



**HAL**  
open science

# Revue des tumeurs hépatiques contenant de la graisse : applicabilité des critères diagnostiques connus en IRM

Azure Meurgey

► **To cite this version:**

Azure Meurgey. Revue des tumeurs hépatiques contenant de la graisse : applicabilité des critères diagnostiques connus en IRM. Médecine humaine et pathologie. 2023. dumas-04541911

**HAL Id: dumas-04541911**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04541911v1>**

Submitted on 11 Apr 2024

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0  
International License

**UNIVERSITÉ PARIS CITÉ**

Faculté de Santé

**UFR de Médecine**

**Année 2023**

**N°**

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

Présentée et soutenue publiquement le : 17/10/2023

Par

**Azure MEURGEY**

**Revue des tumeurs hépatiques contenant de la graisse**

Dirigée par M. le Docteur Edouard REIZINE

JURY

M. le Professeur Alain LUCIANI

Président

M. le Docteur Edouard REIZINE

Directeur

M. le Professeur Julien CALDERARO

Membre du jury

Mme la Docteure Giuliana AMADDEO

Membre du jury

## Remerciements

---

Cher Président du jury, chers membres du jury,

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers chacun d'entre vous pour avoir accepté de consacrer votre temps et votre expertise en tant que membres du jury de ma thèse de médecine. Votre présence et votre évaluation approfondie ont joué un rôle essentiel dans la réussite de ce travail de recherche.

**À M. le Professeur Alain LUCIANI, PU-PH**, qui me fait l'honneur d'accepter de présider mon jury de thèse.

Merci pour votre accueil au sein du service et pour votre enseignement, vous rayonnez tant par votre bienveillance que par votre savoir.

Vos remarques constructives et vos précieux conseils ont contribué à améliorer la qualité de mon travail et ont enrichi ma réflexion sur le sujet de ma thèse. Recevez toute mon admiration et mon profond respect.

**Au Docteur Edouard REIZINE, CCA**, qui m'a fait l'honneur d'accepter de diriger cette thèse.

Merci de m'avoir accordé ta confiance et ton soutien constant pour ce travail. Merci de m'avoir encouragée à participer aux différents travaux qui m'ont permis de construire ma thèse.

Enfin, merci pour ta patience et ta disponibilité tout au long de ces deux ans qui ont été indispensables à la réussite de ce projet.

**À M. le Professeur Julien CALDERARO, PU-PH**, qui me fait l'honneur de juger ce travail.

Recevez mes remerciements pour avoir accepté de participer à ce jury. Soyez assuré de ma gratitude et de mon profond respect pour votre travail et votre expertise.

**Au Docteur Giuliana AMADDEO, MCU-PH**, qui me fait l'honneur de juger ce travail.

Recevez mes remerciements pour avoir accepté de participer à ce jury. Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon sincère respect pour votre travail et votre expertise.

## Résumé et indexation en français

---

### **Revue des tumeurs hépatiques contenant de la graisse : applicabilité des critères diagnostiques connus en IRM**

#### **Résumé :**

Cette thèse a pour ambition de faire l'état des lieux de l'imagerie actuelle des lésions hépatiques contenant de la graisse, et en particulier d'étudier l'applicabilité des critères diagnostiques connus en imagerie par résonance magnétique (IRM).

Il s'agit d'un domaine de recherche particulièrement intéressant en raison de la diversité des diagnostics différentiels qui caractérisent les lésions graisseuses du foie. L'imagerie doit permettre le plus souvent de les distinguer grâce à une sémiologie caractéristique. Le raisonnement radiologique a pour objectif d'établir un diagnostic formel de pseudo-lésions ou de certaines lésions hépatocytaires, mais également d'évoquer les principaux diagnostics différentiels. Cependant, la réalisation d'une biopsie doit être proposée dans certains cas afin de ne pas méconnaître les diagnostics plus difficiles de lésions primitives atypiques ou mésoenchymateuses.

Notre étude « Fat in mass in primary liver lesions are usual MRI diagnostic criteria of both malignant and benign liver lesions still applicable ? » est une analyse rétrospective publiée en anglais dans la revue *Abdominal Radiology* en juin 2022. Elle s'est attachée à montrer que les critères diagnostiques habituels en IRM des lésions hépatiques primitives restent fiables dans le sous-groupe des lésions contenant de la graisse.

Enfin, le scanner spectral double-énergie et les méthodes de post-traitement de décomposition des matériaux sont des technologies prometteuses pour l'étude de la stéatose hépatique. Cette technologie pourrait concurrencer les techniques de quantification de la graisse en IRM. L'étude de l'intérêt du scanner double-énergie pour le diagnostic et la caractérisation des lésions hépatiques contenant de la graisse semble alors pertinent.

#### **Spécialité :**

Radiologie et Imagerie médicale

**Mots clés français :**

fMeSH : Stéatose hépatique – Adénome hépatocellulaire – Hyperplasie nodulaire focale – Carcinome hépatocellulaire – Imagerie par résonance magnétique – Tomodensitométrie

**Forme ou Genre :**

fMeSH : Dissertation universitaire

Rameau : Thèses et écrits académiques

## Résumé et indexation en anglais

---

### **Review of fat-containing liver lesions : applicability of known MRI diagnostic criteria**

#### **Abstract:**

The aim of this thesis is to review current imaging of fatty liver lesions, and in particular the applicability of known MRI diagnostic criteria. This is an interesting area of research because of the diversity of differential diagnoses that characterize fatty liver lesions. In most cases, imaging should be able to distinguish them by means of a characteristic semiology. Radiological reasoning aims to establish a formal diagnosis of fat-containing pseudo-lesions or certain hepatocytic lesions, but also to evoke the main differential diagnoses. However, the performance of a biopsy should be suggested in certain cases, so as not to overlook the more difficult diagnoses of atypical or mesenchymal primary lesions.

Our study "Fat in mass in primary liver lesions are usual MRI diagnostic criteria of both malignant and benign liver lesions still applicable?" is a retrospective analysis published in English in the journal *Abdominal Radiology* in June 2022. It showed that the usual MRI diagnostic criteria for primary liver lesions remain dependable in the subgroup of fat-containing lesions.

Finally, dual-energy spectral scanning and material decomposition post-processing methods are promising technologies for the study of hepatic steatosis. They could compete with MRI fat quantification techniques. The study of the value of dual-energy scanning for the diagnosis and characterization of fat-containing liver lesions therefore seems pertinent.

#### **English keywords:**

MeSH : Hepatic steatosis – Hepatic adenoma – Focal nodular hyperplasia – Hepatocellular carcinoma – Magnetic Resonance Imaging – Tomography Scanner

#### **Publication type:**

MeSH : Academic Dissertation

## Liste des abréviations

---

- AHC : Adénome hépatocellulaire
- AHC-H : Adénome hépatocellulaire HNF1- $\alpha$  muté
- AHC-I : Adénome hépatocellulaire inflammatoire
- AHC-IB : Adénome hépatocellulaire muté mixte inflammatoire - bêta caténine
- AML : Angiomyolipome
- APHE : Hypervascularisation à la phase artérielle
- CHC : Carcinome hépatocellulaire
- FS : Saturation de la graisse
- FVF : Fat Volume Fraction
- HNF : Hyperplasie nodulaire focale
- IC : Intervalle de confiance
- IP : In phase
- IRM : Imagerie par résonance magnétique
- OP : Out of phase
- PDFF : Fraction de protons de densité attribuable à la graisse
- ROI : région d'intérêt circulaire
- Se : Sensibilité
- Sp : Spécificité
- TDM : Tomodensitométrie
- TSE : Turbo spin-echo
- UH : Unité Hounsfield

# Table des matières

---

<b>REMERCIEMENTS .....</b>	<b>2</b>
<b>RESUME ET INDEXATION EN FRANÇAIS .....</b>	<b>3</b>
<b>RESUME ET INDEXATION EN ANGLAIS .....</b>	<b>5</b>
<b>LISTE DES ABREVIATIONS .....</b>	<b>6</b>
<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>9</b>
<b>1 : DONNEES RECENTES .....</b>	<b>10</b>
1.1    IMAGERIE DE LA GRAISSE .....	10
1.2    CRITERES DIAGNOSTIQUES DES LESIONS HEPATIQUES GRAISSEUSES A L'IRM .....	12
1.2.1 <i>Stéatose</i> .....	12
1.2.2 <i>Lésions hépatocytaires bénignes</i> .....	14
1.2.3 <i>Carcinome hépatocellulaire</i> .....	19
1.2.4 <i>Tumeurs mésoenchymateuses</i> .....	21
1.2.5 <i>Métastases hépatiques</i> .....	24
1.2.6 <i>Autres lésions hépatiques et pseudo-lésions</i> .....	25
1.3    CONCLUSION .....	27
<b>2 : APPLICABILITE DES CRITERES DIAGNOSTIQUES EN IRM .....</b>	<b>28</b>
2.1    INTRODUCTION .....	29
2.2    MATERIALS .....	29
2.2.1 <i>Patient population</i> .....	29
2.2.2 <i>Pathological analysis</i> .....	30
2.2.3 <i>MRI technique</i> .....	31
2.2.4 <i>MRI analysis</i> .....	31
2.2.5 <i>Statistical analysis</i> .....	34
2.3    RESULTS .....	34
2.3.1 <i>Population</i> .....	34
2.3.2 <i>MRI features analysis</i> .....	35
2.3.3 <i>MRI pattern analysis</i> .....	36
2.4    EVALUATION OF INTERREADER AGREEMENT .....	39
2.5    DISCUSSION .....	39
<b>3 : PERSPECTIVES EN SCANNER SPECTRAL .....</b>	<b>42</b>
3.1    SCANNER SPECTRAL DOUBLE-ENERGIE EN IMAGERIE HEPATIQUE .....	42

3.1.1 Principes techniques .....	42
3.1.2 Applications actuelles en imagerie hépatique.....	43
3.1.3 Limites et défis.....	44
3.2 ETUDE DE L'INTERET DU SCANNER SPECTRAL POUR LES LESIONS HEPATIQUES CONTENANT DE LA GRAISSE .....	44
3.2.1 Introduction.....	44
3.2.2 Méthodes.....	45
3.2.3 Résultats.....	46
3.2.4 Conclusion .....	46
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>47</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>48</b>
<b>TABLE DES FIGURES.....</b>	<b>56</b>
<b>TABLE DES TABLEAUX.....</b>	<b>57</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>58</b>
<b>SERMEN D'HIPPOCRATE .....</b>	<b>60</b>

## Introduction

---

La découverte de lésions hépatiques contenant de la graisse est une circonstance courante en imagerie abdominale et digestive [1] mais pouvant recouvrir une large gamme de diagnostics différentiels allant des pseudo-lésions aux lésions malignes rares [2].

