



UNIVERSITE DE LILLE

Faculté de Médecine HENRI WAREMBOURG

Année : 2024

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Scanner spectral du carcinome hépatocellulaire :
une acquisition sans injection de produit de contraste
est-elle nécessaire ?**

**Présentée et soutenue publiquement le 30/09/2024 à 14h
au Pôle Formation de la faculté de médecine de Lille.**

Par Mohamed Amine NAJI

Jury :

Président :

Monsieur le Professeur OLIVIER ERNST

Asseseurs :

Monsieur le Docteur Corentin SELOMME

Monsieur le Docteur Maxime BUGEAUD

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Mohamed EL FAYOUMI

Avertissements

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

Table des matières

Liste des abréviations.....	6
RESUME	7
INTRODUCTION	12
I. Physiopathologie et épidémiologie du carcinome hépatocellulaire... 12	
1. Physiopathologie	12
2. Épidémiologie	13
3. Importance du diagnostic précoce du carcinome hépatocellulaire ..	15
4. Amélioration des Options Thérapeutiques.....	15
5. Traitements Non Chirurgicaux	16
6. Prolongation de la Survie	17
7. Détection de Nouvelles Lésions et Surveillance.....	17
II. Rôle de l'Imagerie Médicale dans le Diagnostic du Carcinome Hépatocellulaire (CHC)	17
1. Échographie	18
2. Tomodensitométrie (CT) :.....	18
3. Classification LI-RADS	27
4. Introduction au Concept du Virtual Non Contrast (VNC)	30
III. Objectifs de l'étude	32
MATERIELS & METHODES	33
I. Conception de l'étude	33
II. Population et Échantillonnage	33
III. Matériel.....	34
IV. Méthodes de Collecte des Données	34

V. Analyse des Images	35
VI. Fiabilité des Instruments	35
VII. Gold Standard	36
VIII. Analyse statistique	37
IX. Considérations Éthiques	38
RESULTATS	39
I. Caractéristiques de la Population Étudiée	39
• Statistiques des âges	40
• Analyse de taille	40
II. Apport du scanner spectral dans la détection des lésions hépatiques	42
III. Comparaison des résultats d'imageries obtenues sans injection idose et les trois en reconstruction VNC par scanner spectral	44
• 1e lecture	44
• 2e lecture	50
• Comparaison des deux lectures	54
IV. Etude de la performance de la reconstruction VNC par scanner spectral dans le diagnostique du CHC :	59
1. Phase artérielle :	59
2. Phase veineuse:	60
3. Phase tardive:	61
4. Etude des 3 temps :	62
5. Comparaison du VNC veineux et de l'hélice sans injection vraie dans le diagnostique du CHC	63
DISCUSSION	64

CONCLUSION	70
REFERENCES.....	71

LISTE DES ABREVIATIONS

AUC : Aire under court / Aire sous la courbe

CHC : Carcinome hépatocellulaire

VNC : Virtual non contrast

VNC A : Virtual non contrast au temps artériel

VNC V : Virtual non contrast au temps veineux

VNC T : Virtual non contrast au temps tardif

ROC : Receiver operating characteristic

MOTS CLES : Scanner spectral - sans idose – Virtual Non Contrast – VNC - VNC A - VNC V - VNC T - Carcinome hépatocellulaire- Imagerie spectrale

RESUME

Introduction.

Le carcinome hépatocellulaire (CHC) est devenu un enjeu majeur de santé publique, où son incidence continue d'augmenter en raison de l'évolution des facteurs de risque. Il est responsable de 500 000 à 1 million de décès par an, se plaçant ainsi à la 3^e place des causes de décès dans le monde.

En France, la mortalité associée au CHC est d'environ 8000 décès par an.

L'étiologie principale du CHC en France est alcoolique, ce qui souligne l'importance de l'abus d'alcool comme facteur de risque significatif pour le développement de ce cancer.

Les hommes, en raison de tendances de consommation plus élevées et d'autres comportements à risque, sont généralement plus touchés que les femmes, comptabilisant 80% des cas.

Avec l'augmentation de l'obésité et des maladies métaboliques, la stéatose hépatique non alcoolique constitue également un facteur de risque émergent venant se surajouter aux facteurs de risques alcoolique et viraux.

La progression de la maladie commence généralement par une stéatose hépatique, où l'accumulation de graisses dans les cellules hépatiques provoque une inflammation et, avec le temps, peut aboutir à une fibrose hépatique, puis à une cirrhose.

La cirrhose crée un environnement propice à la transformation maligne des hépatocytes, car les cellules subissent des stress oxydatifs et des changements génétiques associés à l'inflammation chronique. Il est estimé qu'environ 10 à 20% des patients qui consomment de l'alcool de manière excessive développent une cirrhose, augmentant donc considérablement le risque de CHC.

Un dépistage non invasif de la fibrose hépatique avec stratification du risque à l'aide du score FIB-4 est recommandé en cas de facteur de risque : alcool, NASH, diabète de type 2, hépatite B ou C chronique.

Le diagnostic du CHC repose sur plusieurs techniques.

L'échographie abdominale est souvent utilisée en première ligne pour détecter les lésions hépatiques. Si une anomalie est observée, on fait appel à des examens d'imagerie plus poussés, comme la tomodensitométrie (TDM) ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Ces techniques permettent non seulement de confirmer la présence d'une tumeur, mais également d'évaluer l'état du foie sous-jacent à la recherche de signes de cirrhose.

Le dosage de l'alpha-fœtoprotéine (AFP) n'est plus utilisé dans le bilan diagnostique, mais garde une valeur pronostic une fois le carcinome hépatocellulaire prouvé (*CDU-HGE 2022*).

Dans les situations où les résultats d'imagerie sont incertains, une biopsie hépatique peut être réalisée pour confirmer le diagnostic et évaluer les caractéristiques histopathologiques de la tumeur.

Les options de traitement en Europe pour le CHC incluent la chirurgie (résection et transplantation hépatique) pour les patients éligibles, ainsi que des techniques peu invasives telles que l'ablation par radiofréquence, chimio ou radio-embolisation.

En fonction du stade de la maladie et de la condition globale du patient, des thérapies systémiques, y compris les thérapies ciblées et l'immunothérapie, offrent de nouvelles perspectives de traitement.

Le scanner 4 phases reste un outil incontournable dans le diagnostic du CHC. Il permet, grâce aux critères de Barcelone, s'ils sont remplis, de sursoir à la biopsie et de poser le diagnostic certain.

Le scanner spectral, propose en outre, l'accès à des reconstructions post traitement, telles que la densité électronique, ou le virtual non contrast, sujet de cette thèse.

Cette dernière technique permet notamment de reconstruire, à partir d'une acquisition artérielle, veineuse ou tardive, une acquisition sans injection artificielle.

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer la performance de cette reconstruction en la confrontant à l'hélice sans injection vraie, qui si elle est semblable, permettrait dans le futur de réduire l'irradiation et le temps d'examen tout en gardant une qualité diagnostique équivalente.

L'objectif secondaire est de comparer les différentes reconstructions VNC à partir des acquisitions artérielle, veineuse et tardive, afin de mettre en évidence celle dont la performance se rapproche le plus de l'hélice sans injection vraie.

Méthodes

Cette étude rétrospective et comparative a été réalisée sur une période de 6 mois au CHU de Lille pour évaluer la sensibilité et la spécificité des images Virtual Non-Contrast (VNC) générées par le scanner spectral, comparées à l'hélice sans injection vraie.

L'échantillon comprenait 73 patients adultes diagnostiqués avec un carcinome hépatocellulaire (CHC), dont le scanner a été fait dans le service et les reconstructions faites à postériori pendant la durée de cette étude.

Les images ont été analysées par deux radiologues en appliquant les critères LI-RADS.

L'analyse statistique comprenait des tests comme le Khi-deux et les courbes ROC pour évaluer la performance diagnostique des différentes reconstructions.

L'étude a suivi des protocoles éthiques stricts et a obtenu l'approbation du comité d'éthique pour la recherche en imagerie médicale.

Résultats

L'étude a inclus 73 patients atteints de CHC, majoritairement des hommes (83%), avec un âge moyen de 68 ans avec une prédominance de cirrhose alcoolique comme principale étiologie (65,8 %). Les lésions hépatiques étudiées présentaient une large variabilité de taille, allant de 10 mm à 220 mm, avec une moyenne à 35 mm.

En phase artérielle, 98,6 % des lésions étaient hypervasculaires, ce qui correspond aux caractéristiques typiques du CHC. En phase veineuse, 82,2 % des lésions étaient hypovasculaires, et en phase tardive, 91,8 % des lésions étaient également hypovasculaires, comme attendu.

La reconstruction VNC a montré une faible performance diagnostique en phase artérielle, la sensibilité du Virtual Non-Contrast (VNC) est de 56,1 % et la spécificité est de 81,2 %, et avec une bonne sensibilité de 87,7% et une spécificité de 68,8% en phase veineuse et également une bonne sensibilité de 86% et une spécificité de 68,8% en phase tardive.

La comparaison entre les images obtenues sans injection de produit de contraste et les reconstructions Virtual Non-Contrast (VNC) a révélé une forte correspondance dans la détection des CHC. Les tests statistiques ont montré que les images VNC sont efficaces pour confirmer les lésions observées sans injection, notamment en phase veineuse et tardive. Le coefficient Kappa élevé ($>0,8$) indique une très bonne concordance entre les deux lectures, renforçant la fiabilité diagnostique du scanner spectral dans le cadre du diagnostic du CHC.

Conclusion

Les reconstructions Virtual Non-Contrast (VNC) représentent une avancée prometteuse dans le diagnostic du carcinome hépatocellulaire (CHC). En réduisant l'exposition aux radiations et en offrant une qualité de détection comparable à l'acquisition sans contraste vraie, le VNC présente des avantages significatifs pour la prise en charge des patients. Malgré quelques limitations notamment pour la reconstruction VNC artérielle, les résultats de cette étude soulignent le potentiel du VNC à devenir une alternative viable à l'acquisition sans injection vraie dans le diagnostic du CHC.

INTRODUCTION

I. Physiopathologie et épidémiologie du carcinome hépatocellulaire

Le carcinome hépatocellulaire (CHC) est la forme la plus courante de cancer du foie, représentant environ 75% de tous les cas [1]. Il se développe principalement chez les patients atteints de maladies chroniques du foie et de cirrhose [2]. Comprendre la physiopathologie et l'épidémiologie du CHC est crucial pour améliorer les stratégies de prévention, de diagnostic et de traitement de cette maladie.

1. Physiopathologie

1.1/Étiologie et Facteurs de Risque : Le CHC est généralement le résultat de maladies hépatiques chroniques causées par divers facteurs :

- **Consommation excessive d'alcool** : C'est la première cause de carcinome hépatocellulaire en France, facteur principal dans le développement d'une cirrhose [3-5].
- **Infections chroniques par le virus de l'hépatite B (VHB) et le virus de l'hépatite C (VHC)** : Ces infections virales sont des causes majeures du CHC [3], entraînant une inflammation chronique du foie conduisant également à la cirrhose et au développement du cancer, particulièrement dans les régions à forte prévalence (notamment en Afrique subsaharienne) [4].
- **Stéatohépatite non alcoolique (NASH)** : Avec l'augmentation de l'obésité et du diabète de type 2, la NASH est devenue une cause de plus en plus fréquente de CHC [6].

- **Toxines** : L'exposition à des toxines telles que l'aflatoxine (un produit de moisissure trouvée dans des aliments mal conservés) peut augmenter le risque de CHC [7].

1.2/Mécanismes moléculaires et cellulaires : Le développement du CHC implique plusieurs mécanismes moléculaires et cellulaires :

- **Mutations génétiques** : Les mutations dans des gènes clés comme TP53, CTNNB1 (bêta-caténine), et TERT (télomérase) sont fréquentes dans le CHC et contribuent à la carcinogénèse [8].
- **Voies de signalisation** : Les altérations des voies de signalisation, telles que Wnt/ β -caténine, MAPK, PI3K/AKT/mTOR, et TGF- β , jouent un rôle crucial dans la prolifération cellulaire, l'apoptose et l'angiogénèse [9].
- **Microenvironnement tumoral** : L'inflammation chronique, la fibrose et le remodelage tissulaire créent un environnement propice à la carcinogénèse. Les cellules immunitaires, les cellules étoilées hépatiques activées, et les cytokines pro-inflammatoires contribuent à ce processus [10].

2. Épidémiologie

2.1/ Incidence et Prévalence

Le CHC est la cinquième cause de cancer la plus fréquente dans le monde et la troisième cause de décès par cancer [11]. Son incidence varie considérablement selon les régions, étant plus élevée en Asie de l'Est et en Afrique subsaharienne en raison de la prévalence élevée des infections par le VHB et le VHC [12].

2.2/ Distribution Géographique :

- Asie de l'Est : L'incidence du CHC est particulièrement élevée en Chine, en Corée du Sud et au Japon, principalement en raison de la prévalence élevée du VHB [13].
- Afrique Subsaharienne : Cette région connaît également une incidence élevée de CHC, liée à la fois au VHB et à l'exposition à l'aflatoxine [14].
- Europe et Amérique du Nord : L'incidence est plus faible mais en augmentation en raison de la consommation excessive d'alcool en première position [15] mais aussi à cause de l'augmentation des cas de NASH et d'hépatite C [16].

2.3/ Tendances Temporelles :

Au cours des dernières décennies, les taux de CHC ont augmenté dans de nombreux pays, en grande partie en raison de l'augmentation des maladies métaboliques et des hépatites virales chroniques [17]. Toutefois, en France, l'alcool reste la cause principale de CHC, comme l'indique une étude de 2017 basée sur les données du Système National des Données de Santé. Selon cette étude, la consommation excessive d'alcool représentait la majorité des facteurs de risque identifiés chez les patients atteints de CHC, avec un impact significatif sur l'incidence de la maladie dans le pays [15]. Contrairement à certains pays d'Asie où les programmes de vaccination contre l'hépatite B et les traitements antiviraux ont permis de réduire l'incidence du CHC [18], la France continue de faire face à des défis liés à l'alcoolisme, qui reste un facteur de risque majeur. Les politiques de santé publique devront se concentrer davantage sur la réduction de la consommation d'alcool pour espérer voir une diminution similaire des cas de CHC dans les années à venir.

