination.

**Conclusion :** En dehors de contexte oncologique et en l'absence d'éléments atypiques (taille > 4 cm), le seuil de 19 UH sur les reconstructions VNC issues d'acquisitions au temps portal (scanner Philips IQon) permet presque d'éliminer une lésion maligne, avec une fiabilité proche de celle du seuil de 10 UH sur les scanners natifs sans injection.

**Composition du Jury :**

**Président :** Monsieur le Professeur Olivier ERNST

**Assesseurs :** Monsieur le Docteur Louis ALDEBERT, Monsieur le Docteur Rémi GOSSE

**Directeur de thèse :** Monsieur le Docteur Maxime BUGEAUD