En imagerie, les lésions sont habituellement classées en fonction de la distribution microscopique ou macroscopique des lipides les constituant [2-5], ce qui est déterminant pour leur classification. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est la technique d'imagerie la plus sensible [2] pour démontrer la présence de graisse intra-lésionnelle, bien que la tomodensitométrie (TDM) ou l'échographie puissent le montrer.

Ainsi, la plupart des lésions hépatiques contenant de la graisse présentent une sémiologie caractéristique à l'IRM bien établie. De plus, l'amélioration récente des connaissances a permis d'établir des critères morphologiques spécifiques prenant en compte la présence de graisse pour aider à la distinction des lésions hépatocytaires malignes – à l'image des sous-types de carcinome hépatocellulaire (CHC) récemment décrits [6,8] – ou bénignes – à l'image des sous types d'adénomes hépatocellulaires (AHC) [6-8].

# 1 : Données récentes

---

## 1.1 Imagerie de la graisse

L'accumulation de graisse est dite macroscopique lorsque les lipides constituent la composante majoritaire au sein d'un voxel. Dans la graisse microscopique, les lipides coexistent avec d'autres contingents tissulaires au sein d'un même voxel d'image [3]. La graisse microscopique peut correspondre soit à des adipocytes matures coexistant avec des cellules d'une autre nature dans le même voxel, soit à des cellules contenant elles-mêmes des lipides [3].

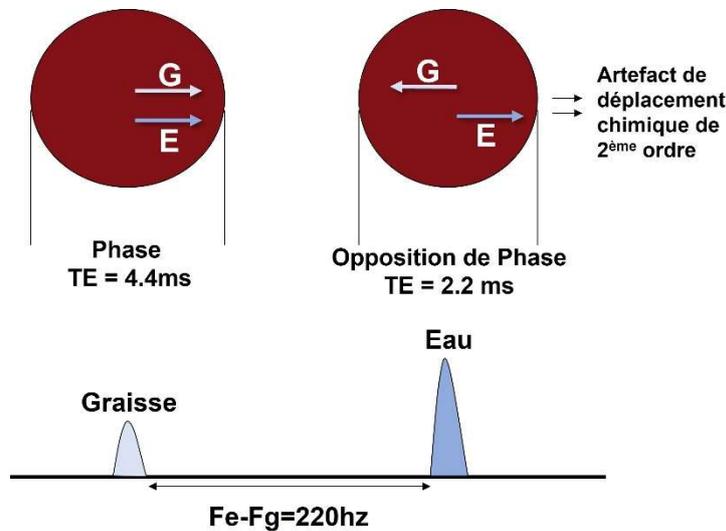
La graisse intra-lésionnelle peut être démontrée en TDM, lorsque la mesure de l'atténuation spontanée (mesure polychromatique, 120kVp) est inférieure à -20 Unités Hounsfield [3] et en échographie de manière qualitative et moins spécifique par l'aspect hyperéchogène superposable à l'échogénicité de la graisse sous-cutanée. Cependant, l'imagerie par IRM est la technique d'imagerie la plus sensible pour démontrer et différencier la présence de graisse intra-lésionnelle microscopique et macroscopique [4].

Il existe plusieurs techniques d'IRM permettant de caractériser le contenu en graisse des lésions, étayées par le fait que les protons de la graisse et de l'eau ont des fréquences de précession différentes :

- la suppression sélective de la graisse – spectrale – qui permet de mettre en évidence la graisse macroscopique ou microscopique. Elle repose sur l'utilisation d'une onde de radiofréquence sélective permettant d'atténuer le signal de la graisse. Une lésion contenant de la graisse sera en hypersignal sur les séquences T1 sans suppression sélective de la graisse, et en hyposignal sur les séquences T1 avec suppression sélective de la graisse (ou fat sat).
- les séquences T1 in-phase (IP) et out-phase (OP) – phase et opposition de phase – qui permettent de déceler la graisse microscopique en réalisant deux acquisitions à des temps d'écho (TE) différents en s'appuyant sur l'artefact de déplacement chimique du 2e ordre [9], comme illustré en Figure 1 à 1.5T.

Figure 1 : Schéma de l'artefact de déplacement chimique de 2e ordre sur lequel s'appuie les séquences en phase et en opposition de phase.

TE : temps d'écho ; Fe : fréquence de précession de l'eau ; Fg : fréquence de précession de la graisse



Dans un voxel, lorsque les protons de la graisse et de l'eau sont en phase, il y a un effet additif de leur signal et à l'inverse une « annihilation » du signal en opposition de phase. Ainsi lorsqu'un voxel contient autant de lipides que d'eau, son signal diminue en opposition de phase : une lésion contenant de la graisse microscopique sera donc en hypersignal sur les séquences IP avec une chute de son signal sur les séquences OP. Une lésion contenant de la graisse macroscopique – et donc une proportion significativement plus importante de lipides par rapport à l'eau au sein d'un voxel - restera hyper intense sur les séquences OP. Du fait du décalage le long de l'axe du gradient de fréquence (déplacement chimique de 1er ordre), une bordure hypo intense entourant la lésion communément appelée artefact en "encre de chine", est cependant classiquement présente sur les séquences OP.

Ces séquences, et le développement plus récent de séquences Dixon et dérivées, générant des cartographies de graisse et d'eau en plus des images IP et OP font de l'IRM la technique privilégiée pour la caractérisation des lésions contenant de la graisse.

## **1.2 Critères diagnostiques des lésions hépatiques graisseuses à l'IRM**

Confronté à la présence de lésions graisseuses en imagerie, le raisonnement radiologique doit permettre d'établir un diagnostic formel de pseudo-lésions stéatosiques ou de certaines lésions hépatocytaires, mais également d'évoquer les principaux diagnostics différentiels et de proposer la réalisation d'une biopsie, afin de ne pas méconnaître les diagnostics plus difficiles des lésions primitives atypiques ou mésenchymateuses.

### **1.2.1 Stéatose**

La stéatose hépatique est l'une des anomalies du foie les plus courantes à l'imagerie et correspond à une surcharge de graisse microscopique dans les hépatocytes. Les triglycérides s'y accumulent par un apport vasculaire, potentiellement expliqué par l'insuline qui stimule la conversion du glucose en acides gras. La présentation de la stéatose hépatique peut être trompeuse quand la distribution est focale, hétérogène ou inhabituelle [2].

Classiquement, les zones de stéatose focale intéressent la partie postérieure du segment VI, la partie antérieure du segment I, la partie postérieure du lobe gauche et le lit vésiculaire [10]. Chez les patients ayant un foie globalement stéatosique, il est décrit une épargne stéatosique préférentielle des segments IV et V en péri vésiculaire.

Il existe plusieurs mécanismes pouvant expliquer la stéatose focale. Les apports vasculaires veineux aberrants, indépendants du système porte, entraînent des perturbations métaboliques locales en fonction de la concentration en insuline, avec une surcharge focale en graisse [11] comme illustré en Figure 2 expliqué par un apport venant directement des arcades duodéno-pancréatiques (riche en insuline) ou à l'inverse une zone d'épargne stéatosique en cas d'apport par des vaisseaux du réseau gastrique (pauvre en insuline) [11]. Certaines anomalies du système porte (ex : thrombose portale ou mixage incomplet des composants spléniques et mésentériques) peuvent entraîner une stéatose d'aspect segmentaire.

Figure 2 : Illustration d'une plage de stéatose focale du foie sur drainage veineux aberrant.

Le scanner montre une plage hypodense du segment III du foie au temps portal, apparaissant en discret hypersignal sur la séquence T1 en phase avec chute du signal en opposition de phase.



a) temps portal en scanner ; b) séquence T1 en phase à l'IRM ; c) séquence T1 en opposition de phase à l'IRM

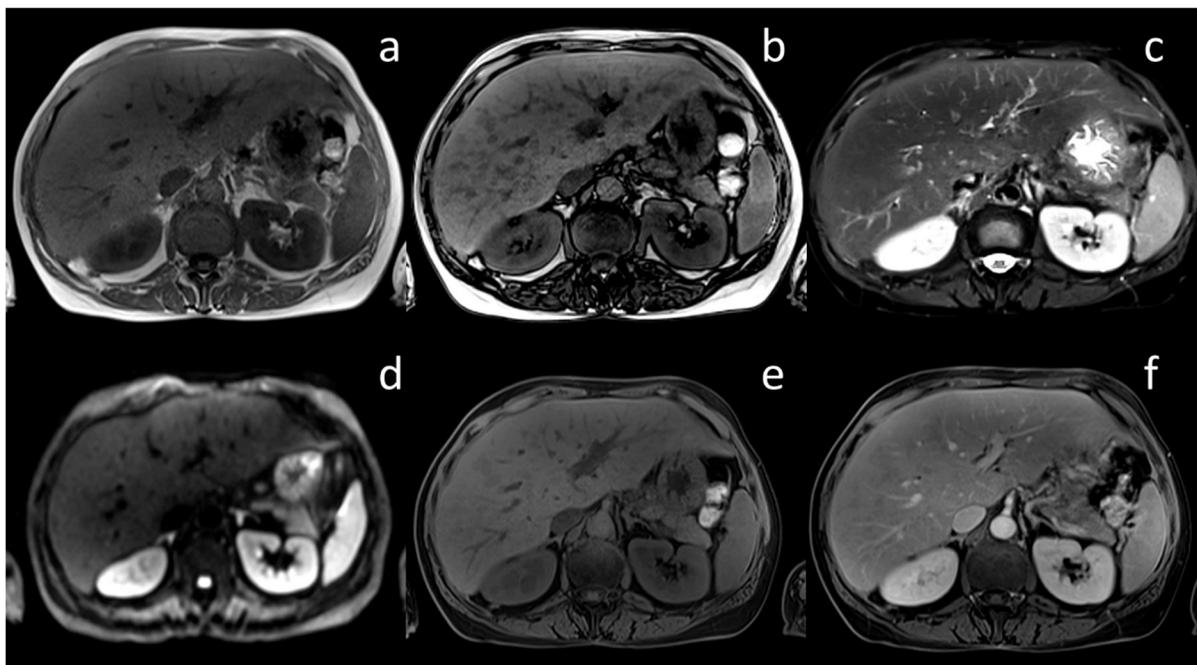
Dans le contexte spécifique d'insulinome ou de glucagonome, il est fréquent de mettre en évidence de simples remaniements péri-lésionnels d'épargne ou d'accumulation de stéatose en rapport avec l'effet local de l'insuline [10].