2.4/ Facteurs Démographiques

- Âge : Le CHC est plus fréquent chez les individus de plus de 50 ans, bien qu'il puisse survenir à un âge plus jeune chez les personnes atteintes d'hépatite B notamment [19,20].
- Sexe : Une nette prédominance masculine avec un pourcentage de 80% pour seulement 20% de sexe féminin.

La compréhension de la physiopathologie et de l'épidémiologie du CHC est essentielle pour le développement de stratégies efficaces de prévention et de traitement. Les recherches futures doivent se concentrer sur l'amélioration du dépistage, la compréhension des mécanismes moléculaires sous-jacents et le développement de thérapies ciblées pour améliorer le pronostic des patients atteints de CHC.

3. Importance du diagnostic précoce du carcinome hépatocellulaire

Le carcinome hépatocellulaire (CHC) est l'une des principales causes de décès par cancer dans le monde. La détection précoce du CHC peut ainsi significativement influencer le pronostic, la survie et la qualité de vie des patients.

4. Amélioration des Options Thérapeutiques

Lorsqu'il est diagnostiqué à un stade précoce, le CHC peut être traité par diverses méthodes curatives :

- **Résection Chirurgicale** : La chirurgie peut être une option pour les patients présentant une tumeur unique et une fonction hépatique préservée. Les taux de survie à long terme sont meilleurs lorsque la tumeur est petite et localisée [21].

- **Transplantation Hépatique** : Pour les patients éligibles, la transplantation offre une chance de guérison et améliore considérablement la survie, en éliminant non seulement la tumeur mais aussi la cirrhose sous-jacente [22].
- **Ablation Locale** : Les techniques d'ablation percutanée, sont efficaces pour les petites tumeurs et offrent une alternative moins invasive à la chirurgie [23] [24].

5. Traitements Non Chirurgicaux

Pour les patients qui ne sont pas candidats à la chirurgie, la détection précoce permet une meilleure efficacité des traitements non chirurgicaux :

- **Chimiothérapie et Thérapies Ciblées** : Les traitements systémiques sont plus efficaces lorsque la charge tumorale est faible et que le patient présente une meilleure fonction hépatique [25].
- **Radiothérapie** : La radiothérapie stéréotaxique corporelle (SBRT) est une option pour les patients avec des tumeurs inopérables, offrant un contrôle local de la tumeur [26].

Un diagnostic précoce du CHC permet des interventions moins invasives et plus ciblées, réduisant les complications et améliorant la qualité de vie des patients. Les patients détectés à un stade précoce peuvent souvent éviter les symptômes sévères de la maladie avancée, comme la douleur, l'ascite et l'insuffisance hépatique [27].

6. Prolongation de la Survie

Les données épidémiologiques montrent que les taux de survie à 5 ans pour les patients diagnostiqués à un stade précoce sont significativement plus élevés que pour ceux diagnostiqués à un stade avancé [28]. La survie médiane des patients avec CHC décelé précocement peut atteindre plusieurs années, comparée à quelques mois pour les stades avancés [29].

7. Détection de Nouvelles Lésions et Surveillance

Le diagnostic précoce permet une surveillance régulière et la détection rapide de nouvelles lésions, ce qui est crucial pour gérer les récurrences et les nouvelles tumeurs. Les patients surveillés de près peuvent bénéficier d'interventions précoces avant que les nouvelles lésions ne progressent [30].

II. Rôle de l'Imagerie Médicale dans le Diagnostic du Carcinome Hépatocellulaire (CHC)

L'imagerie médicale joue un rôle essentiel dans le diagnostic du carcinome hépatocellulaire (CHC), permettant non seulement la détection précoce des lésions mais aussi leur caractérisation précise et leur stadification. Cette évaluation est cruciale pour la planification du traitement, la surveillance de la maladie et l'évaluation du pronostic des patients. Diverses modalités d'imagerie, chacune ayant ses avantages spécifiques, sont utilisées dans le cadre du diagnostic du CHC.

1. Échographie

L'échographie est souvent la première modalité d'imagerie utilisée pour le dépistage du CHC, en particulier chez les patients présentant un risque élevé, comme ceux atteints de cirrhose ou d'hépatite virale chronique [30]. Cette technique est non invasive, largement disponible et relativement peu coûteuse [31]. L'échographie permet de visualiser l'architecture hépatique et de détecter les masses suspectes. Cependant, la sensibilité de l'échographie peut être limitée dans certains cas, tels que l'obésité et la présence de stéatose hépatique, ce qui peut masquer les lésions suspectes [32].

2. Tomodensitométrie (CT) :

2.1/ Principes physiques de la tomodensitométrie conventionnelle

Les rayons X, découverts par Roentgen en 1895, sont des ondes électromagnétiques fondamentales pour l'imagerie médicale moderne.

Ils sont produits dans un tube à rayons X selon le principe du tube Coolidge, qui génère ces rayons en chauffant un filament de tungstène pour créer un nuage d'électrons par effet thermo-ionique. Ces électrons sont ensuite accélérés vers une anode, où leur collision produit des rayons X. Ces rayons traversent le corps humain, et leur atténuation dépend de la densité des tissus, permettant ainsi de créer des images médicales. La tomodensitométrie utilise ce principe pour générer des images en coupes, utilisées pour le diagnostic médical.

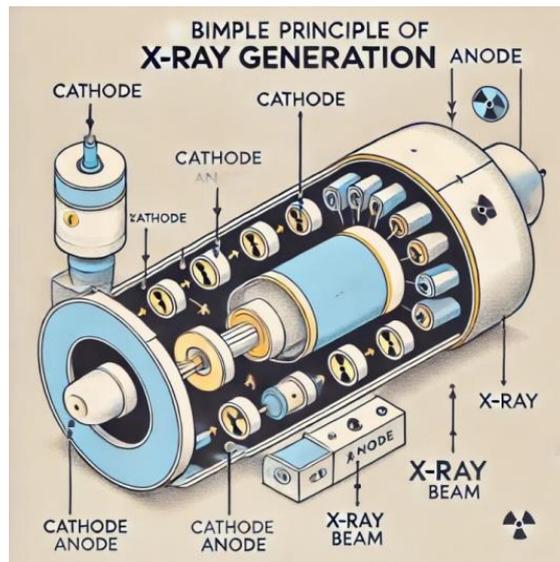
2.2/ Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique, décrit pour la première fois par Albert Einstein en 1905, constitue l'un des phénomènes physiques fondamentaux utilisés en imagerie

médicale [33]. Ce phénomène se produit lorsque l'énergie d'un photon incident est entièrement absorbée par un électron du milieu traversé, généralement dans les couches profondes d'un atome [34]. L'électron, souvent appelé photoélectron, est alors éjecté de son orbite, provoquant l'ionisation de l'atome [34].

La perte de cet électron instable entraîne une réorganisation électronique, au cours de laquelle un électron d'une couche supérieure vient combler la vacance laissée par le photoélectron. Ce processus de réarrangement libère un excès d'énergie sous la forme d'un photon de fluorescence ou d'un électron Auger [34]. Ce photon de fluorescence possède une énergie qui dépend du matériau irradié, ce qui en fait un élément clé dans l'atténuation des rayons X [35]. En effet, l'effet photoélectrique est d'autant plus important dans les matériaux de haut numéro atomique, où l'absorption des rayons X est plus élevée [36].

L'effet photoélectrique est particulièrement important en radiologie pour deux raisons principales : premièrement, il permet de bien distinguer les tissus de différentes densités et compositions, comme les os et les tissus mous [37]. Deuxièmement, l'absorption d'un photon incident par effet photoélectrique contribue à la formation d'images médicales, car elle accentue le contraste entre les tissus de densité différente [37]. Cependant, l'effet photoélectrique est fortement dépendant de l'énergie des rayons X. Cet effet est prépondérant à faible énergie, ce qui en fait un mécanisme crucial dans l'imagerie à basse énergie (30-50 keV) [36]. À des énergies plus élevées, d'autres phénomènes tels que l'effet Compton commencent à dominer [38].



Le schéma ci-dessus montre le principe de base de la génération des rayons X, mettant en évidence les composants tels que la cathode, l'anode et le faisceau de rayons X.

En imagerie médicale, l'effet photoélectrique est également responsable d'une certaine dose de radiation absorbée par le patient, ce qui nécessite un contrôle précis des paramètres de la source de rayons X [35].

En somme, l'effet photoélectrique joue un rôle essentiel dans la qualité des images en radiologie et contribue à une meilleure discrimination des structures corporelles entre elles [37]. Il constitue une composante clé dans l'optimisation des techniques d'imagerie à basse énergie [38].

2.3/ Effet Compton

L'effet Compton, bien qu'il présente certains inconvénients tels que l'augmentation du bruit de l'image et de l'irradiation du patient, est indispensable en radiologie pour plusieurs raisons. Il constitue l'une des principales interactions entre les rayons X et la matière dans les tissus biologiques à des énergies modérées à élevées, retrouvées en imagerie médicale. Ce phénomène contribue

à la formation des images en permettant la diffusion contrôlée des photons, ce qui crée des contrastes essentiels pour distinguer différentes structures anatomiques.

Utilisation en radiologie

En imagerie médicale, les photons X interagissent avec les tissus corporels, principalement par effet Compton dans les tissus mous, comme l'expliquent Compton et ses successeurs [39]. Ce processus se produit lorsque les photons ont une énergie suffisamment élevée pour ne pas être entièrement absorbés par les électrons, ce qui conduit à une diffusion partielle des rayons X. Cette diffusion contribue directement à la formation de l'image, car les photons qui ne sont ni totalement absorbés ni complètement diffusés atteignent les détecteurs, permettant de créer une image basée sur la variation d'atténuation des rayons X à travers les différents tissus [40].

La différence d'atténuation des rayons X entre les tissus mous, comme le muscle et la graisse, et les tissus plus denses, comme l'os, permet de produire des images contrastées en radiologie [41]. Par exemple, en tomodensitométrie, chaque pixel de l'image reflète le degré d'atténuation des rayons X à travers un volume de tissu donné, ce qui est influencé significativement par l'effet Compton.

Avantages spécifiques de l'effet Compton

Création du contraste : L'effet Compton est essentiel pour obtenir des images claires et différenciées en radiographie et en tomodensitométrie. Il permet d'obtenir des variations d'atténuation offrant un contraste nécessaire pour distinguer les tissus mous des structures plus denses [41].

Dans les tissus mous, les interactions Compton permettent également de visualiser des tissus à faible densité, qui seraient autrement plus difficiles à détecter si seul l'effet photoélectrique intervenait. Ce phénomène est

particulièrement utile pour imager des organes comme le foie, car il permet une pénétration plus profonde des rayons X tout en conservant suffisamment d'interactions pour générer une image [40].

Enfin, l'effet Compton est dominant à des énergies plus élevées (au-delà de 100 keV). À ces énergies, l'effet Compton se produit de manière préférentielle par rapport à l'effet photoélectrique, ce qui le rend particulièrement adapté pour les structures denses comme le crâne ou la colonne vertébrale [42].

Optimisation du processus d'imagerie

En radiologie moderne, des efforts ont été faits pour réduire les effets négatifs de la diffusion Compton tout en maximisant son utilité. Des techniques de filtrage et d'optimisation des paramètres du scanner permettent de limiter la dégradation de l'image due au bruit tout en maintenant une excellente qualité d'image pour le diagnostic [43]. A titre d'exemple, la reconstruction itérative des images utilisées en tomodensitométrie permet de réduire le bruit induit par la diffusion tout en conservant les détails essentiels pour une image diagnostique précise. Ce phénomène, particulièrement utile dans l'imagerie des tissus mous et à haute énergie, reste un pilier central de la radiologie moderne [44]. Le schéma ci-dessous montre l'effet Compton, où un photon incident interagit avec un électron, ce qui entraîne l'éjection de l'électron.

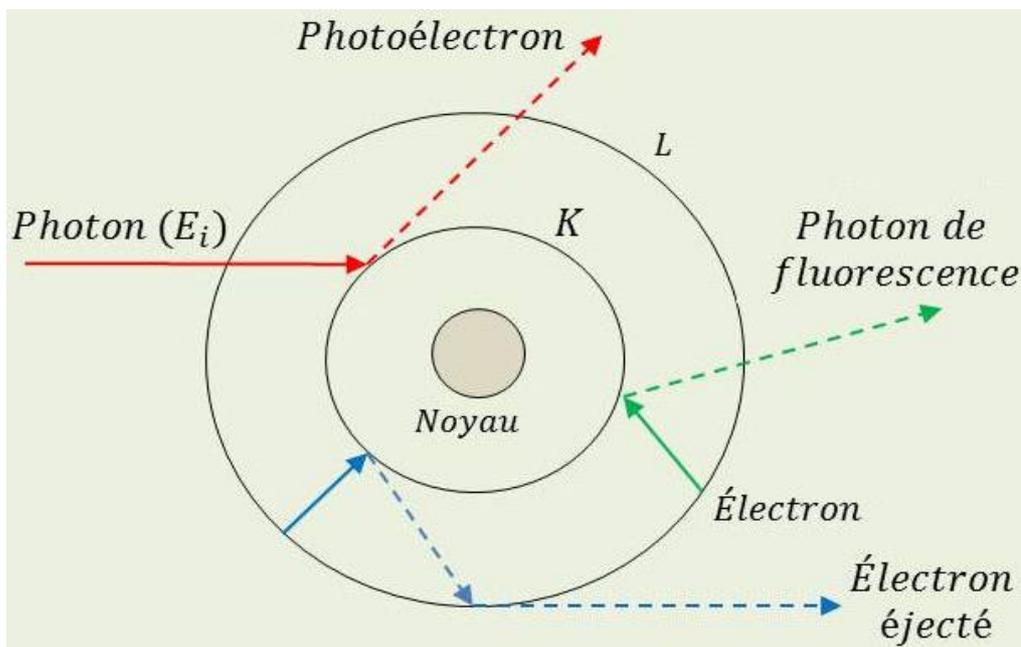


Figure 2 : L'Effet Compton

Imagerie Spectrale

L'imagerie spectrale représente une avancée significative par rapport à l'imagerie conventionnelle.