Les mécanismes favorisant le développement de la stéatose hépatique pseudo-lésionnelle ou pseudo-nodulaire restent moins bien compris. Ces pseudo-lésions peuvent être source de confusion diagnostique avec des lésions néoplasiques, inflammatoires ou vasculaires [2].

Le diagnostic repose en IRM sur l'existence d'une ou plusieurs plages nodulaires généralement mal limitées, en hypersignal T1 sur les séquences IP avec une chute du signal en OP. Le rehaussement de ces pseudo-lésions est superposable à celui du foie sain. Le signal est classiquement identique à celui du parenchyme hépatique adjacent sur les séquences T2 avec saturation de graisse ou sur les séquences de diffusion comme illustré en Figure 3.

Figure 3 : Illustration d'une répartition multi-nodulaire de la stéatose en IRM.

L'IRM montre des plages pseudo-nodulaires éparpillées de signal graisseux en relatif hypersignal sur la séquence T1 en phase avec chute de signal en opposition de phase, en iso-signal sur la séquence pondérée en T2 et sans hypersignal en diffusion. La présence d'atypies, en particulier de rehaussement, doit être particulièrement recherchée.



a) séquence T1 en phase ; b) séquence T1 en opposition de phase ; c) séquence T2 TSE FS ; d) séquence de Diffusion à b800 ; e) 3D T1 FS EG avant injection de contraste ; f) séquence 3D T1 FS EG en phase portale

L'échographie avec injection de produit de contraste présente une bonne spécificité pour la caractérisation de la stéatose focale. Celle-ci se caractérise alors généralement comme une plage hyperéchogène, sans rehaussement significatif à la phase artérielle et s'homogénéisant au reste du parenchyme hépatique en phase tardive si un produit de contraste ultrasonore est utilisé [10].

### 1.2.2 Lésions hépatocytaires bénignes

Les lésions hépatocytaires bénignes contenant de la graisse incluent les hyperplasies nodulaires et focales (HNF), et les adénomes hépatocellulaires (AHC) [12].

Ces deux types de lésions surviennent chez des patients jeunes, principalement de sexe féminin, les AHC étant favorisés par une hyper-œstrogénie (comme la prise d'une contraception oestro-progestative). Les HNF sont fréquentes (prévalence estimée à 0,9%), et ne sont pas associées à des complications ou à des transformations néoplasiques, alors que

les AHC sont plus rares (prévalence estimée à 0,003%), et sont eux associés à un risque de complication hémorragique ou de transformation maligne [12,13,15]. Les risques de complication des AHC sont stratifiés sur le sexe (plus fréquent chez l'homme), la taille de la lésion et le sous-type moléculaire [13].

#### 1.2.2.1 Hyperplasie nodulaire et focale

L'IRM est capable d'établir formellement le diagnostic d'HNF dans plus de 80% des cas. Cette caractérisation impose la présence de 5 critères majeurs [12, 14, 15] :

- 1) Homogénéité de la lésion
- 2) Intensité de signal similaire au parenchyme hépatique en T1 et en T2
- 3) Rehaussement intense en phase artérielle, sans lavage au temps portal ou tardif
- 4) Présence d'une zone stellaire centrale en hypersignal T2, rehaussée en phase tardive et non à la phase artérielle
- 5) Absence de capsule

Après injection de produit de contraste hépato-spécifique (Gd-BOPTA ou Gd-EOB-DTPA), les HNF se caractérisent par une captation du produit de contraste similaire ou supérieure au foie sain en phase hépato-biliaire. Elles apparaissent donc en iso- ou hypersignal par rapport au parenchyme adjacent [16].

L'échographie avec injection de produit de contraste est particulièrement performante pour la caractérisation des HNF, notamment celles ne dépassant pas 35mm [17]. Leur rehaussement est en effet typiquement centrifuge en rayons de roue et survient de manière plus précoce que celle du parenchyme normal. Le rehaussement devient complet et persistant en phase portale et tardive, en dehors de la zone stellaire centrale qui ne se rehausse pas [12]. La présence de graisse microscopique au sein des HNF est classiquement décrite en histologie mais elle est plus rare à l'imagerie (moins de 10% des cas) car la quantité de graisse est souvent trop faible pour être détectée [4,12,15]. L'association avec une stéatose hépatique sous-jacente est alors classique mais non systématique.

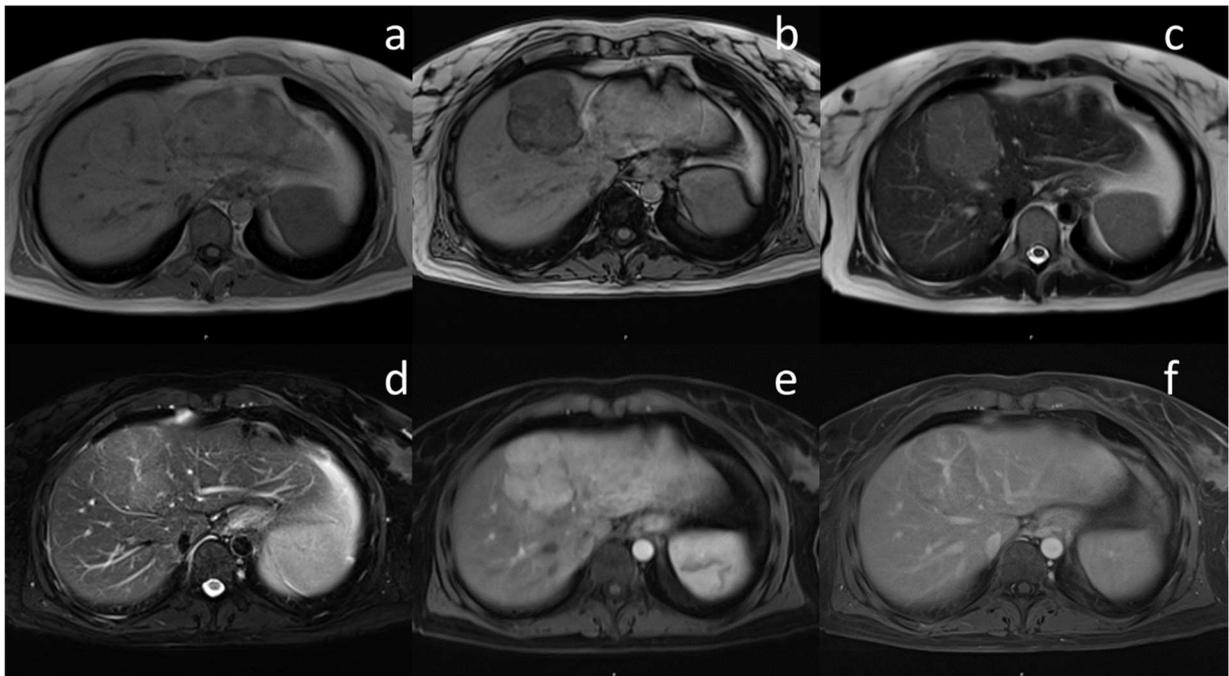
La présence de graisse au sein d'une HNF peut modifier son signal habituel. Comme illustré en Figure 4, une HNF de contenu grasseux présentera une chute de signal sur la séquence en OP. Cependant le contenu en graisse pouvant être hétérogène, la chute de signal pourra rendre la lésion hétérogène. De plus, les séquences après injection étant réalisées avec suppression du signal de la graisse, le rehaussement intense en phase artérielle peut être plus difficile à

apprécier avec un aspect de lavage plus marqué sur les phases tardives. Dans ce cas, certaines études ont montré l'intérêt de comparer les séquences T1 IP avant et après injection pour s'affranchir du contenu graisseux [16].

La recherche d'une captation du produit de contraste hépato-spécifique à la phase hépato-biliaire peut également aider au diagnostic. Ainsi si tous les critères diagnostics majeurs de l'HNF sont présents par ailleurs, le diagnostic ne devrait pas être remis en cause par la présence de graisse intra-lésionnelle [15].

Figure 4 : Illustration d'une Hyperplasie Nodulaire et Focale de contenu graisseux

Foie non dysmorphique ni stéatosique, siège d'une lésion respectant tous les critères diagnostiques à l'IRM de l'HNF. Elle est de signal homogène en dehors d'une zone stellaire centrale en hypersignal T2, se rehaussant de manière intense à la phase artérielle sans lavage à la phase tardive, ni capsule périphérique.



a) séquence T1 en phase ; b) séquence T1 en opposition de phase ; c) séquence T2 HASTE ; d) séquence T2 TSE FS ; e) séquence 3D T1 FS EG à la phase artérielle ; f) séquence 3D T1 FS EG à la phase tardive.

#### 1.2.2.2 Adénome hépatocellulaire

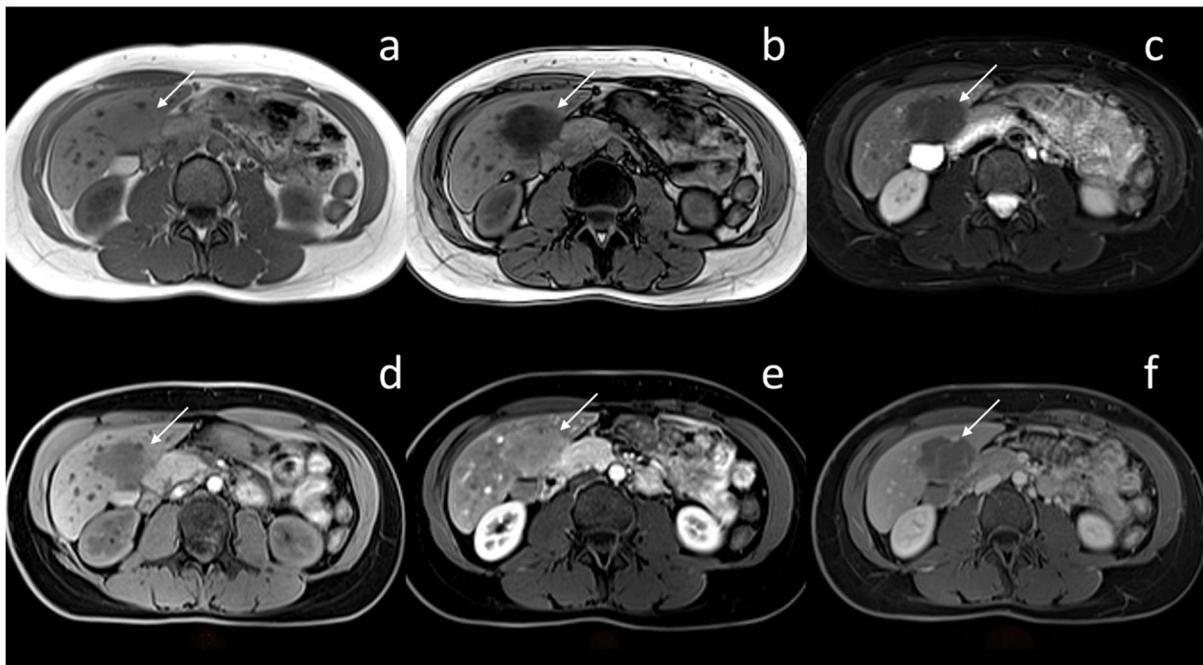
Il existe 5 sous-types principaux d'adénomes hépatocellulaires liés à un génotype et à un phénotype immunohistochimique spécifiques, comprenant l'adénome HNF1- $\alpha$  inactivé (AHC-

H), l'adénome inflammatoire (AHC-I), l'adénome  $\beta$ -caténine muté, l'adénome Sonic Hedgehog et les adénomes inclassés sans profil immunohistochimique ou génotypique identifié [13].

A ce jour, seuls les sous-types AHC-H et AHC-I (les plus fréquents) sont caractérisables en IRM [18,19]. Les AHC-H sont principalement caractérisés par leur contenu en graisse microscopique [18,19]. En IRM, ils se présentent par une chute homogène et diffuse de signal sur les séquences en opposition de phase – signe associé à une sensibilité diagnostique de 87-91 % et une spécificité de 89-100 % [20]. Ces lésions présentent typiquement un rehaussement faible en phase artérielle et un retour à son signal de base en phase portale comme illustré en Figure 5.

Figure 5 : Illustration d'un adénome hépatocellulaire HNF1- $\alpha$  inactivé

Lésion hépatique du segment III (flèche) caractérisée par une chute homogène et diffuse du signal en opposition de phase. Il apparaît en hyposignal en T1 et en hyposignal homogène en T2 par rapport au parenchyme hépatique sain sur des séquences avec suppression de graisse compte tenu de sa forte teneur en graisse. La lésion se rehausse de manière modérée et homogène à la phase artérielle avec un aspect trompeur de lavage à la phase portale expliqué par la forte teneur en graisse.



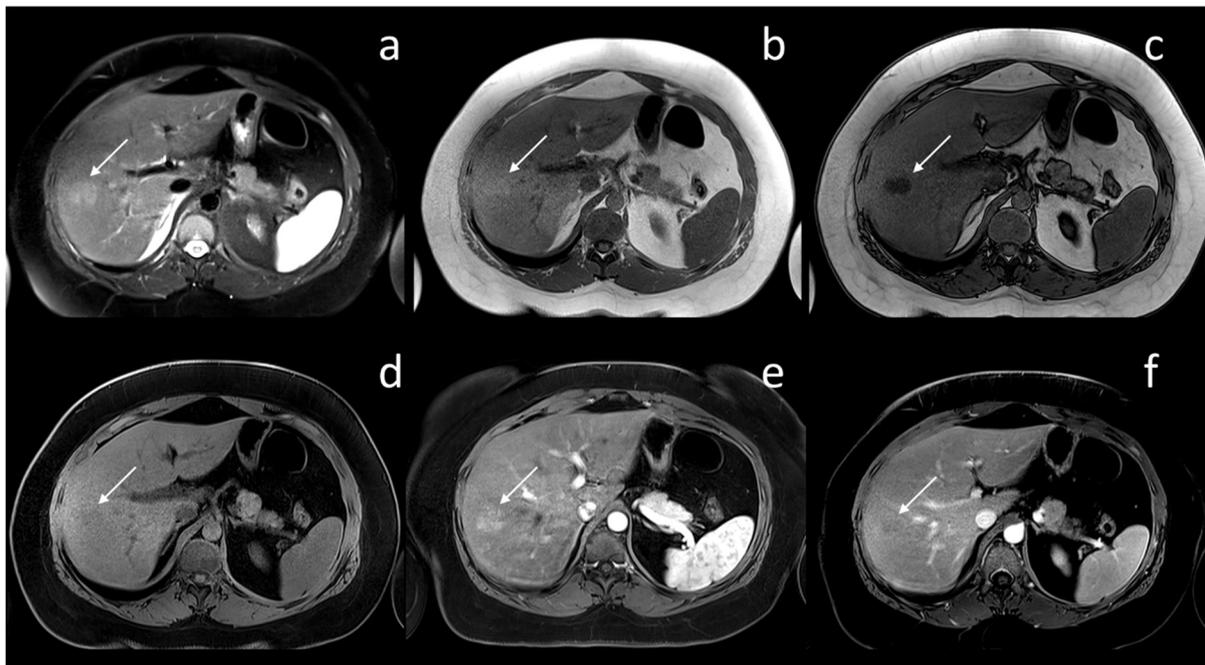
a) séquence T1 en phase ; b) séquence T1 en opposition de phase ; c) séquence T2 TSE FS ; d) séquence T1 FS EG avant injection de contraste ; e) séquence T1 FS EG à la phase artérielle ; f) séquence T1 FS EG à la phase portale.

Cependant, au-delà des AHC-H, tous les sous-types d'adénomes peuvent contenir de la graisse microscopique, même de manière inconstante [6,13]. Les AHC-I se caractérisent classiquement par la combinaison d'une hyper intensité en T2 et d'un rehaussement marqué

à la phase artérielle et persistant en phase tardive [18,19]. Ces lésions sont souvent associées à une stéatose hépatique sous-jacente. Par ailleurs, le contenu en graisse des AHC-I peut aussi en modifier l'aspect en imagerie rendant leur diagnostic plus difficile [21] comme illustré en Figure 6. Toutefois, l'hyper intensité en T2 et le fait que le contenu en graisse n'est généralement pas diffus et homogène dans les AHC-I sont deux éléments permettant de les différencier des AHC-H.

Figure 6 : Illustration d'un adénome inflammatoire atypique

Patiente de 30 ans, présentant un adénome inflammatoire atypique (flèche) du fait de l'important contingent graisseux mis en évidence par la chute inhomogène de signal en opposition de phase, restant en hypersignal T2 intense. Il se rehausse de manière modérée à la phase artérielle, sans rehaussement persistant à la phase tardive probablement en raison du contenu graisseux sur des séquences avec suppression de graisse.



a) séquence T2 TSE FS ; b) séquence T1 en phase ; c) séquence T1 en opposition de phase ; d) séquence 3D T1 FS EG avant injection de contraste ; e) séquence 3D T1 FS EG à la phase artérielle ; f) séquence 3D T1 FS EG à la phase tardive.

L'étude par échographie de contraste des AHC n'a pas montré de résultats pertinents permettant d'améliorer leur sous-typage, ni de caractériser les AHC à contenu graisseux [22]. L'utilisation de produit de contraste hépato-spécifique en IRM est utile principalement pour distinguer les AHC des HNF, mais ne permet pas en théorie d'aider à distinguer un AHC-H d'un

AHC-I graisseux, les deux apparaissant en hyposignal en phase hépato-biliaire, correspondant à un défaut de captation du produit de contraste par rapport au parenchyme adjacent [16].

### **1.2.3 Carcinome hépatocellulaire**

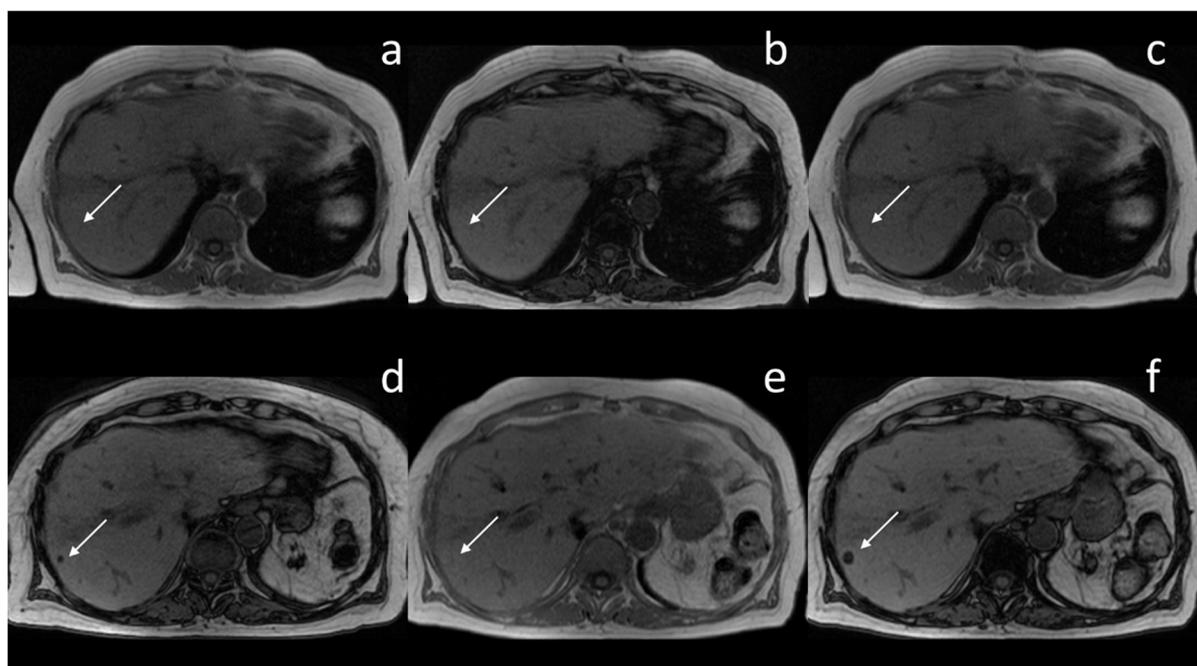
Les CHC représentent environ 90 % des cas de cancer primaire du foie, survenant dans plus de 90 % des cas dans le cadre d'une maladie hépatique chronique [23]. La présence de graisse microscopique en leur sein est souvent considérée comme une aide pour leur caractérisation [21-24,26,27].