Dans l'imagerie traditionnelle, les photons X traversent les tissus du corps, et leur atténuation est définie par un coefficient d'atténuation linéaire qui dépend de trois facteurs principaux : la composition des tissus, leur densité, et l'énergie des photons émis. Ce modèle d'atténuation fonctionne efficacement pour différencier des structures corporelles ayant des caractéristiques physiques très différentes, telles que les os et les tissus mous. Cependant, cette approche présente des limitations lorsqu'il s'agit de distinguer des structures aux propriétés similaires, par exemple, entre différents types de tissus mous ou entre des dépôts calciques et des structures vasculaires [45].

L'imagerie spectrale exploite une caractéristique fondamentale des photons X :

leur interaction avec la matière varie en fonction de leur énergie. Cette méthode permet de mesurer les coefficients d'atténuation des matériaux à plusieurs énergies, offrant ainsi la possibilité de différencier des matériaux qui pourraient sembler identiques en imagerie conventionnelle [46]. En utilisant deux ou plusieurs faisceaux de rayons X à différentes énergies, l'imagerie spectrale fournit des informations supplémentaires sur les propriétés physiques et chimiques des tissus. Cela permet, par exemple, d'identifier des calculs rénaux en fonction de leur composition chimique [47].

Un autre avantage majeur de l'imagerie spectrale est la capacité à générer des images dites "**virtual non-contrast**" (**VNC**), qui simulent, en supprimant l'iode en utilisant les différents niveaux d'énergie acquis, une acquisition sans injection de produit de contraste iodé, tout en fournissant une image diagnostique de haute qualité [48].

2.5/ Technologies du Scanner Spectral

Depuis 2006, plusieurs technologies de scanners spectraux ont vu le jour. Ces nouvelles technologies utilisent différentes méthodes pour capturer des images à plusieurs énergies, chacune offrant des avantages uniques en fonction des applications cliniques [49].

L'une des premières technologies introduites est le **switching de kilovoltage**, où la tension du tube de rayons X change rapidement entre deux niveaux d'énergie (par exemple, de 80 kV à 140 kV) au cours de la même rotation du scanner [50]. Cela permet de collecter des données à deux énergies distinctes et de produire des images spectrales à partir de ces acquisitions. Cette technologie est particulièrement efficace pour améliorer la détection de calculs rénaux et d'acide urique.

Le **scanner double source** utilise deux tubes de rayons X et deux détecteurs fonctionnant simultanément à différentes énergies [51]. Cette technologie permet d'acquérir des images en double énergie sans devoir alterner la tension du tube, ce qui améliore la résolution temporelle et réduit la durée des examens.

Enfin, le **scanner à détecteur multicouche** est une technologie plus récente qui repose sur des détecteurs capables de distinguer directement les photons en fonction de leur énergie [52]. Ces détecteurs divisent les photons en plusieurs niveaux d'énergie, ce qui permet d'acquérir des données spectrales à partir d'une seule exposition.

Ces différentes technologies permettent d'adapter l'imagerie spectrale à un large éventail d'applications cliniques, allant de l'évaluation des pathologies vasculaires et oncologiques à la détection de dépôts d'acide urique dans les articulations [53]. Elles représentent une avancée majeure pour la radiologie moderne, offrant des possibilités diagnostiques accrues et une meilleure précision dans l'interprétation des images.

- **Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)**

Bien qu'utilisé en deuxième intention en comparaison au scanner, l'IRM est largement considérée comme l'une des modalités les plus sensibles et spécifiques pour le diagnostic du CHC [54]. L'IRM multiparamétrique, qui inclut des séquences pondérées en T1 et T2 ainsi que l'utilisation de produit de contraste à base de gadolinium, permet une évaluation détaillée des lésions hépatiques [55]. L'IRM est particulièrement utile pour différencier le CHC des autres lésions bénignes, telles que l'hémangiome et l'hyperplasie nodulaire focale [56]. En outre, l'IRM permet une évaluation plus précise des

caractéristiques tissulaires, telles que la graisse intratumorale et la fibrose, ce qui peut influencer la prise en charge thérapeutique.

- **Imagerie par Résonance Magnétique avec Agents de Contraste Spécifiques**

L'utilisation d'agents de contraste spécifiques, comme le gadoxétate disodique (Gd-EOB-DTPA, PRIMOVIST), améliore la détection et la caractérisation des lésions hépatiques [57]. Ces agents de contraste sont captés par les hépatocytes fonctionnels et excrétés dans les voies biliaires, ce qui permet une visualisation claire des lésions dans la phase hépatobiliaire [58]. Cette technique est particulièrement utile notamment pour distinguer le CHC des nodules régénératifs.

- **Tomographie par Émission de Positons (TEP)**

La tomographie par émission de positons (TEP), souvent combinée avec la CT (TEP/CT), utilise des traceurs radioactifs pour détecter les activités métaboliques élevées des cellules cancéreuses [59]. Bien que la TEP soit moins couramment utilisée pour le diagnostic initial du CHC, elle est particulièrement utile pour la détection des métastases extra-hépatiques et pour évaluer la réponse au traitement [60].

- **Élastographie**

L'élastographie est une technique relativement nouvelle qui mesure la rigidité du foie, un indicateur de fibrose et de cirrhose [61]. Les patients atteints de CHC ont souvent une fibrose hépatique sous-jacente, et l'élastographie peut être utile pour évaluer l'étendue de cette fibrose. Les deux principales techniques d'élastographie utilisées sont l'élastographie transitoire (FibroScan) et

l'élastographie par résonance magnétique (MRE) [62].

- **Innovations Technologiques et Perspectives Futures**

Les avancées technologiques continuent d'améliorer les capacités de l'imagerie médicale pour le diagnostic du CHC. Les développements récents incluent l'intelligence artificielle (IA) et l'apprentissage automatique, qui peuvent améliorer la précision diagnostique et la détection des lésions [63]. Les algorithmes d'IA peuvent analyser de grandes quantités de données d'imagerie pour identifier des patterns indicatifs de CHC, souvent invisibles à l'œil humain [64]. De plus, les techniques de fusion d'images, combinant les informations de différentes modalités d'imagerie, sont une avancée prometteuse dans le futur pour l'évaluation complète et détaillée des lésions hépatiques [65].

3. Classification LI-RADS

La classification LI-RADS (Liver Imaging Reporting and Data System) pour le scanner (CT) a été développée pour standardiser le rapport d'imagerie hépatique chez les patients à risque de carcinome hépatocellulaire (CHC). Voici la classification LI-RADS pour le scanner selon le LI-RADS V2018 Manual pour l'évaluation des lésions hépatiques suspectes de carcinome hépatocellulaire (CHC)1. Catégories LI-RADS :

- **LR-1: Lésion bénigne certaine**

- Exemple : Kyste, hémangiome.
- Caractéristiques : Lésion bénigne avec des caractéristiques typiques, pas de suspicion de malignité.

- **LR-2: Lésion probablement bénigne**

- Caractéristiques : Lésion avec une forte probabilité d'être bénigne, mais qui

présente des caractéristiques atypiques.

- **LR-3: Lésion indéterminée**

- Caractéristiques : Lésion avec un risque intermédiaire de malignité, caractérisée par des caractéristiques à la fois bénignes et suspectes.

- **LR-4: Lésion probablement maligne (probablement CHC)**

- Caractéristiques : Lésion avec des caractéristiques fortement suggestives de CHC mais ne remplissant pas tous les critères pour LR-5.

- **LR-5: Lésion maligne certaine (CHC certain)**

- Caractéristiques :

- 1/ Hypervascularisation artérielle.

- 2/ Wash-out en phase portale ou tardive.

- 3/ Capsule ou pseudocapsule.

- 4/ Croissance de la lésion $\geq 50\%$ en 6 mois ou plus.

- **LR-M: Malignité probable, non-CHC**

- Caractéristiques : Lésions malignes qui ne sont pas des CHC, telles que le cholangiocarcinome ou les métastases.

- **LR-TIV: Invasion tumorale vasculaire**

- Caractéristiques : Présence de tumeur envahissant les vaisseaux, souvent la veine porte ou ses branches.

- **Critères majeurs pour LR-4 et LR-5 :**

- 1/ Taille de la lésion :

- Influence la probabilité que la lésion soit un CHC.
- Plus la lésion est grande, plus la probabilité de malignité est élevée.

2/ Rehaussement artériel :

- La lésion montre un rehaussement hyperintense pendant la phase artérielle par rapport au parenchyme hépatique environnant.

3/ Wash-out:

- La lésion montre une perte de contraste (wash-out) en phase portale et/ou tardive, indiquant une probabilité plus élevée de CHC.

4/ Capsule :

- Présence d'une capsule ou d'une pseudocapsule autour de la lésion.

• **Critères mineurs:**

1/ Croissance :

- Une augmentation de la taille de la lésion $\geq 50\%$ en 6 mois est un indicateur fort de malignité.

2/ Impression générale :

- Basée sur l'expérience du radiologue, prenant en compte l'ensemble des caractéristiques.

Tableau diagnostique du ACR LI-RADS V2018 Manual

Hypervascularisation à la phase artérielle (HVPA)		Pas de HVPA		HVPA non-périphérique		
		< 20	≥ 20	< 10	10-19	≥ 20
Taille de l'observation (mm)						
Nombre de critères majeurs: • « Capsule » se rehaussant • « Lavage » non-périphérique • Croissance supérieure au seuil de progression	Aucun	LR-3	LR-3	LR-3	LR-3	LR-4
	Un	LR-3	LR-4	LR-4	LR-4 LR-B-5	LR-5
	\geq Deux	LR-4	LR-4	LR-4		LR-5

Les observations dans ces cellules sont classées selon le critère majeur additionnel:

- LR-4 - si « capsule » se rehaussant
- LR-5 - si « lavage » non périphérique ou croissance supérieure au seuil de progression



En cas d'incertitude sur la présence d'un critère majeur: considérer le critère comme absent

4. Introduction au Concept du Virtual Non Contrast (VNC)

Comme dit précédemment, le diagnostic et la caractérisation précise des lésions hépatiques sont essentiels pour la gestion optimale des patients atteints de carcinome hépatocellulaire (CHC). L'hélice sans injection de produit de contraste est nécessaire pour la caractérisation de celles-ci selon les critères LI-RADS sus-décrits. Le concept de Virtual Non Contrast (VNC) a émergé comme une solution innovante, permettant de générer des images équivalentes à celles obtenues sans injection, à partir de données acquises avec contraste.

- **Principe du Virtual Non Contrast**

Le VNC repose sur l'utilisation du scanner spectral, qui capture des données à différentes énergies photoniques lors d'une même acquisition [66]. Ces données permettent de différencier et de séparer les matériaux en fonction de leurs propriétés de densité et de composition [67]. En utilisant des algorithmes de post traitement, il est possible de reconstruire des images qui simulent l'apparence des images obtenues sans injection de produit de contraste en supprimant le niveau d'énergie de l'iode [68].

- **Avantages du Virtual Non Contrast**

L'un des principaux avantages du VNC est qu'il élimine la nécessité d'une acquisition sans contraste, réduisant ainsi l'exposition globale du patient aux rayonnements [69].

- **Comparaison avec les Techniques Traditionnelles**

Les images VNC générées par le scanner spectral ont montré une qualité comparable à celle des images obtenues par des acquisitions sans injection de contraste [70]. Des études ont démontré que le VNC pouvait efficacement

remplacer les examens sans contraste pour la détection et la caractérisation des lésions focales à l'étage abdominal, offrant une alternative viable et moins invasive [71]. En outre, le VNC peut dans certains cas permettre de mieux visualiser des lésions très hypodenses [72].

- **Applications Cliniques**

Le VNC serait particulièrement utile pour les patients à risque élevé de CHC, tels que ceux atteints de cirrhose ou d'hépatite virale chronique, car il permet de réduire l'irradiation chez ces patients bénéficiant de scanners réguliers. De plus, le VNC peut être utilisé pour évaluer d'autres pathologies hépatiques, telles que les métastases, les adénomes et les hémangiomes, offrant ainsi une solution polyvalente pour l'imagerie hépatique [74,75].

- **Perspectives Futures**

Avec l'amélioration continue des algorithmes de reconstruction et des technologies du scanner spectral, il est probable que le VNC devienne une norme dans l'imagerie du CHC. La recherche actuelle se concentre sur l'optimisation des techniques de VNC pour améliorer la qualité des images et la précision diagnostique, ouvrant la voie à des applications cliniques plus larges [76].

III. Objectifs de l'étude :

Plusieurs études ont en effet été publiées sur l'apport du VNC dans le diagnostic des lésions néoplasiques sauf qu'à notre connaissance aucune n'a porté sur la comparaison entre le VNC permis par le scanner spectral aux trois temps artériel, veineux et tardif face à l'acquisition sans injection dans le diagnostic du CHC.

L'objectif principal sera d'évaluer l'efficacité du Virtual Non Contrast (VNC) pour le diagnostic du carcinome hépatocellulaire (CHC) en comparant les résultats du Virtual Non-Contrast (VNC) sur les différentes phases : artérielle, veineuse et tardive avec ceux de l'acquisition sans injection de produit de contraste vraie.

Ensuite, il s'agira de comparer les trois phases VNC entre elles (VNC A, VNC V, VNC T) pour évaluer les différences de performance diagnostique entre les phases.

MATERIELS & METHODES

Cette section décrit les méthodes utilisées pour mener l'étude, incluant la conception de l'étude, la population cible, les outils de mesure, et les techniques d'analyse des données.

I. Conception de l'étude

Cette étude est une étude comparative rétrospective visant à évaluer la sensibilité et la spécificité de la reconstruction d'images non injectées par le virtual non contrast (VNC) permise par le scanner spectral sur les acquisitions artérielle, veineuse et tardive. L'étude a été menée sur une période de 6 mois, de février à juillet 2024, dans le service d'imagerie digestive au CHU de Lille.

II. Population et Échantillonnage

- **Population cible** : L'étude a inclus des patients adultes (âgés de 18 ans et plus) diagnostiqués avec un carcinome hépatocellulaires retenu sur un faisceau d'arguments cliniques (cirrhose sous-jacente), d'imagerie selon les critères de Barcelone et/ou confirmation histologique.
- **Critères d'inclusion** : Patients ayant eu un scanner spectral dans le service, dans le cadre du suivi ou du diagnostic d'un CHC présumé.
- **Critères d'exclusion** : patients ayant déjà reçu un traitement pour le CHC avant l'examen d'imagerie comparé sauf récurrence vraie.
- **Taille de l'échantillon** : Un total de 73 patients répondant aux critères d'inclusion a été sélectionné. L'échantillon a été constitué par échantillonnage consécutif des dossiers médicaux des patients ayant subi un scanner spectral dans le cadre de l'indication sus décrite.