Les recommandations internationales permettent de poser un diagnostic de certitude de CHC de manière non invasive en imagerie chez les patients atteints de maladie hépatique chronique ou de cirrhose [24-26]. Les critères prennent notamment en compte la taille de la lésion, la présence d'un rehaussement non périphérique en phase artérielle, un lavage en phase portale ou tardive, et la présence d'une capsule périphérique se rehaussant en phase portale ou tardive.

La présence de graisse dans la lésion est considérée comme un critère auxiliaire positif pour le diagnostic de CHC selon les critères du LI-RADS, du fait de sa haute spécificité pouvant atteindre 85 à 100% [21-24,26,27]. Il est en effet établi que le processus précoce de carcinogénèse du CHC s'accompagne de modifications du métabolisme lipidique intracellulaire favorisant l'accumulation de graisse [2,23]. La transformation en CHC avancé en revanche s'accompagne généralement d'une perte de graisse, à l'exception du sous-type stéato-hépatitique du CHC [23]. Ainsi, la présence de graisse au sein d'un CHC témoigne généralement d'une forme bien différenciée ou stéato-hépatitique, généralement de meilleur pronostic, conformément à leur profil immuno--phénotypique et génotypique particulier [28,29]. La Figure 7 illustre un cas de CHC avec contenu graisseux. La présence de graisse au sein d'un CHC est rapportée au total dans 16 à 18% des cas en imagerie [4-5].

Figure 7 : Illustration de l'évolution d'un carcinome hépatocellulaire

Foie d'hépatopathie chronique sans lésion visible sur l'IRM de mai 2010, qui est décelée sur l'IRM de septembre 2010 (flèche) par son contenu graisseux avec une chute du signal sur la séquence en opposition de phase. La lésion continue à se majorer en taille sur l'IRM de janvier 2011 avec persistance d'un contingent graisseux.

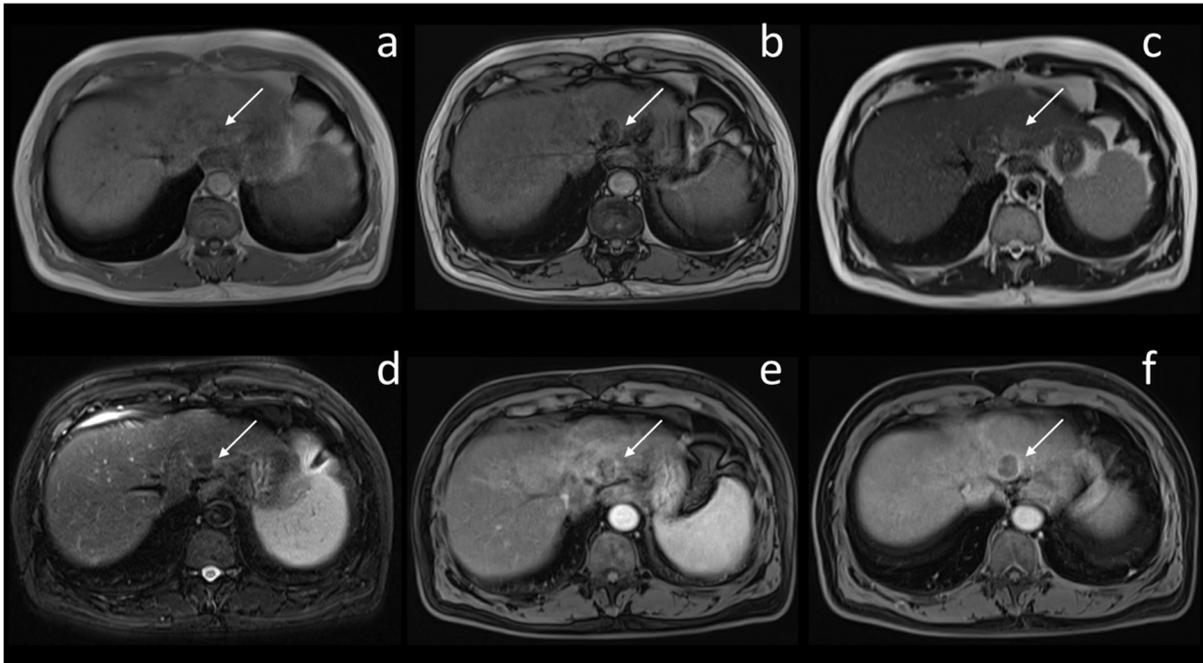


a) séquence T1 en phase sur l'IRM de mai 2010 ; b) séquence T1 en opposition de phase sur l'IRM de mai 2010 ; c) séquence T1 en phase sur l'IRM de septembre 2010 ; d) séquence T1 en opposition de phase sur l'IRM de septembre 2010 ; e) séquence T1 en phase sur l'IRM de janvier 2011 ; f) séquence T1 en opposition de phase sur l'IRM de janvier 2011.

Parmi les sous-types récemment distingués par leurs caractéristiques génotypiques et phénotypiques, et qui représentent environ 35% de tous les CHC, [28-30,31] la forme stéato-hépatitique est celle la plus couramment associée à la présence de graisse intra lésionnelle. Le CHC stéato-hépatitique se caractérise en effet par son contenu graisseux microscopique associé à une chute du signal sur les séquences T1 OP. Il est fréquemment associé à une stéatose hépatique adjacente. Du fait du contenu graisseux, le rehaussement artériel ainsi que le lavage tardif peuvent être plus difficiles à apprécier sur les séquences T1 avec suppression du signal de la graisse comme illustré en Figure 8. Dans ce cas, l'analyse des séquences T1 IP et OP avant et après injection de produit de contraste est particulièrement utile [16].

Figure 8 : Illustration d'un carcinome hépatocellulaire

Patient de 71 ans suivi pour une cirrhose alcoolique et une NASH, présentant un carcinome hépatocellulaire (flèche) de sous-type stéato-hépatitique, au contenu graisseux comme en témoigne la chute de signal hétérogène sur la séquence en opposition de phase. Il est en discret hypersignal T2 et se rehausse de manière modérée à la phase artérielle avec mise en évidence d'une prise de contraste capsulaire typique à la phase tardive.



a) séquence T1 en phase ; b) séquence T1 en opposition de phase ; c) séquence T2 HASTE ; d) séquence T2 TSE FS ; e) séquence 3D T1 FS EG à la phase artérielle ; f) séquence 3D T1 FS EG à la phase tardive.

#### 1.2.4 Tumeurs mésoenchymateuses

Plusieurs lésions dérivées des précurseurs mésoenchymateux hépatiques peuvent présenter un contenu graisseux.

##### 1.2.4.1 Angiomyolipome hépatique

L'angiomyolipome hépatique est une tumeur mésoenchymateuse rare dérivée des cellules épithélioïdes péri vasculaires (PEComa), qui prédomine chez les femmes avec un pic d'incidence chez l'adulte d'âge moyen. La plupart des angiomyolipomes hépatiques sont sporadiques (contrairement aux angiomyolipomes rénaux) et seulement 5 à 10% des cas surviennent chez des patients ayant une sclérose tubéreuse de Bourneville [32,33] auquel cas ils sont souvent multiples.

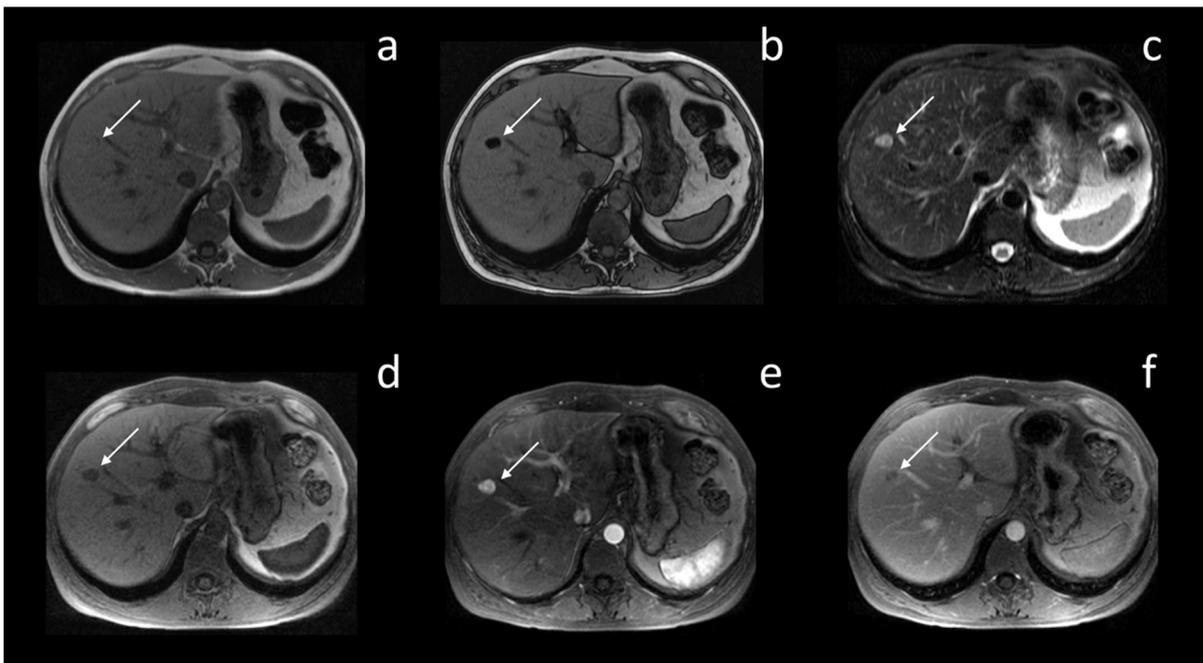
Une biopsie est toujours nécessaire pour en formaliser le diagnostic mais aussi pour en distinguer les deux grands sous-types histologiques :

- Type classique ou mixte : le plus fréquent et bénin, composé d'une portion vasculaire (angio), musculaire lisse (myo) et adipocytaire mature (lipo) dont les proportions peuvent varier.
- Type épithélioïde : caractérisé par la présence de plus de 10 % de cellules épithélioïdes en histologie, et une plus faible proportion de graisse intra-lésionnelle, qui va présenter un risque de transformation maligne.