III. Matériel

- **Scanner Spectral** : Les examens ont été effectués sur un scanner spectral IQON (Philips Healthcare), en service depuis septembre 2020. Le protocole d'acquisition utilisait une matrice de 512 x 512 mm, une collimation de 64 x 0.625 mm, un temps de rotation de 0.4 s et un pitch de 1. L'acquisition se faisait avec un voltage de 120 kV et une modulation automatique des milliampères/seconde (mAs) pour optimiser la dose, avec une intensité moyenne de 120 mAs pour une dose délivrée moyenne de 1418 mGy/cm. Pour les phases injectées, 1 ml/kg d'Iomeron 400 mg/ml (Bracco Imaging) était administré à une vitesse de 3 ml/s. Les reconstructions étaient effectuées en coupes de 1 mm, avec un incrément de 0,5 mm, en utilisant des techniques de réduction de bruit par reconstruction itérative, conformément aux recommandations du constructeur. Les reconstructions conventionnelles étaient basées sur des images à 70 kV, énergie considérée comme équivalente à du 120 kV en scanner conventionnel.

IV. Méthodes de Collecte des Données

Le scanner spectral IQON utilisé dans cette étude permet une acquisition optimisée des images avec les mêmes paramètres techniques susmentionnés. Cette technologie permet une différenciation précise des tissus selon leur composition et offre la possibilité de reconstruire des images Virtual Non-Contrast (VNC) à partir des données après injection de produit de contraste.

Le protocole d'acquisition pour le scanner spectral a été réalisé comme suit :

- **Phase sans contraste** : Réalisée en premier servant de référence.
- **Phase artérielle** : Commencée 25 secondes après l'injection du produit de contraste, permettant d'apprécier le caractère hypervasculaire des lésions.
- **Phase portale** : Réalisée 65 secondes après l'injection, permettant une évaluation précise du washout des lésions.
- **Phase tardive** : Réalisée 3 à 5 minutes après l'injection, elle permet également d'apprécier le wash-out, notamment quand il est tardif.
- **VNC** : Les images VNC ont été générées en post traitement à partir des hélices injectées au temps artériel, veineux et tardif.

V. Analyse des Images

L'ensemble des données étaient disponibles au sein du logiciel PACS IntelliSpace Radiology et Portal Philips.

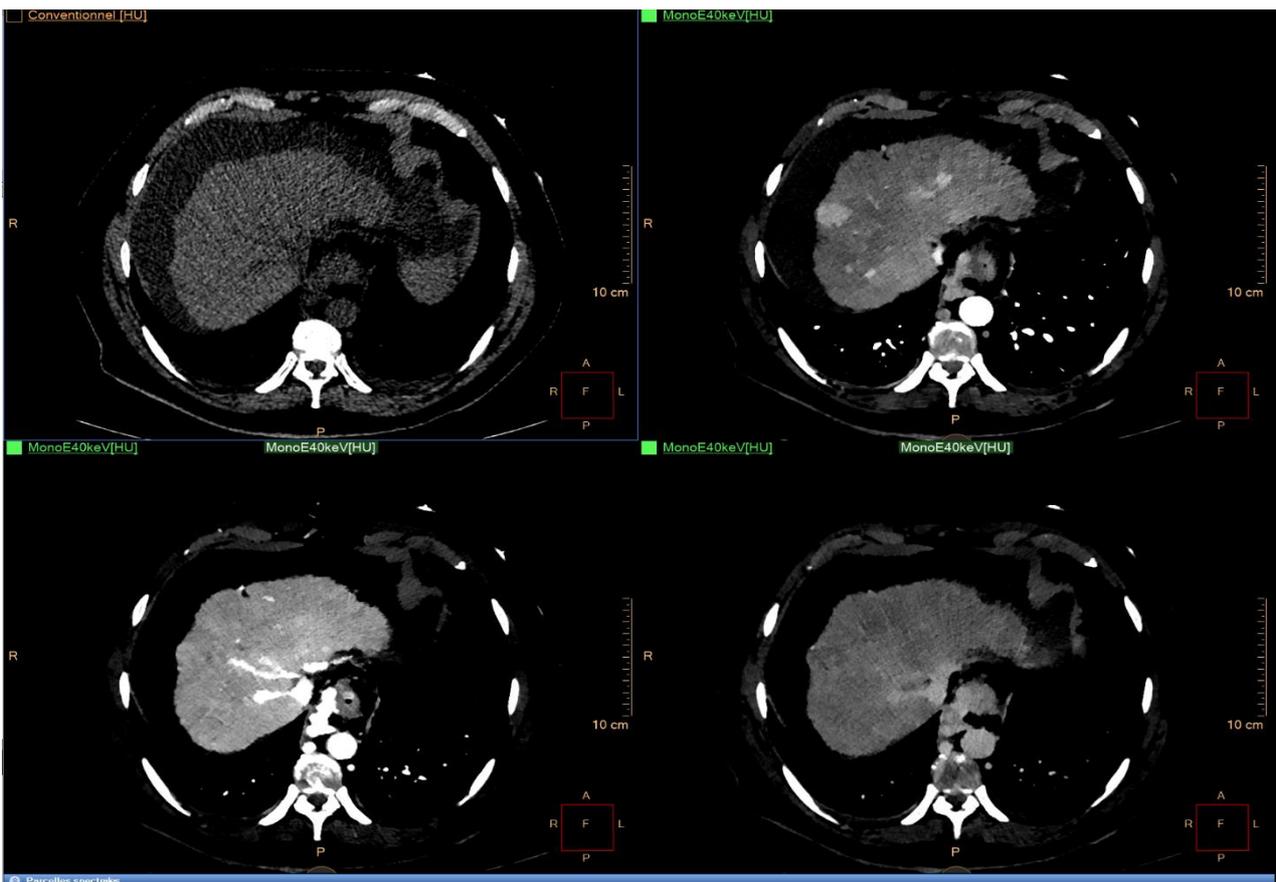
Les images obtenues ont été analysées par deux radiologues au sein du service d'imagerie du CHU de Lille. Les critères LI-RADS (Liver Imaging Reporting and Data System) ont été appliqués. Les discordances entre les évaluations ont été résolues par consensus.

VI. Fiabilité des Instruments

Les appareils sont calibrés régulièrement et les protocoles de maintenance régulière ont été suivis.

VII. Gold Standard

Le gold standard pour le diagnostic positif du CHC chez les patients de cette étude a été basé sur les critères de Barcelone qui font partie des recommandations du Barcelona Clinic Liver Cancer (BCLC) ou des confirmations histopathologiques à défaut. En effet, le diagnostic est retenu lorsque les caractéristiques typiques sont observées à l'imagerie (à savoir : **hypervascularisation artérielle** suivie d'un **wash-out** en phase portale ou tardive) chez un patient cirrhotique avec un nodule > 1 cm, si ces critères sont douteux ou non remplis, un examen anatomopathologique sur biopsie est réalisé pour confirmer la nature de la lésion.



Exemple d'une lésion de CHC présentant un réhaussement au temps artériel et un wash-out au temps tardif

VIII. Analyse statistique

Les données qualitatives sont exprimées en termes d'effectif (n) et de pourcentage (%).

Les performances diagnostiques des différentes reconstructions (VNC A, VNC V, et VNC T) sont évaluées à travers les indices de performance suivants : sensibilité et spécificité.

Les tableaux croisés fournissent une méthode systématique pour comparer et analyser les données catégorielles dans notre étude, permettant une évaluation approfondie de la performance du scanner spectral et la reconstruction VNC et des lectures pour le diagnostic du CHC.

Le test du Khi-deux est utilisé dans notre étude pour déterminer si les différences observées dans la détection des lésions au VNC par rapport à l'hélice sans injection vraie sont statistiquement significatives.

Les courbes ROC (Receiver Operating Characteristic) permettent d'évaluer la précision globale des tests en traçant la sensibilité contre le taux de faux positifs (1 - spécificité) pour différentes valeurs seuils.

Le coefficient Kappa est utilisé pour évaluer la concordance entre les évaluations des deux lecteurs.

IX. Considérations Éthiques

Cette étude a obtenu l'avis favorable du *comité d'éthique pour la recherche en imagerie médicale (CERIM)*.

Le consentement écrit éclairé des patients n'a pas été exigé pour cette étude. Une non-opposition à l'utilisation des données dans le cadre de la recherche médicale est mentionnée dans chaque compte rendu fourni au patient à l'issue de son examen.

En appliquant rigoureusement les méthodes définies, l'objectif de cette étude est de fournir des preuves solides quant à la comparaison entre l'acquisition d'images sans injection réelle et la reconstruction virtuelle d'images non injectées par scanner spectral dans le cadre du diagnostic du carcinome hépatocellulaire (CHC).

RESULTATS

I. Caractéristiques de la Population Étudiée :

L'étude a inclus un total de 73 patients atteints de CHC dont la répartition selon le sexe montre :

- Hommes (M) : 63 patients sont des hommes, représentant 86,3% de l'échantillon.
- Femmes (F) : 10 patients sont des femmes, représentant 13,7% de l'échantillon.
- La distribution montre une prédominance masculine très marquée parmi les patients atteints de CHC et inclus dans cette étude face à un faible pourcentage de femmes (13,7%) ce qui est cohérent avec la littérature sur l'épidémiologie du carcinome hépatocellulaire. Cette répartition est montrée dans la figure 4.

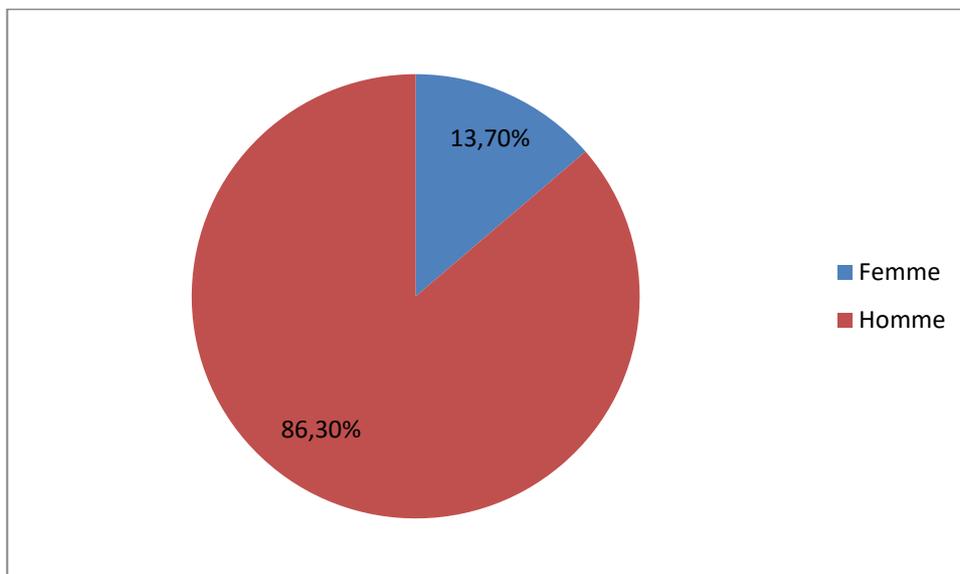


Figure 4 : Répartition des patients selon le sexe

L'échantillon composé de 73 observations, toutes valides, sans données manquantes confère une bonne représentativité de la population étudiée. Avec une moyenne et une médiane très proches (66,9 et 68 ans respectivement), la distribution des âges est symétrique. L'écart-type relativement modéré (9,9 ans) indique que la plupart des âges sont concentrés autour de la moyenne, avec quelques valeurs plus extrêmes (minimum de 20 ans et maximum de 85 ans) qui n'affectent pas significativement la moyenne.

- **Statistiques des âges**

AGE

N	Valide	73
	Manquante	0
Moyenne		66,9
Médiane		68
Ecart-type		9,9
Minimum		20
Maximum		85

Figure 5 : Etude analytique de l'âge des patients

- **Analyse de taille**

L'intervalle des tailles des lésions (de 10 mm à 220 mm) est large, ce qui renforce l'idée d'une grande variabilité au sein de l'échantillon. Cette diversité élevée de taille est en faveur de la fiabilité de notre étude comparative, bien que la moyenne des lésions reste relativement élevée (35 mm).

Taille (mm)		
N	Valide	73
	Manquante	0
Moyenne		35,4
Médiane		27
Ecart-type		33,7
Minimum		10
Maximum		220

Figure 6 : Statistiques Descriptives de la taille (mm) de lésions dans notre échantillon

▪ **Etude des étiologies du CHC dans notre étude**

Parmi les 73 observations étudiées, 89% présentent une cirrhose qui crée un environnement pro-oncogénique par le biais de l'inflammation chronique, de la régénération hépatocytaire et de la fibrose, favorisant ainsi le développement du CHC. Ainsi, l'analyse des étiologies du CHC dans cet échantillon de 73 patients montre une nette prédominance de la cirrhose alcoolique, qui représente 65,8% des cas, indiquant l'importance de l'alcool comme facteur de risque majeur. La cirrhose mixte alcoolique et métabolique constitue 11% des cas, suggérant une interaction significative entre ces facteurs.

Les autres étiologies, notamment virales, bien que moins fréquentes, révèlent la diversité des causes sous-jacentes de la maladie. La faible incidence des cas liés à l'hémochromatose seule (1,4%) et les diverses combinaisons étiologiques soulignent la complexité de la pathologie.