L'angiomyolipome hépatique (AML) se caractérise en imagerie par la présence de graisse macroscopique [1] et de vaisseaux intra-tumoraux. Il présente un rehaussement en phase artérielle avec un lavage en phase tardive et une veine centrale de drainage vers le réseau veineux hépatique comme illustré en Figure 9. Cependant, le lavage d'une tumeur à contenu graisseux est difficile à affirmer si la lésion est spontanément hypointense en T1 sur les séquences non injectées. Dans ce cas, il est là aussi possible d'utiliser des séquences T1 in phase – out phase avant et après injection de produit de contraste [16].

Figure 9 : Illustration d'un angiomyolipome hépatique ;

Foie non dysmorphique, siège d'une lésion (flèche) de signal discrètement hétérogène en T1 en phase avec chute du signal sur la séquence en opposition de phase, en franc hypersignal T2 et en hyposignal sur la séquence T1 FS. Il se rehausse de manière intense à la phase artérielle avec lavage à la phase tardive.

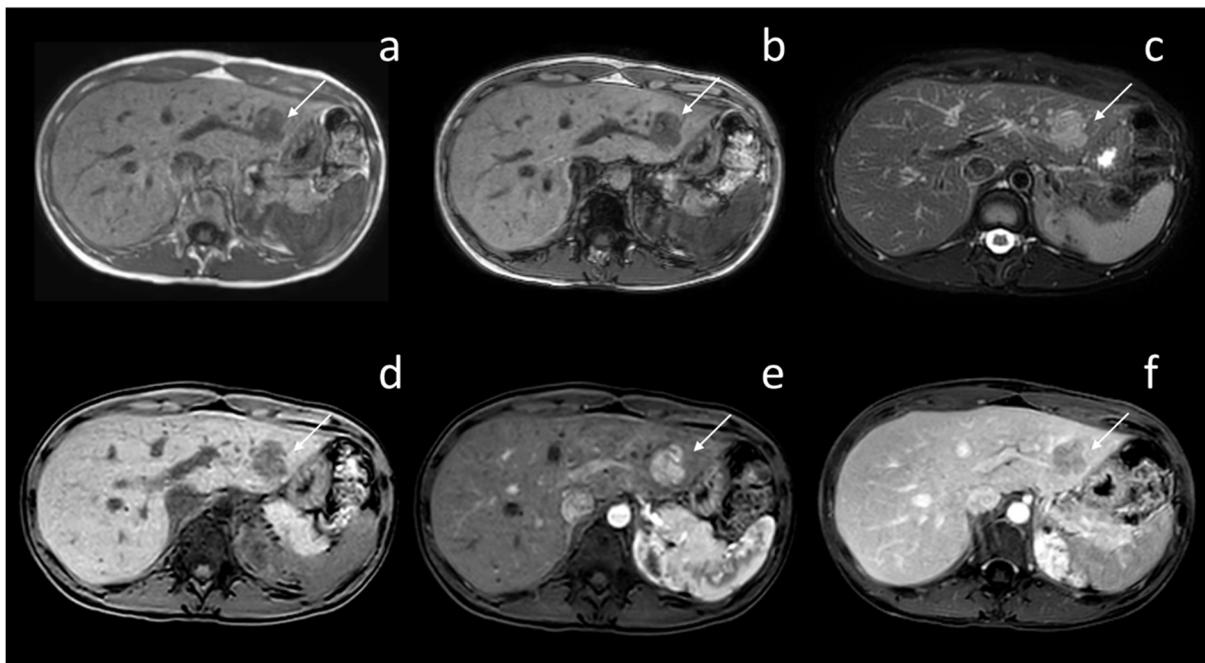


a) séquence T1 en phase ; b) séquence T1 en opposition de phase : c) séquence T2 TSE FS ; d) séquence 3D T1 FS EG avant injection de contraste ; e) séquence 3D T1 FS EG à la phase artérielle ; f) séquence 3D T1 FS EG à la phase tardive.

Cependant, la teneur en graisse est variable et associer à la fois une composante microscopique et macroscopique [1]. Ces lésions peuvent alors présenter une séméiologie très semblable à celle d'autres lésions primitives hépatiques comme les CHC, avec qui elles partagent la même cinétique de rehaussement [33] comme illustré en Figure 10. Ainsi l'analyse de l'anamnèse doit être rigoureuse : le sexe féminin, l'absence d'hépatopathie chronique ou la présence d'autres facteurs de risques comme la sclérose tubéreuse de Bourneville vont favoriser le diagnostic d'AML [33].

Figure 10 : Illustration d'un angiomyolipome hépatique.

Patiente de 21 ans suivie pour une sclérose tubéreuse de Bourneville, présentant une lésion hépatique du segment II (flèche) dont le contenu en graisse est peu important comme en témoigne la chute de signal punctiforme centrale en opposition de phase. La lésion est en hypersignal T2 et en hyposignal hétérogène T1 FS, se rehaussant de manière intense à la phase artérielle avec un lavage à la phase tardive ce qui peut amener à la confondre avec un carcinome hépatocellulaire en dehors du contexte.



a) séquence T1 en phase ; b) séquence T1 en opposition de phase : c) séquence T2 TSE FS ; d) séquence 3D T1 FS EG avant injection de contraste ; e) séquence 3D T1 FS EG à la phase artérielle ; f) séquence 3D T1 FS EG à la phase tardive.

Des études encore peu nombreuses ont suggéré que l'échographie de contraste pourrait être utilisée pour le diagnostic d'AML : l'absence de pseudo-capsule ou un rehaussement persistant sont en effet des éléments séméiologiques les différenciant alors des profils de rehaussement des CHC [34].

#### 1.2.4.2 Lipome hépatique

Les lipomes hépatiques sont moins fréquents que les angiomyolipomes hépatiques. Ils sont constitués de tissu adipeux mature correspondant à de la graisse macroscopique. En IRM, les lipomes sont iso-intenses par rapport à la graisse sous-cutanée sur toutes les séquences, avec une perte homogène du signal sur les images avec saturation sélective de la graisse ; ils sont par ailleurs faiblement ou non réhaussés après injection de produit de contraste [4].

#### 1.2.4.3 Tératome hépatique

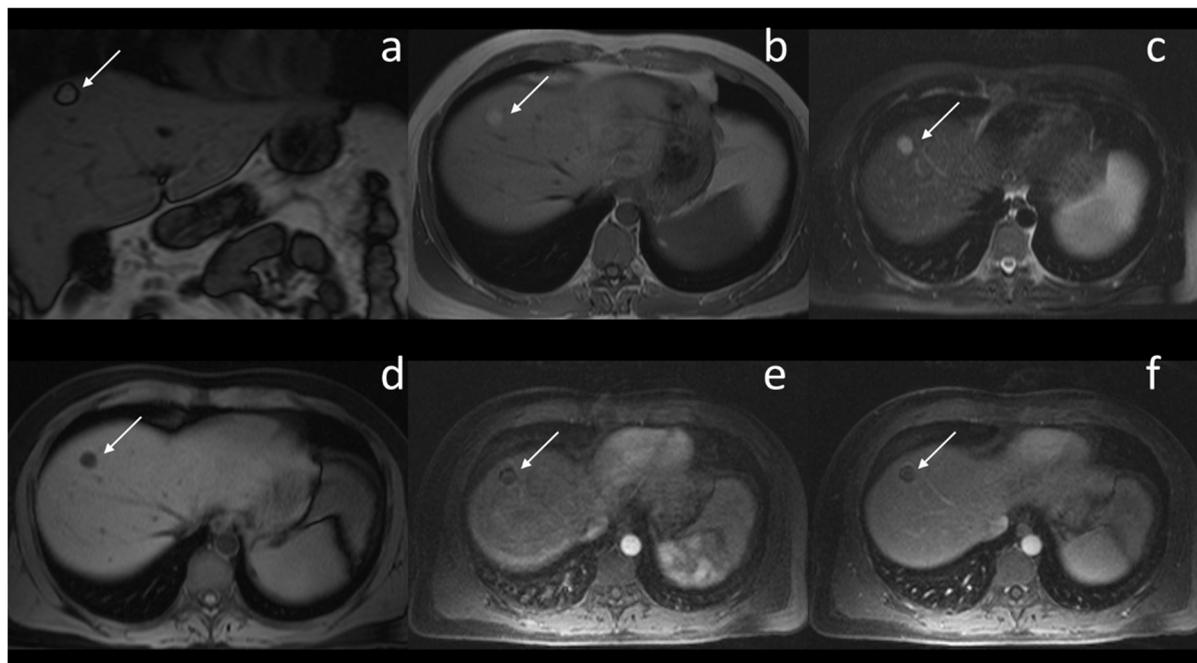
Les téréatomes hépatiques sont très rares dans le foie. Comme pour les téréatomes matures des gonades, le téréatome hépatique associe un contingent de graisse macroscopique, des calcifications et des portions liquides, parfois associés à un nodule de Rokitanski et une absence de rehaussement [4].

#### **1.2.5 Métastases hépatiques**

La présence de graisse intra tumorale est rare dans les métastases hépatiques [4]. Elle est alors généralement associée à l'existence d'une lésion primitive grasseuse. Par exemple, le liposarcome, tumeur mésoenchymateuse rare, peut s'accompagner dans 10% des cas d'une évolution métastatique hépatique [1]. Ces lésions secondaires hépatiques présentent alors un contingent grasseux macroscopique [3] comme illustré en Figure 11.

Figure 11 : Illustration d'une métastase hépatique d'un liposarcome.

Foie non dysmorphique, siège d'une lésion du segment VIII (flèche) apparaissant en hypersignal homogène sur la séquence T1 en phase avec chute périphérique du signal en opposition de phase. Elle est en franc hypersignal T2 et hyposignal T1 FS. Après injection, elle est hypo-vascularisée à la phase artérielle avec une discrète prise de contraste périphérique à la phase tardive.



a) séquence T1 en phase ; b) séquence T1 en opposition de phase ; c) séquence T2 TSE FS ; d) séquence 3D T1 FS EG avant injection de contraste ; e) séquence 3D T1 FS EG à la phase artérielle ; f) séquence 3D T1 FS EG à la phase tardive.

D'autres lésions primitives peuvent favoriser des lésions secondaires hépatiques présentant un contingent grasseux intracellulaire. C'est notamment le cas du carcinome rénal à cellules claires, dont les métastases peuvent présenter un contenu grasseux microscopique [35].

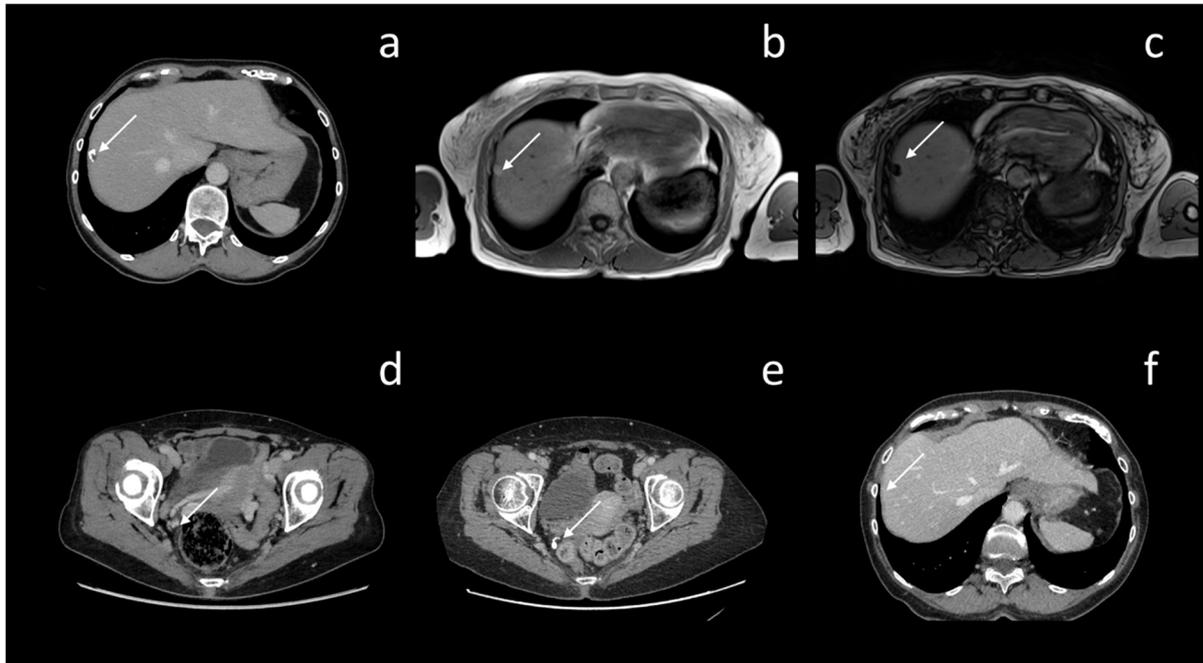
## 1.2.6 Autres lésions hépatiques et pseudo-lésions

### 1.2.6.1 Pseudo-lipome de la capsule de Glisson

Le pseudo-lipome de la capsule de Glisson est une lésion hépatique peu fréquente de découverte fortuite dont l'étiologie n'est pas bien connue. Cette lésion correspondrait à un fragment de graisse épiploïque colique qui se détacherait après un événement inflammatoire et migrerait jusqu'au niveau du dôme hépatique dans la capsule hépatique dite de Glisson en suivant ainsi l'écoulement physiologique du liquide péritonéal [3,4]. A l'imagerie, le pseudo-lipome de la capsule de Glisson correspond à une formation bien limitée de graisse

macroscopique [5] avec de possibles petites calcifications périphériques, non ou faiblement réhaussée après injection, comme illustré en Figure 12.

Figure 12 : Illustration d'un pseudo-lipome de la capsule de Glisson sous capsulaire antérieur du segment VIII partiellement calcifié sur le scanner, de découverte fortuite chez une patiente de 70 ans.



a) temps portal au scanner centré sur le foie en 2022 ; b) séquence T1 en phase à l'IRM en 2022 ; c) séquence T1 en opposition de phase à l'IRM en 2022 ; d) temps portal au scanner centré sur le pelvis en 2022 ; e) temps portal au scanner centré sur le pelvis en 2020 ; f) temps portal au scanner centré sur le foie en 2020.

#### 1.2.6.2 Kyste hydatique hépatique

Le kyste hydatique hépatique correspond à une atteinte secondaire à une infection à *Echinococcus Granulosus*. Le kyste hydatique se présente en imagerie comme une ou plusieurs formations kystiques présentant des septas internes ou des membranes flottantes, parfois complétées par la présence de calcifications périphériques. Ces aspects sémiologiques évoluent avec l'évolution de l'atteinte infectieuse. La présence de graisse macroscopique peut être soit périphérique soit intra-kystique entraînant un classique niveau liquide/graisse, ce qui est considéré comme un signe indirect de rupture du kyste dans le système biliaire [3,4].

#### 1.2.6.3 Pseudo-lipome de la veine cave inférieure

Il s'agit d'une pseudo-lésion du lobe caudé en regard de la veine cave inférieure de contenu graisseux macroscopique. Le pseudo-lipome de la veine cave inférieure est plus fréquent sur foie d'hépatopathie chronique. Cette pseudo-lésion s'explique par un effet de volume partiel de la graisse péri veine cave au contact du foie droit lors des phases de respiration [3,4].

#### 1.2.6.4 Hématopoïèse extra-médullaire hépatique

Le foie est un site fréquent d'hématopoïèse extra-médullaire chez l'adulte. Cette situation est rencontrée dans un grand nombre de circonstances incluant les maladies hématologiques. A l'imagerie, les foyers d'hématopoïèse extra médullaire hépatiques correspondent à des lésions bien limitées et non calcifiées, avec un contenu graisseux macroscopique, classiquement peu rehaussées après injection de produit de contraste [36,37].

### **1.3 Conclusion**

L'imagerie joue un rôle fondamental dans la détection et la caractérisation des lésions hépatiques contenant de la graisse. L'IRM, notamment au travers de la complémentarité des séquences en phase et en opposition de phase, aux séquences Dixon et aux séquences de suppression de la graisse, est la technique la plus sensible pour différencier le type de contingent graisseux – graisse microscopique ou macroscopique. Les lésions de stéatose hépatique, mais aussi les lésions hépatocytaires tant bénignes que malignes, représentent les principaux diagnostics différentiels.

La plupart des lésions hépatiques contenant de la graisse présentent une sémiologie caractéristique en imagerie, et notamment à l'IRM. Cependant, la présence de graisse peut être un attribut principal du diagnostic de la lésion, un critère auxiliaire ou une particularité plus inhabituelle voire atypique.

Ainsi, il est légitime de s'interroger sur l'applicabilité de ces critères sémiologiques diagnostiques en cas de présence de graisse intra-lésionnelle.

## 2 : Applicabilité des critères diagnostiques en IRM

---

### **Fat in mass in primary liver lesions are usual MRI diagnostic criteria of both malignant and benign liver lesions still applicable?**

*Edouard Reizine - Azure Meurgey - Giuliana Amaddeo - Alexis Laurent - Julien Calderaro - Sebastien Mule - Alain Luciani*

Received: 18 April 2022 / Revised: 15 May 2022 / Accepted: 17 May 2022

© The Author(s), under exclusive licence to Springer Science+Business Media, LLC, part of Springer Nature 2022

#### **Abstract**

**Purpose :** To evaluate the accuracy of the usual MRI diagnostic patterns of primary liver lesions applied to the diagnosis of pathologically proven fat-containing liver lesions.

**Materials and Methods :** This monocentric IRB approved retrospective study included all patients with pathologically proven focal liver lesions and documented intra-tumoral fat on pathology and who underwent preoperative liver MRI for characterization. Both liver morphology and usual lesion MRI features were analyzed, and their distribution correlated to the final pathological result (Chi-2 or Fisher exact tests, Student t-test or Mann–Whitney U test, as appropriate). The Sensitivity (Se) and Specificity (Sp) of MRI patterns known to be associated to both Hepatocellular Carcinoma (HCC), Focal Nodular Hyperplasia (FNH), and Hepatocellular Adenoma (HCA) subtypes were evaluated.

**Results :** Between March 2014 and November 2021, 66 lesions were included, corresponding to: 26 HCC, 32 HCA, 6 FNH and 2 hepatic angiomyolipoma (HAML). All lesions developed on a dysmorphic liver were HCC. A non-rim arterial phase hyperenhancement with a washout and an enhancing capsule had a 98% specificity for HCC diagnosis; A homogeneous dropout of signal on the opposed phase had a sensitivity of 92% and a specificity of 89% for the diagnosis of HNF1alpha inactivated subtype of HCA (HHCA). The FNH pattern was specific at 100% for the diagnosis of FNH with a 40% Se. Finally, the accuracy of inflammatory hepatocellular adenoma (IHCA) pattern had a low 60% Se but a high 89% Sp for IHCA diagnosis.

**Conclusion :** Known MRI patterns remain dependable for the accurate diagnosis of primary liver tumors on MRI even in fat containing lesions.

## **2.1 Introduction**

Fat-containing liver lesions can account for a large range of differential diagnoses ranging from pseudo-lesions to malignant lesions [1]. On imaging, fat in mass detection is mainly based on MRI evaluation, which usually also allows the exclusion of pseudo-lesions such as focal steatosis [2]. Lesions containing fat are usually distinguished based on the microscopic or macroscopic distribution of lipids [2–5] with however large diagnostic overlaps [3]. Interestingly, recent advances in knowledge regarding the molecular background of hepatocellular tumors [6, 7] have suggested that fat content could trigger the diagnosis of specific hepatocellular carcinoma (HCC) [8, 9] or hepatocellular adenoma (HCA) subtypes [9]. Different MRI patterns are now routinely used to allow a non-invasive diagnosis of benign or malignant tumors. Hence, non-rim arterial phase hyperenhancement (APHE) and washout in the context of chronic liver disease is considered diagnostic for HCC in larger than 10 mm lesions [24], with fat-in lesion considered as an ancillary feature for its diagnosis [26]. However, prior studies have shown that other tumors can mimic HCC such as hepatic angiomyolipoma (HAML) [33] with both tumors potentially associated with microscopic or macroscopic fat [3]. More recently, it has been reported that the HNF1alpha inactivated subtype of HCA (HHCA) is characterized by its homogeneous fat content on MRI [19,20], while fat-in-lesion is also reported in other subtypes of HCA [13]. Last, although infrequent, the presence of fat has been reported in FNH [15] potentially hampering the sensitivity of its typical diagnostic pattern on MRI.