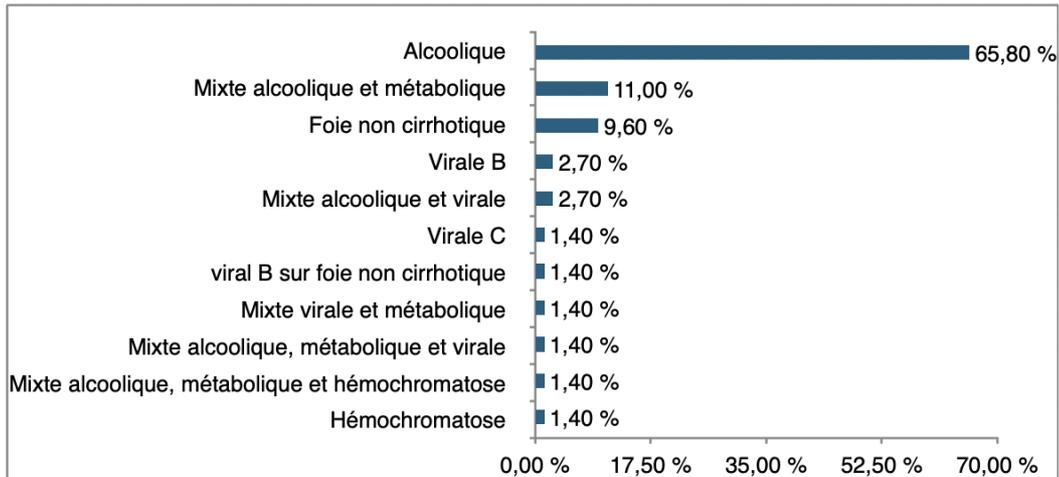


Figure 7 : Répartition des étiologies du CHC dans notre échantillon

II. Apport du scanner spectral dans la détection des lésions hépatiques

Sur un total de 73 patients ayant bénéficié d'une imagerie par scanner spectral, les résultats étaient les suivants :

- **Phase artérielle (40 keV) :**
 - **Hyperdense (72 cas, 98,6%) :** La grande majorité des lésions sont hypervasculaires, ce qui est cohérent avec le diagnostic de CHC, caractérisé par une hypervascularisation en phase artérielle.
 - **Hypodense (1 cas, 1,4%) :** Un seul cas a montré une hypovascularisation, ne remplissant pas ainsi les critères de Barcelone ce qui a nécessité une confirmation histologique.
- **Phase veineuse (40 keV) :**
 - **Hyperdense (2 cas, 2,7%) :** seuls deux cas ont présenté une hypervascularisation persistante au temps veineux.
 - **Hypodense (60 cas, 82,2%) :** La majorité des lésions sont hypovasculaires, comme attendu en phase veineuse.

- **Isodense (11 cas, 15,1%)** : Un pourcentage notable présente une intensité similaire aux tissus normaux, rendant les lésions moins discernables, et ne remplissant pas les critères de Barcelone.
- **Phase tardive (40 keV)** :
 - **Hyperdense (1 cas, 1,4%)** : 1 seul cas avec persistance d'une hypervascularisation en phase tardive, ayant nécessité une confirmation histologique.
 - **Hypodense (67 cas, 91,8%)** : La majorité des lésions montrent une hypovascularisation, typique de la phase tardive dans le contexte.
 - **Isodense (5 cas, 6,8%)** : Quelques lésions présentent une intensité similaire aux tissus environnants, ne remplissant donc pas les critères de Barcelone.

Les résultats obtenus dans les trois temps par le scanner spectral sont représentés dans la figure 10.

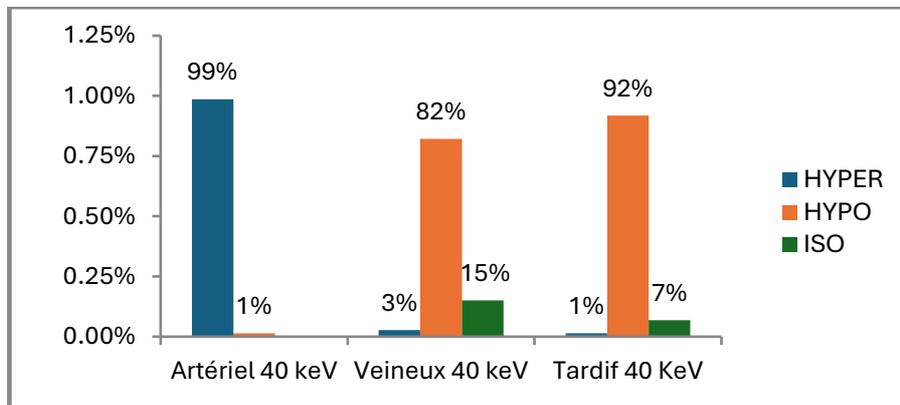


Figure 8 : Résultats obtenus aux temps artériel, veineux et tardif chez 73 patients

III. Comparaison des résultats d'imageries obtenues sans injection iodée en scanner spectral et les trois acquisitions après reconstruction VNC

- **1e LECTURE**

1/ Sans iodée et VNC artériel :

Comparaison des images scanographiques obtenues en Virtual Non Contrast (VNC) au temps artériel avec les images non injectées (sans iDose) :

Analyse des Hypodensités :

Le VNC au temps artériel détecte 56,1 % des hypodensités identifiées par le scanner sans iDose, montrant une faible sensibilité.

Analyse des Isodensités :

Le VNC au temps artériel est concordant avec l'hélice sans injection avec une spécificité de 81,2 %.

Il est à noter que 18,8% des lésions isodenses (3 cas) sur l'hélice sans injection vraie étaient hypodenses sur le VNC artériel suggérant une meilleure visibilité de l'hypodensité sur le VNC artériel pour ces lésions (non significative en raison du faible nombre).

La comparaison entre le scanner sans iDose et le VNC artériel montre une faible sensibilité pour les lésions hypodenses et une bonne concordance pour les lésions isodenses.

Le test du Khi-deux de Pearson, donne une p-value de 0,008, statistiquement significative pour la comparaison du VNC artériel et du sans injection vrai.

Tableau croisé					
			VNC A		Total
			HYPO	ISO	
Sans iDose	HYPO	Effectif	32	25	57
		% compris dans Sans iDose	56,1%	43,9%	100,0 %
		% compris dans VNC A	91,4%	65,8%	78,1%
	ISO	Effectif	3	13	16
		% compris dans Sans iDose	18,8%	81,2%	100,0 %
		% compris dans VNC A	8,6%	34,2%	21,9%
Total	Effectif		35	38	73
	% compris dans Sans iDose		47,9%	52,1%	100,0 %
	% compris dans VNC A		100,0 %	100,0 %	100,0 %

Tests du Khi-deux

	Valeur	ddl	Signification asymptotique (bilatérale)
Khi-deux de Pearson	6,998 ^a	1	,008

2/ Sans iDose et VNC veineux :

La comparaison des images scannographiques obtenues en Virtual Non Contrast (VNC) au temps veineux avec les images non injectées (sans iDose) a montré :

Analyse des Hypodensités :

- **Correspondance élevée** : Le tableau montre que 50 des 57 cas identifiés comme hypodenses dans le scanner sans iDose ont également été classés comme hypodenses dans le VNC veineux. Cela représente une correspondance de 87,7%.

Analyse des Isodensités :

- **Concordance partielle** : Sur les 16 cas isodenses identifiés dans le scanner sans iDose, 11 ont également été classés comme isodenses dans le VNC veineux, correspondant à une spécificité à 68,8%.
Toutefois, et à nouveau, 5 lésions classées comme isodenses sur le sans injection vrai ont été mieux discriminées (hypodenses) sur le VNC veineux, restant également non significatif dans cette étude en raison du faible nombre.

Ainsi, la comparaison entre le scanner sans iDose et le VNC veineux montre en somme une très bonne correspondance, avec une sensibilité élevée pour la détection des lésions hypodenses.

Tableau croisé

			VNC V		Total
			HYPO	ISO	
Sans iDose	HYPO	Effectif	50	7	57
		% compris dans Sans iDose	87,7%	12,3%	100,0 %
		% compris dans VNC V	90,9%	38,9%	78,1%
	ISO	Effectif	5	11	16
		% compris dans Sans iDose	31,2%	68,8%	100,0 %
		% compris dans VNC V	9,1%	61,1%	21,9%
Total	Effectif		55	18	73
	% compris dans Sans iDose		75,3%	24,7%	100,0 %
	% compris dans VNC V		100,0 %	100,0 %	100,0 %

Tests du Khi-deux

	Valeur	ddl	Signification asymptotique (bilatérale)
Khi-deux de Pearson	21,444 ^a	1	,001

3/ Sans iDose et VNC tardif :

La comparaison des images scannographiques obtenues en Virtual Non Contrast (VNC) au temps tardif avec les images non injectées (sans iDose) a montré:

Analyse des Hypodensités : Le VNC au temps tardif détecte 86% des hypodensités identifiées par l'hélice sans iDose, ce qui démontre une bonne sensibilité également.

Analyse des Isodensités : Le VNC au temps tardif présente une spécificité de 68,8%, avec également 5 lésions bien vues sur le VNC tardif et classées comme isodenses sur le sans injection vrai, restant non significatives en raison du faible nombre.

La comparaison entre le scanner sans iDose et le VNC tardif montre une bonne correspondance, tout comme le VNC veineux, avec une sensibilité élevée pour les lésions hypodenses.

Tableau croisé

			VNC T		Total
			HYPO	ISO	
Sans iDose	HYPO	Effectif	49	8	57
		% compris dans Sans iDose	86,0%	14,0%	100,0 %
		% compris dans VNC T	90,7%	42,1%	78,1%
	ISO	Effectif	5	11	16
		% compris dans Sans iDose	31,2%	68,8%	100,0 %
		% compris dans VNC T	9,3%	57,9%	21,9%
Total	Effectif		54	19	73
	% compris dans Sans iDose		74,0%	26,0%	100,0 %
	% compris dans VNC T		100,0 %	100,0 %	100,0 %

Tests du Khi-deux

	Valeur	ddl	Signification asymptotique (bilatérale)
Khi-deux de Pearson	19,426 ^a	1	,001

- **2° LECTURE**

1/ Sans idose et VNC A :

Tableau croisé

			Sans iDose		Total
			HYPO	ISO	
VNC A	HYPO	Effectif	32	3	35
		% compris dans VNC A	91,4%	8,6%	100,0%
		% compris dans Sans iDose	56,1%	18,8%	47,9%
	ISO	Effectif	25	13	38
		% compris dans VNC A	65,8%	34,2%	100,0%
		% compris dans Sans iDose	43,9%	81,2%	52,1%
Total		Effectif	57	16	73
		% compris dans VNC A	78,1%	21,9%	100,0%
		% compris dans Sans iDose	100,0%	100,0%	100,0%

Tests du Khi-deux

	Valeur	ddl	Signification asymptotique (bilatérale)
Khi-deux de Pearson	6,998 ^a	1	,008

Le tableau croisé a montré des résultats identiques à la première lecture, avec une sensibilité de 56,1% et une spécificité de 81,2 %, statistiquement significatifs.

2/ Sans iDose et VNC V

Tableau croisé

		Sans iDose		Total	
		HYPO	ISO		
VNC V	HYPO	Effectif	50	5	55
		% compris dans VNC V	90,9%	9,1%	100,0%
		% compris dans Sans iDose	87,7%	31,2%	75,3%
	ISO	Effectif	7	11	18
		% compris dans VNC V	38,9%	61,1%	100,0%
		% compris dans Sans iDose	12,3%	68,8%	24,7%
Total	Effectif	57	16	73	
	% compris dans VNC V	78,1%	21,9%	100,0%	
	% compris dans Sans iDose	100,0%	100,0%	100,0%	

Tests du Khi-deux

	Valeur	ddl	Signification asymptotique (bilatérale)
Khi-deux de Pearson	21,444 ^a	1	,001

La comparaison entre les résultats sans iDose et ceux du VNC en phase veineuse montre des résultats similaires, avec une très bonne sensibilité de 87,7% et une spécificité modérée de 68,8%, avec des lésions à nouveau mieux discriminées parfois sur le VNC veineux (5 cas), avec un résultat statistiquement significatif.

3/ Sans idose et VNC T

Tableau croisé

		Sans iDose		Total	
		HYPO	ISO		
VNC T	HYPO	Effectif	49	5	54
		% compris dans VNC T	90,7%	9,3%	100,0%
		% compris dans Sans iDose	86,0%	31,2%	74,0%
	ISO	Effectif	8	11	19
		% compris dans VNC T	42,1%	57,9%	100,0%
		% compris dans Sans iDose	14,0%	68,8%	26,0%
Total	Effectif	57	16	73	
	% compris dans VNC T	78,1%	21,9%	100,0%	
	% compris dans Sans iDose	100,0%	100,0%	100,0%	

Le VNC en phase tardive montre une excellente sensibilité, légèrement supérieure à celle du premier lecteur (90,7% contre 86%), au prix d'une spécificité plus faible de 57,9% contre 68,8%, statistiquement significatifs.

Tests du Khi-deux

	Valeur	ddl	Signification asymptotique (bilatérale)
Khi-deux de Pearson	19,426 ^a	1	,001

- **Comparaison des deux lectures :**

1/ Sans Idoses :

Tableau croisé Sans iDose * SansiDose2EME

			SansiDose2EME		Total
			HYPO	ISO	
Sans iDose	HYPO	Effectif	55	2	57
		% compris dans Sans iDose	96,5%	3,5%	100,0%
		% compris dans SansiDose2EME	98,2%	11,8%	78,1%
	ISO	Effectif	1	15	16
		% compris dans Sans iDose	6,2%	93,8%	100,0%
		% compris dans SansiDose2EME	1,8%	88,2%	21,9%
Total		Effectif	56	17	73
		% compris dans Sans iDose	76,7%	23,3%	100,0%
		% compris dans SansiDose2EME	100,0%	100,0%	100,0%

Mesures symétriques

	Valeur	Erreur standard asymptotique ^a	T approximé ^b	Signification approximée
Mesure d'accord Kappa	,883	,066	7,546	,001
Nombre d'observations valides	73			

La comparaison entre les 2 lectures révèle une forte concordance avec un coefficient Kappa de **0,883**. Cette précision statistique est confirmée par une erreur standard faible et une p-value significative.

2/ VNC A

Tableau croisé VNC A * VNCA2EME

			VNCA2EME		Total
			HYP O	ISO	
VN CA	HYP O	Effectif	35	0	35
		% compris dans VNC A	100,0%	0,0%	100,0%
		% compris dans VNCA2EME	92,1%	0,0%	47,9%
	ISO	Effectif	3	35	38
		% compris dans VNC A	7,9%	92,1%	100,0%
		% compris dans VNCA2EME	7,9%	100,0%	52,1%
Total	Effectif	38	35	73	
	% compris dans VNC A	52,1%	47,9%	100,0%	
	% compris dans VNCA2EME	100,0%	100,0%	100,0%	

Mesures symétriques

	Valeur	Erreur standard asymptotique ^a	T approximé ^b	Signification approximée
Mesure d'accord Kappa	,918	,046	7,869	,001
Nombre d'observations valides	73			

La comparaison entre les 2 lectures pour le VNC artériel montre une concordance également significative avec un coefficient Kappa élevé de **0,918** indiquant un excellent niveau d'accord entre les deux lecteurs.

3/ VNC V

Tableau croisé VNC V * VNCV2EME

			VNCV2EME		Total
			HYPO	ISO	
VNC V	HYPO	Effectif	55	0	55
		% compris dans VNC V	100,0%	0,0%	100,0%
		% compris dans VNCV2EME	100,0%	0,0%	75,3%
	ISO	Effectif	0	18	18
		% compris dans VNC V	0,0%	100,0%	100,0%
		% compris dans VNCV2EME	0,0%	100,0%	24,7%
Total		Effectif	55	18	73
		% compris dans VNC V	75,3%	24,7%	100,0%
		% compris dans VNCV2EME	100,0%	100,0%	100,0%

Mesures symétriques

		Valeur	Erreur standard asymptotique ^a	T approximé ^b	Signification approximée
Mesure d'accord	Kappa	1,000	,000	8,544	,001
Nombre d'observations valides		73			

La comparaison entre les lectures VNC V et VNCT2EME au temps veineux montre un accord parfait entre les deux lecteurs avec un coefficient Kappa de 1.

4/ VNC T

Tableau croisé VNC T * VNCT2EME

			VNCT2EME		Total
			HYPO	ISO	
VNC T	HYPO	Effectif	52	2	54
		% compris dans VNC T	96,3%	3,7%	100,0%
		% compris dans VNCT2EME	94,5%	11,1%	74,0%
	ISO	Effectif	3	16	19
		% compris dans VNC T	15,8%	84,2%	100,0%
		% compris dans VNCT2EME	5,5%	88,9%	26,0%
Total	Effectif	55	18	73	
	% compris dans VNC T	75,3%	24,7%	100,0%	
	% compris dans VNCT2EME	100,0%	100,0%	100,0%	

Mesures symétriques

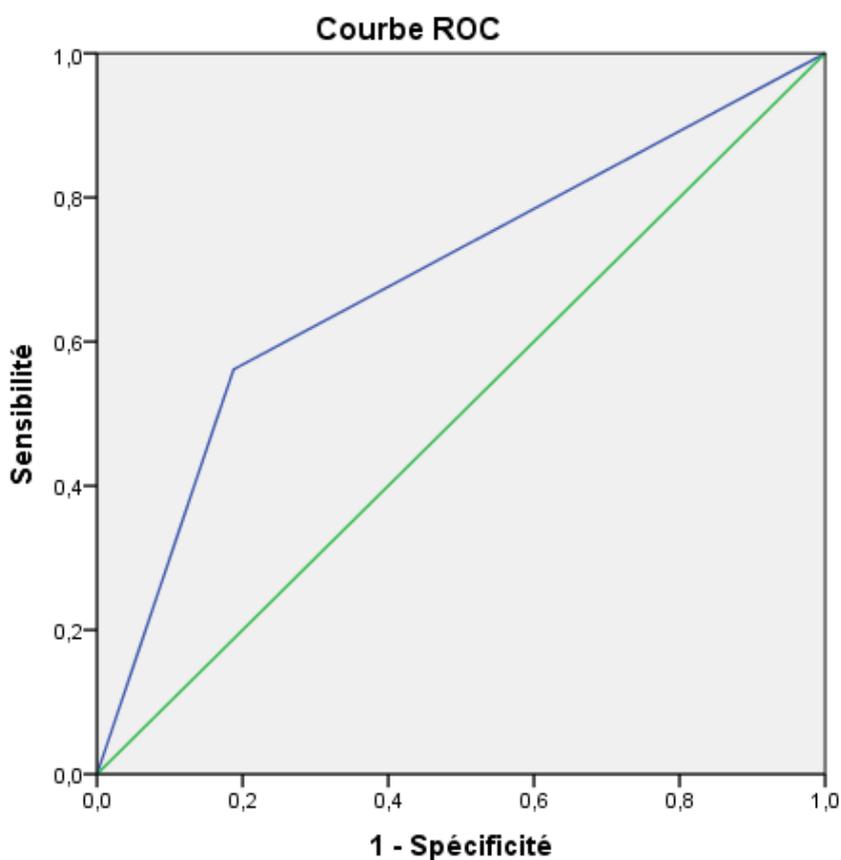
		Valeur	Erreur standard asymptotique ^a	T approximé ^b	Signification approximée
Mesure d'accord	Kappa	,819	,078	7,002	,001
Nombre d'observations valides		73			

La comparaison des deux lectures au temps tardif révèle une excellente concordance entre les deux lectures avec un coefficient Kappa de 0,819, statistiquement significative. Pour rappel, la sensibilité sur le VNC tardif est modérément plus élevée pour le deuxième lecteur.

IV. Etude de la performance de la reconstruction VNC par scanner spectral dans le diagnostic du CHC :

1. Phase artérielle :

La phase artérielle de l'imagerie VNC (VNC A) présente une AUC de 0,687, ce qui indique une performance modérée pour la détection des lésions hépatiques en comparaison à l'hélice sans injection vraie. Bien que la phase artérielle soit significative ($p = 0,023$), sa performance n'est pas aussi élevée que celle des autres reconstructions dans cette indication.

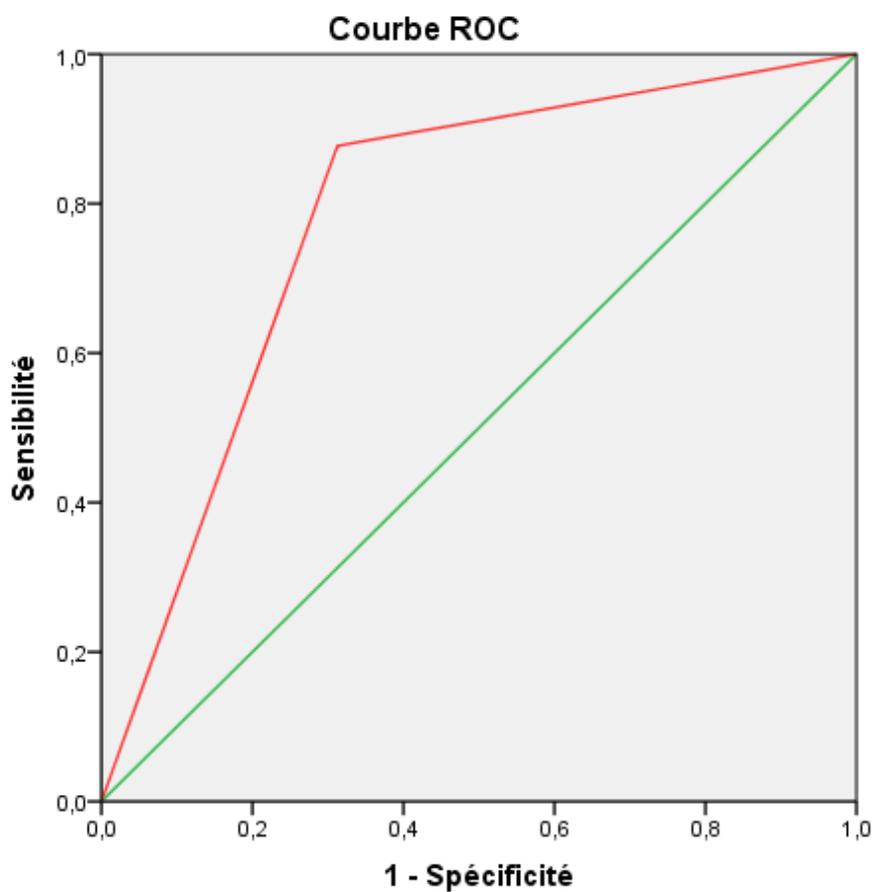


Les segments diagonaux sont générés par des liaisons.

2. La phase veineuse :

La phase veineuse de VNC est un outil diagnostique très prometteur pour le carcinome hépatocellulaire. Avec une AUC de 0,782, elle offre une bonne capacité à différencier les lésions et est statistiquement significative.

La phase veineuse de VNC (VNC V) montre une excellente performance avec une sensibilité élevée à des seuils intermédiaires (87,7 % à un seuil de 1,50).

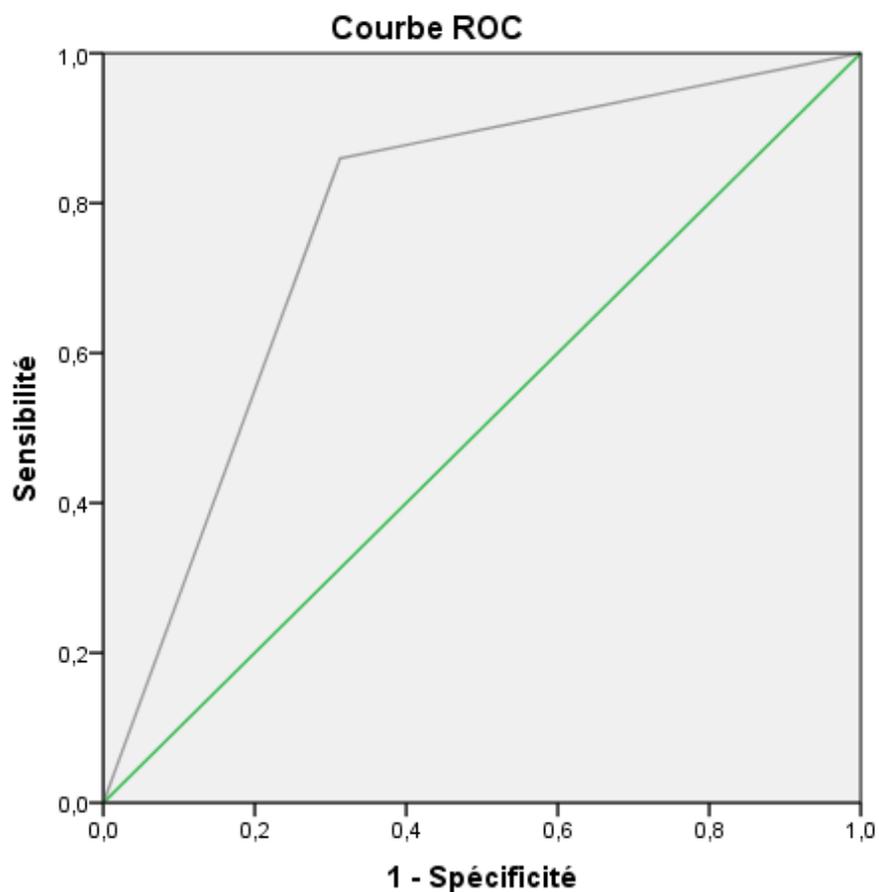


Les segments diagonaux sont générés par des liaisons.

3. La phase tardive :

La phase tardive de VNC (VNC T) montre une très bonne performance diagnostique avec une AUC de 0,774, ce qui suggère une capacité comparable au VNC veineux à identifier les lésions du carcinome hépatocellulaire. La p-value significative (0,001) soutiennent la fiabilité des résultats.

Ainsi, la phase tardive de VNC offre également un bon équilibre entre sensibilité et spécificité pour le diagnostic du CHC.



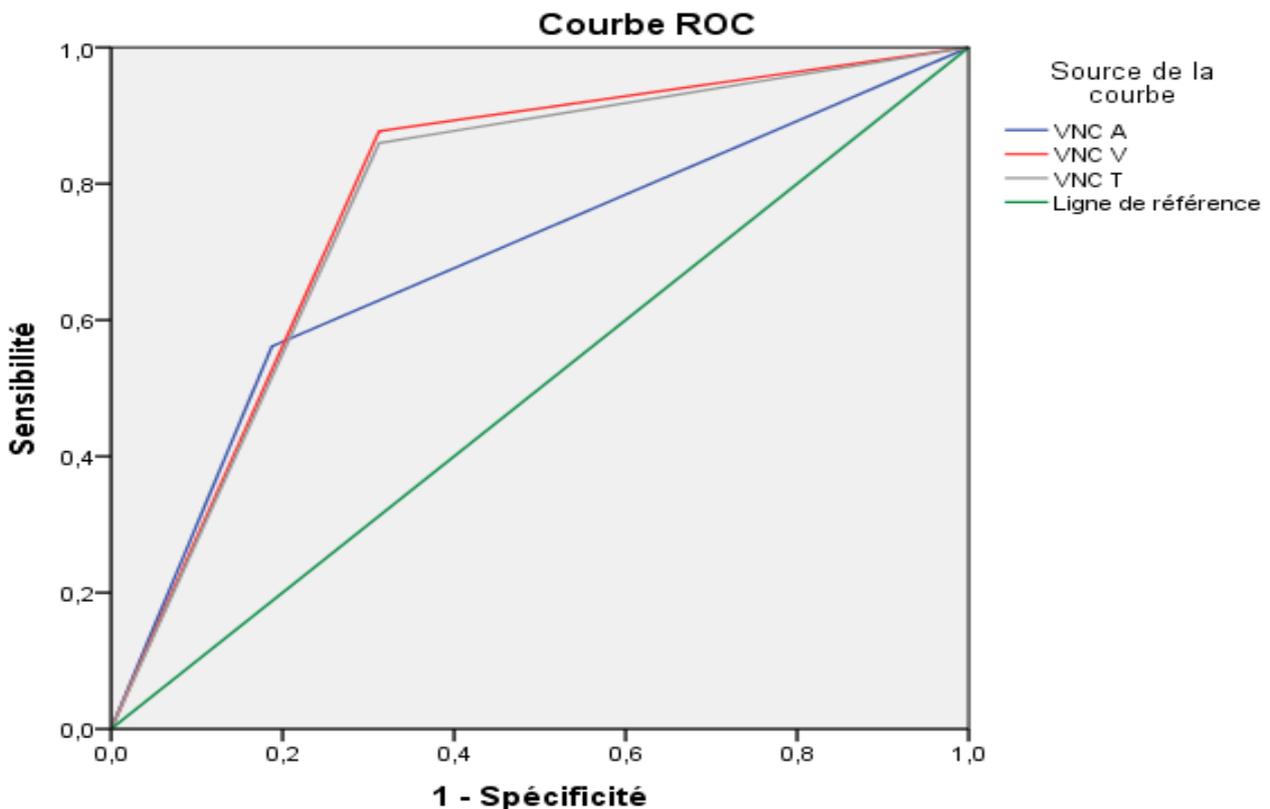
Les segments diagonaux sont générés par des liaisons.

4. Etude des 3 temps :

L'évaluation de l'apport de l'imagerie Virtual Non-Contrast (VNC) pour le diagnostic du carcinome hépatocellulaire (CHC) révèle que les différentes phases de VNC offrent des performances variées.

Les phases **veineuse** (AUC = 0,782) et **tardive** (AUC = 0,774) présentent une meilleure performance avec des aires sous la courbe élevées et des p-values très significatives, soulignant leur utilité pour l'évaluation des lésions hépatiques. En comparaison, la phase **artérielle** (AUC = 0,687) présente une performance modérée mais reste significative.

Ces données sont les résultats de l'interprétation de la courbe ROC suivante :

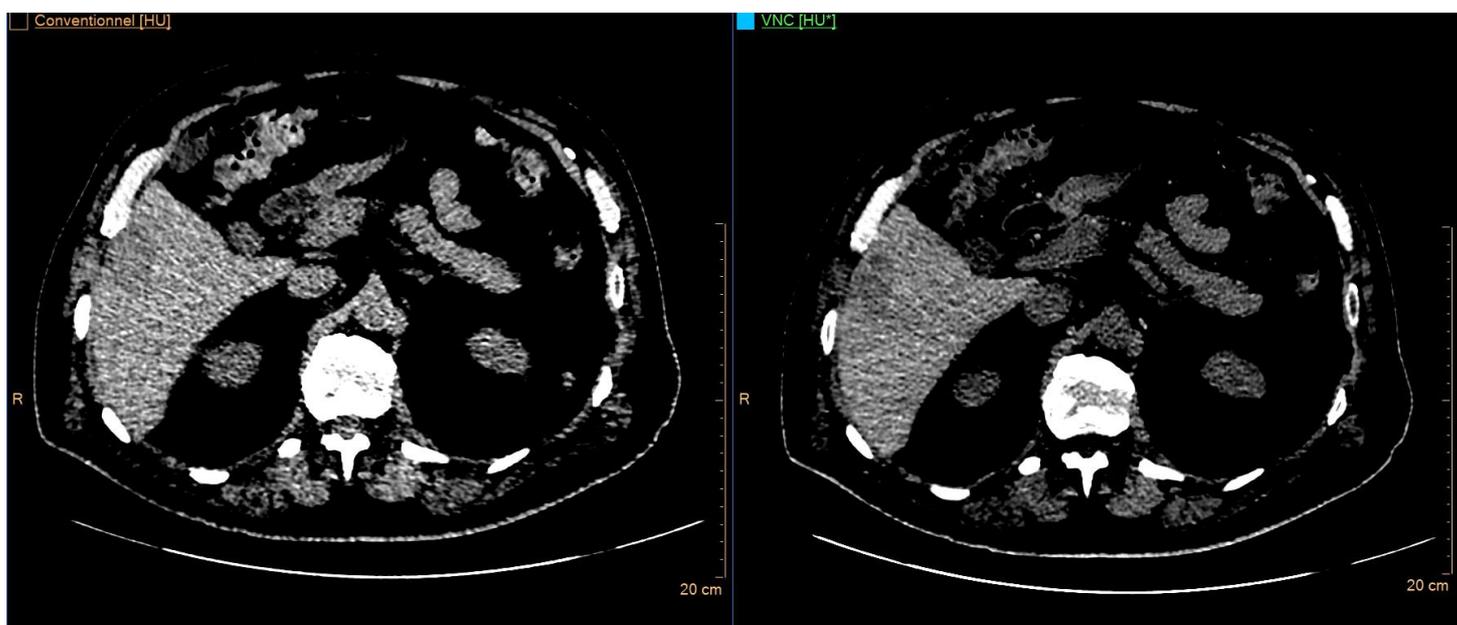


Les segments diagonaux sont générés par des liaisons.

5. Comparaison de la performance du VNC veineux et le sans injection vraie pour le diagnostic du CHC selon les critères de LI-RADS

Dans cette dernière partie, il s'agissait de comparer le VNC veineux (la reconstruction dont les performances se rapprochent le plus de l'hélice sans injection vraie pour le premier lecteur) avec le sans injection vrai dans le diagnostic du CHC selon les critères de LI-RADS.

Sur les 12 patients dont les VNC veineux et l'hélice sans injection vraie sont discordants (16.4% des patients), 7 patients (9.6%) sont en isodensité en VNC veineux versus hypodenses en hélice sans injection vraie et 5 patients (6.8%) hypodenses en VNC versus isodenses en sans injection vraie, ne suggérant pas de différence significative dans le diagnostic du CHC selon les critères de LI-RADS, avec des lésions se réhaussant significativement au temps artériel avec un wash-out au temps portal et/ou tardif pour les 12 patients (100%).



Comparaison entre le VNC veineux et l'hélice sans injection vraie montrant une bonne concordance pour cette lésion de CHC

DISCUSSION

Le scanner spectral avec la reconstruction Virtual Non-Contrast (VNC) exploite les propriétés multi-énergie pour générer des images équivalentes à celles obtenues sans injection de produit de contraste, mais à partir de données acquises post-contraste. Ce procédé repose sur l'utilisation de différentes énergies pour analyser les interactions des rayons X avec les tissus, permettant ainsi de supprimer artificiellement le niveau d'énergie de l'iode [77].

Notre étude est en parfait accord avec plusieurs études menées au sujet de l'apport de cette technique pour la carcinologie en général, montrant l'utilité de la reconstruction VNC pour la détection et la caractérisation des lésions tumorales.

Selon l'étude de Johnson et al., l'utilisation de propriétés spectrales permet en outre de distinguer avec plus de précision les tumeurs malignes des lésions bénignes, en identifiant des variations subtiles dans l'atténuation des tissus qui ne seraient pas détectables avec les scanners conventionnels [78]. De plus, selon l'enquête menée par Schmid-Bindert et al., les reconstructions du scanner spectral permettent une évaluation plus fiable des marges tumorales et de l'invasion des structures adjacentes, ce qui est essentiel pour la planification thérapeutique [79].

Selon l'étude de Mileto et al., cette technique est utile dans la caractérisation des lésions focales à l'étage abdominal sans perte de la qualité diagnostique, tout en réduisant l'irradiation [80], ce qui va en effet dans le même sens que notre étude.

Ainsi, en réduisant le nombre de phases d'acquisition nécessaires, le scanner spectral en mode VNC diminue l'exposition globale aux rayonnements sans compromettre la qualité diagnostique [81]. Selon l'étude de Patel et al., cette réduction du nombre de phases améliore également le flux de travail en

radiologie, rendant les examens plus rapides et plus efficaces, tout en maintenant une haute précision diagnostique [82].

Notre étude est, d'après nos connaissances actuelles, la première à exposer sur le scanner spectral une comparaison entre l'hélice sans injection vraie et la reconstruction virtuelle VNC en utilisant les 3 phases injectées dans le cadre du diagnostic positif des carcinomes hépatocellulaires.

Le scanner spectral permet effectivement de reconstruire des images dites *Virtual Non-Contrast (VNC)* à partir des acquisitions obtenues aux trois temps (artériel, veineux, et tardif). Cette technique utilise le principe de la soustraction d'iode pour générer des images qui simulent l'absence de contraste, évitant la nécessité d'acquérir des images sans contraste séparées comme nous l'avons détaillé dans les chapitres précédents. Dans plusieurs études, les images VNC ont montré des résultats comparables aux images non contrastées conventionnelles, notamment en termes de densité et d'atténuation des tissus, bien que certaines différences subtiles aient été notées, particulièrement dans la phase artérielle [83].

La sensibilité et la spécificité des images VNC (Virtual Non-Contrast) sont des indicateurs cruciaux pour évaluer leur performance dans le diagnostic du CHC, ainsi, dans notre étude, la **phase artérielle (VNC A)** présente une sensibilité modérée, avec une AUC (Area Under the Curve) de 0,687, ce qui indique une performance inférieure par rapport aux autres phases. Cette performance limitée peut s'expliquer par le faible rehaussement du parenchyme hépatique autour durant cette phase ne permettant pas de créer suffisamment de contraste lors de la soustraction de l'iode. La littérature montre des résultats similaires, où la phase artérielle VNC est souvent moins fiable pour les diagnostics sensibles, en particulier pour les petites lésions [85]. Toutefois, cette phase reste tout de même

significative dans le cadre de notre étude.

En revanche, la **phase veineuse (VNC V)** a montré une excellente performance diagnostique, avec une AUC de 0,782, indiquant une capacité accrue à détecter les lésions du CHC. Cette amélioration peut être attribuée à la nature de la phase veineuse, offrant un rehaussement optimal du parenchyme hépatique, permettant ainsi un bon contraste avec la lésion cible après soustraction de l'iode. Des études antérieures ont confirmé que la phase veineuse VNC offre une sensibilité significative, souvent comparable à l'hélice sans injection [83,84].

La **phase tardive (VNC T)**, avec une AUC de 0,774, montre également une très bonne performance diagnostique, globalement similaire à la VNC veineuse, car le réhaussement du parenchyme hépatique durant cette phase est également satisfaisant offrant un contraste avec la lésion cible après suppression de l'iode. Toutefois, comme le souligne la littérature, la spécificité des images VNC peut être variable, et les différences de densité peuvent parfois conduire à des faux positifs, surtout dans les cas où le rehaussement est faible [83,85].

L'étude semble dans l'ensemble fiable, surtout en raison de la robustesse de la méthodologie et de la taille adéquate de l'échantillon (73 patients). Les résultats montrent une forte concordance entre les images VNC et les images sans iDose, pour le VNC veineux et tardif. Cette concordance suggère que les images VNC peuvent remplacer les images sans contraste dans cette indication.

Cependant, il est important de noter que la performance des images VNC varie en fonction de la phase. Les images VNC en phase artérielle, par exemple, ont montré une sensibilité plus faible, ce qui pourrait limiter leur utilité dans la détection du CHC. D'autres études ont également montré que la fiabilité des images VNC dépend fortement de la qualité de l'acquisition et de la technologie du scanner utilisé. [83,84].

En somme, le scanner spectral présente un avantage considérable dans le diagnostic positif du CHC, grâce à sa capacité à reconstruire des images *Virtual Non-Contrast (VNC)* à partir des acquisitions réalisées après injection de contraste. Cette fonctionnalité permet d'éviter une acquisition supplémentaire sans contraste, réduisant ainsi l'exposition du patient aux radiations (environ 20% de l'irradiation à laquelle il est sujet lors du protocole habituel en supprimant l'hélice abdominale sans injection).

De plus, la capacité du scanner spectral à capturer des informations à plusieurs niveaux d'énergie permet une meilleure caractérisation des lésions focales, ce qui améliore encore la précision diagnostique et la détection de celles-ci [86].

Par conséquent, la capacité à fournir des images VNC de haute qualité pourrait progressivement supplanter l'hélice sans injection traditionnelle, en particulier si les études futures continuent de démontrer une supériorité en termes de sensibilité et de spécificité dans le diagnostic du CHC et d'autres pathologies [84-86].

Cependant, plusieurs facteurs doivent être pris en compte avant que le scanner spectral puisse devenir la norme. Le coût actuel des scanners spectraux, plus élevé que celui des scanners classiques, pourrait limiter leur adoption généralisée à court terme. À mesure que la technologie évolue et que les coûts diminuent, l'accessibilité du scanner spectral pourrait augmenter, facilitant ainsi son intégration dans les pratiques cliniques courantes [87].

De plus, la formation des professionnels de santé à l'utilisation des scanners spectraux est essentielle pour maximiser leur potentiel. Cette transition nécessitera un investissement en temps et en ressources pour former les radiologues et autres professionnels à une utilisation optimales des différentes

reconstructions post traitement (notamment le VNC sujet de cette étude). Enfin, l'adoption généralisée du scanner spectral dépendra également de la validation clinique continue de ses avantages par rapport aux scanners conventionnels, notamment par des études démontrant une amélioration des résultats pour les patients dans un large éventail de contextes cliniques [84].

Malgré les résultats satisfaisants de notre étude, elle est non sans quelques limites.

Les limites de notre étude sont principalement liées à la variabilité des résultats entre les différentes phases de l'acquisition VNC. La **phase artérielle** a montré une sensibilité modérée, ce qui peut limiter l'efficacité des images VNC pour le diagnostic du CHC, particulièrement dans les premiers stades où la détection précoce est cruciale. Cette limitation est bien documentée dans la littérature, où les images VNC sont souvent comparées de manière défavorable aux images sans injection vraie pour la phase artérielle en raison d'un mauvais contraste avec les tissus environnants [83,84].

De plus, bien que l'étude ait démontré une forte performance générale de l'imagerie VNC pour la détection du CHC, la grande variation de la taille des lésions pourrait limiter la généralisation des résultats. La moyenne de taille des lésions, estimée à 35 mm dans cette étude, peut également être considéré comme une limite. En effet, cette moyenne, relativement élevée, est un biais à noter car plus la lésion est grande plus elle est susceptible de remplir les critères LI-RADS (bonne distinction de l'hypervascularisation et du wash-out).

Enfin, le caractère monocentrique et surtout l'utilisation du même scanner pour tous les patients peut être considéré comme une limite compte tenu de la variabilité des reconstructions VNC entre les différentes générations de scanner

spectraux et surtout entre les différents constructeurs.

Il est crucial de continuer à comparer les performances du VNC en pratique clinique avec les protocoles d'imagerie habituels afin de confirmer ses avantages cliniques. L'amélioration des algorithmes de reconstruction d'images VNC est nécessaire pour augmenter la qualité des images, notamment pour les lésions de petite taille. De plus, des études cliniques à grande échelle devraient être réalisées pour valider l'efficacité du VNC dans le diagnostic du CHC. Ces démarches permettront de maximiser l'efficacité du VNC tout en abordant les limitations actuelles.

CONCLUSION

Pour conclure, le scanner spectral avec la reconstruction *Virtual Non-Contrast* (VNC) offre des avantages significatifs pour le diagnostic du CHC, notamment en réduisant l'exposition aux radiations tout en gardant une qualité diagnostic significativement similaire à l'hélice sans injection vraie notamment pour le VNC veineux et tardif, les reconstructions de choix se rapprochant le plus des performances de l'hélice en contraste spontané.

Cependant, des limitations existent, telles qu'une sensibilité réduite en phase artérielle, et ceci reste à confirmer pour les anciennes générations de scanner et chez les autres constructeurs.

Des études supplémentaires seront ainsi essentielles pour confirmer son potentiel à remplacer le protocole classique dans d'autres indications (notamment d'autres tumeurs du foie ou d'autres lésions focales).

REFERENCES

1. El-Serag HB. Epidemiology of hepatocellular carcinoma. *Clin Liver Dis.* 2001;5(1):87-107.
2. Bosch FX, Ribes J, Díaz M, Cléries R. Primary liver cancer: worldwide incidence and trends. *Gastroenterology.* 2004;127(5 Suppl 1) .
3. Perz JF, Armstrong GL, Farrington LA, Hutin YJ, Bell BP. The contributions of hepatitis B virus and hepatitis C virus infections to cirrhosis and primary liver cancer worldwide. *J Hepatol.* 2006;45(4):529-538.
4. Schuppan D, Afdhal NH. Liver cirrhosis. *Lancet.* 2008;371(9615):838-851.
5. Tsochatzis EA, Bosch J, Burroughs AK. Liver cirrhosis. *Lancet.* 2014;383(9930):1749-1761.
6. Baffy G, Brunt EM, Caldwell SH. Hepatocellular carcinoma in non-alcoholic fatty liver disease: an emerging menace. *J Hepatol.* 2012;56(6):1384-1391.
7. Wild CP, Turner PC. The toxicology of aflatoxins as a basis for public health decisions. *Mutagenesis.* 2002;17(6):471-481.
8. Villanueva A, Hernandez-Gea V, Llovet JM. Medical therapies for hepatocellular carcinoma: a critical view of the evidence. *Nat Rev Gastroenterol Hepatol.* 2013;10(1):34-42.
9. Nault JC, Villanueva A. Biomarkers for hepatobiliary cancers. *Oncotarget.* 2015;6(6):3952-3953.
10. Whittaker S, Marais R, Zhu AX. The role of signaling pathways in the development and treatment of hepatocellular carcinoma. *Oncogene.* 2010;29(36):4989-5005.

11. Ferlay J, Ervik M, Lam F, Colombet M, Mery L, Piñeros M, Znaor A, Soerjomataram I, Bray F. Global Cancer Observatory: Cancer Today. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer; 2020.
12. Ma L, Chua MS, Andrisani O, So S. Epigenetics in hepatocellular carcinoma: an update and future therapy perspectives. *World J Gastroenterol.* 2014;20(2):333-345.
13. Bray F, Ferlay J, Soerjomataram I, Siegel RL, Torre LA, Jemal A. Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin.* 2018;68(6):394-424.
14. El-Serag HB, Kanwal F. Epidemiology of hepatocellular carcinoma in the United States: where are we? Where do we go? *Hepatology.* 2014;60(5):1767-1775.
15. Frequency of Risk factors of Hepatocellular Carcinoma in France in 2017: Study based on the matching of information from the National Health Data System (lien https://beh.santepubliquefrance.fr/beh/2020/31-32/2020_31-32_5.html)
16. Llovet JM, Zucman-Rossi J, Pikarsky E, et al. Hepatocellular carcinoma. *Nat Rev Dis Primers.* 2016;2:16018. doi:10.1038/nrdp.2016.18
17. Tanaka M, Katayama F, Kato H, et al. Hepatitis B and C virus infection and hepatocellular carcinoma in China: a review of epidemiology and control measures. *J Epidemiol.* 2011;21(6):401-416.
18. Kirk GD, Bah E, Montesano R. Molecular epidemiology of human liver cancer: insights into etiology, pathogenesis and prevention from The Gambia, West Africa. *Carcinogenesis.* 2006;27(10):2070-2082.

19. Mittal S, El-Serag HB. Epidemiology of HCC: consider the population. *J Clin Gastroenterol*. 2013;47(Suppl) .
20. Arzumanyan A, Reis HM, Feitelson MA. Pathogenic mechanisms in HBV- and HCV-associated hepatocellular carcinoma. *Nat Rev Cancer*. 2013;13(2):123-135.
21. Llovet JM, Fuster J, Bruix J. The Barcelona approach: Diagnosis, staging, and treatment of hepatocellular carcinoma. *Liver Transpl*. 2004;10(2). doi:10.1002/lt.20034
22. Bruix J, Sherman M. Management of hepatocellular carcinoma. *Hepatology*. 2005 Nov;42(5):1208-36.
23. Llovet JM, Burroughs A, Bruix J. Hepatocellular carcinoma. *Lancet*. 2003 Dec 6;362(9399):1907-17.
24. Forner A, Llovet JM, Bruix J. Hepatocellular carcinoma. *Lancet*. 2012 Mar 31;379(9822):1245-55.
25. Llovet JM, Ricci S, Mazzaferro V, et al. Sorafenib in advanced hepatocellular carcinoma. *N Engl J Med*.2008;359(4):378-390.
26. Klein J, Dawson LA. Hepatocellular carcinoma radiation therapy: review of evidence and future opportunities. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2013;87(1):22-32.
27. Forner A, Reig M, Bruix J. Hepatocellular carcinoma. *Lancet*. 2018;391(10127):1301-1314.
28. Forner A, Llovet JM, Bruix J. Hepatocellular carcinoma. *Lancet*. 2012;379(9822):1245-55
29. Bruix J, Sherman M. Management of hepatocellular carcinoma: An

- update. *Hepatology*. 2011;53(3):1020-2.
30. El-Serag HB. Epidemiology of hepatocellular carcinoma. *Clin Liver Dis*. 2001 May;5(1):87-107.
 31. Bruix J, Sherman M. Management of hepatocellular carcinoma. *Hepatology*. 2005 Nov;42(5):1208-36.
 32. Llovet JM, Burroughs A, Bruix J. Hepatocellular carcinoma. *Lancet*. 2003 Dec 6;362(9399):1907-17.
 33. Einstein A. On a heuristic point of view concerning the production and transformation of light. *Annalen der Physik*. 1905.
 34. Hendee WR, Ritenour ER. *Medical Imaging Physics*. Wiley-Liss; 2002.
 35. Joiner MC, van der Kogel A. *Basic Clinical Radiobiology*. CRC Press; 2018
 36. Podgorsak E.B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer, 2010.
 37. Kalender W.A. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Wiley, 2005.
 38. Bushberg J.T. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
 39. Compton A.H. A quantum theory of the scattering of X-rays by light elements. *Physical Review*, 1923
 40. Hall EJ, Giaccia AJ. *Radiobiology for the Radiologist*. Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
 41. Webb S. *The Physics of Medical Imaging*. CRC Press; 2012.
 42. Hendee WR, Ritenour ER. *Medical Imaging Physics*. Wiley-Liss; 2002
 43. Hounsfield G.N. *Computed Medical Imaging: Nobel Lecture, December 8, 1979*. Science, 1980.

44. Klein R. Compton Effect in Medical Imaging: Implications for Patient Radiation Dose. *Journal of Medical Physics*, 2005.
45. Bushberg J.T. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
46. McCollough C.H. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology*, 2015.
47. Marin D. Virtual Non-Contrast in Spectral CT: Redefining Non-Contrast Imaging. *Journal of Clinical Imaging Science*, 2016.
48. Boll D.T., et al. Spectral CT: Applications and Optimization. *European Journal of Radiology*, 2016.
49. Zhang D., et al. Dual-energy CT in clinical practice. *Physics in Medicine & Biology*, 2019.
50. Johnson T.R. Dual-source, dual-energy multi-detector CT: Technology and clinical applications. *European Journal of Radiology*, 2012.
51. Taguchi K., Iwanczyk J.S. Vision 20/20: Single photon counting x-ray detectors in medical imaging. *Medical Physics*, 2013.
52. Pinho M.C., et al. Clinical Applications of Spectral CT: State of the Art and Challenges. *Journal of Clinical Medicine*, 2019.
53. Duan X, Ananthakrishnan L, Guild JB, Xi Y, Rajiah P. "Radiation doses and image quality of abdominal CT scans at different patient sizes using spectral detector CT scanner: a phantom and clinical study." *Abdominal Radiology (NY)*, 2019.
54. Dhanasekaran R, Limaye A, Cabrera R. Hepatocellular carcinoma: current trends in worldwide epidemiology, risk factors, diagnosis, and therapeutics.

Hepat Med. 2012;4:19-37.

55. Sun EX, Wortman JR, Uyeda JW, Lacson R, Sodickson AD. "Virtual monoenergetic dual-energy CT for evaluation of hepatic and splenic lacerations." *Emergency Radiology*, 2019.
56. Whittaker S, Marais R, Zhu AX. The role of signaling pathways in the development and treatment of hepatocellular carcinoma. *Oncogene*. 2010 Sep 30;29(36):4989-5005.
57. Kim YK, Kim CS, Lee JM, et al. Gadoxetate disodium-enhanced MRI versus triple-phase MDCT for the preoperative detection of hepatocellular carcinoma. *AJR Am J Roentgenol*. 2009 Nov;193(5) .
58. Van Beers BE, Pastor CM, Hussain HK. Primovist, Eovist: what to expect? *J Hepatol*. 2012 Mar;57(2):421-429.
59. Kornberg A, Freesmeyer M, Barthel E, et al. 18F-FDG-uptake in recurrent hepatocellular carcinoma as measured by PET and the correlation with clinical features. *J Gastroenterol Hepatol*. 2009 Aug;24(8):1446-52.
60. Kawaoka T, Aikata H, Takaki S, et al. Usefulness of FDG PET for diagnosing recurrent hepatocellular carcinoma. *Oncol Lett*. 2010 Jul;1(4):723-728.
61. Friedrich-Rust M, Ong MF, Martens S, et al. Performance of transient elastography for the staging of liver fibrosis: a meta-analysis. *Gastroenterology*. 2008 Apr;134(4):960-974.
62. Huwart L, Sempoux C, Salameh N, et al. Liver fibrosis: non-invasive assessment with MR elastography. *NMR Biomed*. 2008 May;21(4):484-493.
63. Yasaka K, Akai H, Abe O, Kiryu S. Deep learning with convolutional neural network in radiology. *Jpn J Radiol*. 2018 Feb;36(4):257-272.

64. Ting DSW, Liu Y, Burlina P, et al. AI for medical imaging goes deep. *Nat Med*. 2018 May;24(5):539-540.
65. Li C, Zhu A. "Application of Image Fusion in Diagnosis and Treatment of Liver Cancer." *Applied Sciences*. 2020;10(3):1171. doi:10.3390/app10031171.
66. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015 Nov;276(3):637-53.
67. Forghani R. Advanced dual-energy CT applications for the evaluation of the head and neck: state of the art. *Expert Review of Anticancer Therapy*. 2015;15(1):115-31.
68. Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol*. 2012 Oct;199(4 Suppl) .
69. McCollough CH, Yu L, Kofler JM. Spectral imaging with multi-energy CT. *Radiographics*. 2011 Nov-Dec;31(7):1819-36.
70. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the Art: Dual-Energy CT of the Abdomen. *Radiology*. 2014 Jun;271(2):327-42.
71. Johnson TRC, Krauss B, Sedlmair M. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol*. 2007 Nov;17(6):1510-7.
72. Murakami T, Kudo M. "Dual-Energy Computed Tomography of the Liver: Uses in Clinical Practices and Applications." *Diagnostics*. 2021;11(2):161.
- Watanabe Y, Higashi M, Baba Y. Dual-energy CT of the abdomen: clinical applications. *Eur J Radiol*. 2016 Apr;85(4):759-70.
74. Liver Imaging with Dual-Energy CT: From HCC Detection to Treatment Response. *Journal: The British Journal of Radiology*, 2020.by Zhang L, Li X,

Zhou X, Wang Q, Feng Y. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr.20201290>

75. Spectral CT in Liver Cancer Diagnosis and Prognosis Monitoring. Journal: *Abdominal Radiology*, 2020. by Gao W, Tian J, Li C, Zhao S. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00261-020-02566-1>
76. Jacob R, Engelke C, Biederer J. Overview of dual energy CT applications in clinical routine. *Imaging Med*. 2014;6(5):421-34.
77. Gutjahr R, Hatz F, Boehm H. Dual-layer spectral CT: a novel approach to material characterization. *Eur J Radiol*. 2015 Apr;84(4):637-44.
78. Goo HW. Spectral imaging for dual-source CT and its clinical applications. *Radiol Phys Technol*. 2018 Mar;11(1):7-19.
79. Schmid-Bindert G, et al. "Dual-Energy CT Quantitative Parameters for Evaluating Tumor Margins and Adjacent Invasion." *European Journal of Radiology*, 2016.
80. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. "State of the Art: Dual-Energy CT of the Abdomen." *Radiology*. 2014 Jun;271(2):327-42
81. Marin D, Nelson RC, Schindera ST. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm--initial clinical experience. *Radiology*. 2010 Dec;257(3):741-9.
82. Spectral detector CT-derived virtual non-contrast images: comparison of attenuation values with unenhanced CT. *Abdominal Radiology*, 2020.
83. Virtual Non-Contrast versus True Non-Contrast Computed Tomography: Initial Experiences with a Photon Counting Scanner Approved for Clinical Use. PubMed, 2023.

84. Spectral detector CT-derived virtual non-contrast images: comparison of attenuation values with unenhanced CT. *Abdominal Radiology*, 2020.
85. Niehoff J, Woeltjen MM, Laukamp KR, Borggreffe J, Kroeger JR. "Virtual Non-Contrast versus True Non-Contrast Computed Tomography: Initial Experiences with a Photon Counting Scanner Approved for Clinical Use." *Diagnostics*. 2021;11(12):2377
86. Application of computed tomography virtual noncontrast spectral imaging in evaluation of hepatic metastases: a preliminary study. *Chin Med J (Engl)*, 2015.
87. Dual-layer spectral computed tomography: Virtual non-contrast in comparison to true non-contrast images. *Eur J Radiol*, 2018.