Hence the purpose of this study was to evaluate the accuracy of the usual MRI diagnostic patterns of primary liver lesions applied to the diagnosis of pathologically proven fat-containing liver lesions.

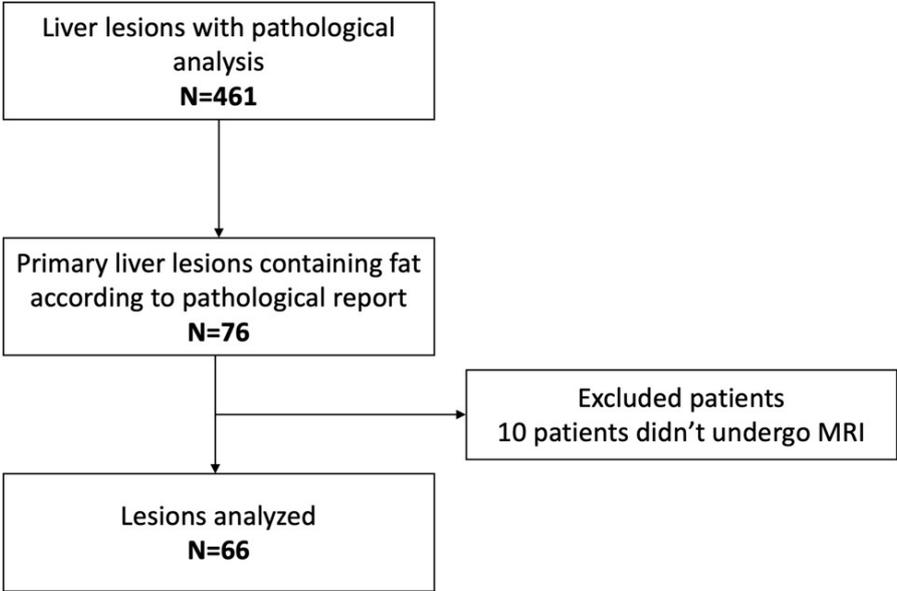
## **2.2 Materials**

### **2.2.1 Patient population**

This monocentric retrospective study was approved by the local IRB and informed consent was waived. Between March 2014 and November 2021, data from all patients with a pathologically proven focal liver lesion based either on tumor biopsy or on resected specimen analysis were extracted from the database of one pathological department of a tertiary

referral center. A review of all pathological reports was performed to include all lesions containing fat according to the pathological report. Patients without liver MRI were excluded. The flow chart of the study is presented in Figure 13. For patients with multiple fat- containing lesions, only the largest lesion was analyzed. Demographics and clinical data were documented for all patients.

Figure 13 : Flowchart of the study



### 2.2.2 Pathological analysis

The diagnosis of all tumors including subtyping for HCC and HCA was performed according to a combination of established morphological and immune-phenotypical criteria [13,29,38] by an expert pathologist (BLINDED) with 25 years of expertise in the field of liver tumors. During the same time pathological analysis of the adjacent liver parenchyma—based either on a non-tumoral biopsy or the resection specimen—was carried-out and the presence of underlying hepatic steatosis [39], fibrosis or cirrhosis [40] was noted.

### **2.2.3 MRI technique**

MR imaging examinations were performed on a 1.5 T clinical MR scanner (AvantoFIT, Siemens, Erlangen, Germany) or a 3 T clinical MR scanner (Skyra, Siemens, Erlangen, Germany).

Protocols included breath-hold fat saturated turbo spin-echo (TSE) T2-weighted images (WI) sequences, single-shot turbo spin-echo T2-WI sequences, diffusion-weighted imaging (DWI), in-phase (IP) and out-of-phase (OP) T1-WI, transverse breath-hold fat-suppressed spoiled gradient-recalled echo dynamic phase 3D T1-WI acquired before and repeated after injection of 0.2 mL/kg gadoterate meglumine (Dotarem; Guerbet, Aulnay-sous-Bois, France) or 0.1 mL/kg gadobenate dimeglumine (Multihance; Bracco Imaging, Milan, Italy) at a rate of 2 mL/sec. Dynamic contrast-enhanced series included the acquisition of a bolus-triggered late arterial phase, a portal venous phase, and delayed phases at 3 and 5 min after injection.

### **2.2.4 MRI analysis**

All images were reviewed by two radiologists including one senior radiologist with 5 years of experience in abdominal imaging and a junior radiologist with 12 months of experience in liver imaging, both blinded to the final pathological diagnosis.

First, the morphology of the liver was assessed. A dysmorphic liver was defined by segment IV atrophy— i.e., < 30 mm—[41] combined with hypertrophy of the caudate lobe evaluated using the modified caudate-right lobe ratio [42]. In addition to dysmorphic liver, the presence of nodular contours was noted.

For each lesion, the following features were assessed: signal intensity (SI) on T1 Fat-Suppressed (FS) Weighted Imaging (WI) and T2 FS WI, and internal hemorrhage. Lesions with high T2 SI were defined according to the relative hyperintensity of the lesion compared both to the adjacent liver and to the spleen. The distribution of fat content was defined as follow: absent, diffuse and homogeneous, and heterogeneous. On the post-contrast sequences, the presence of non-rim APHE, non-peripheral washout on the portal venous or delayed phase and enhancing capsule were noted.

Finally, each lesion was classified according to the following known diagnostic patterns (Figure 14):

- HCC pattern in case of non-rim APHE with a non- peripheral washout [24],
- HCC with capsule pattern in case of non-rim APHE with a non-peripheral washout associated to peripheral capsule [26].
- HHCA pattern, defined by a homogeneous dropout of signal on the opposed phase [19,20].
- HHCA hypovascular pattern for tumor hypointense on fat-suppressed T1-weighted images, mildly enhanced at the arterial phase and again hypointense on delayed phases after gadolinium administration [21].
- Inflammatory hepatocellular adenoma (IHCA) pattern, in case of marked T2 SI, marked APHE and persistent enhancement on the delayed phase [19,20].
- Focal Nodular Hyperplasia (FNH) pattern, associated with usual features of FNH [12].

Figure 14 : Illustration of the different MRI patterns.

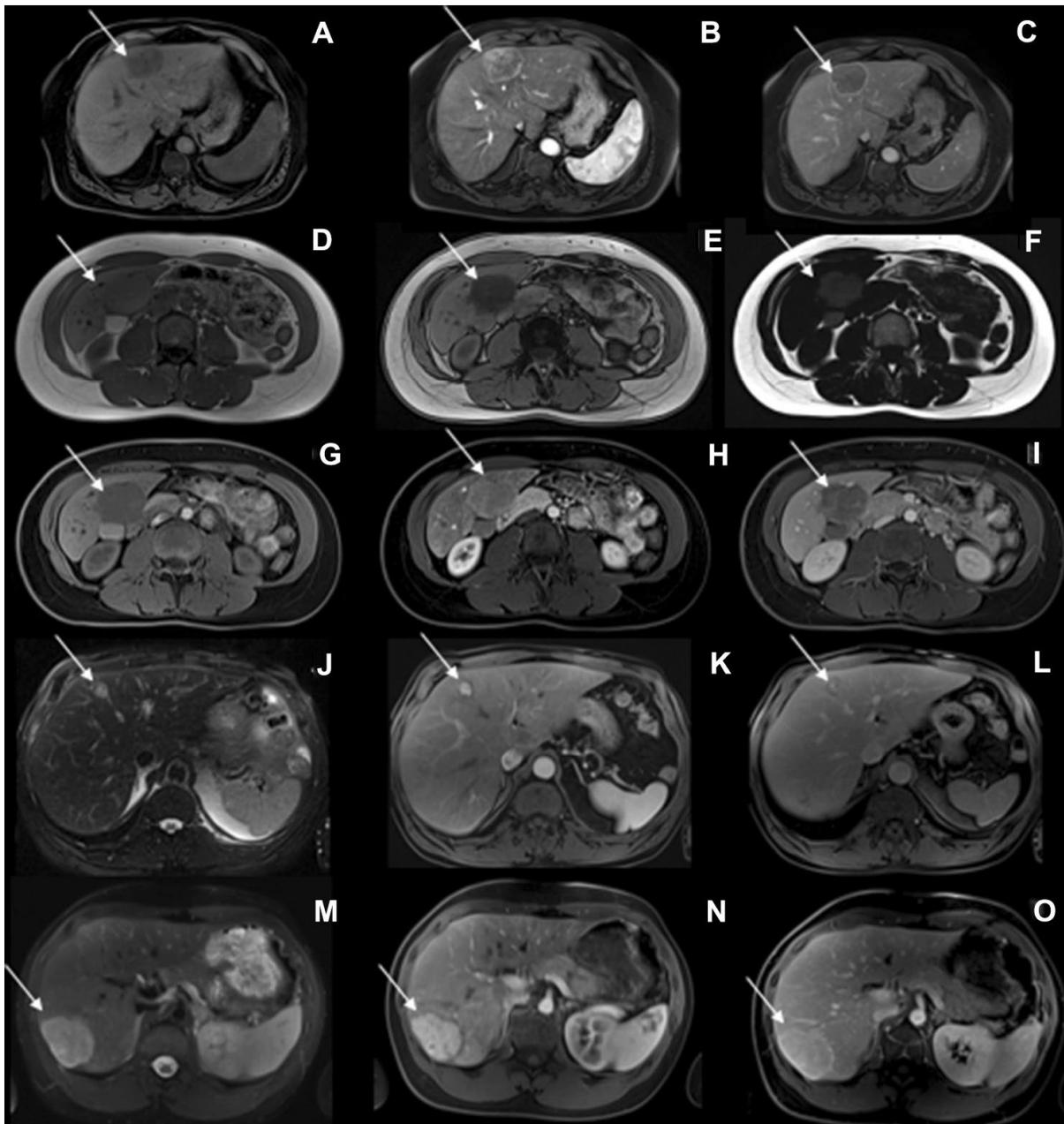
Hepatocellular carcinoma (HCC) pattern corresponds to a lesion with non-rim arterial hyperenhancement on the T1 fat-suppressed (FS) images (a + b) associated to a non-peripheral washout on the portal and/or delayed phase (c) and a possible enhancing capsule.

The HNF1alpha inactivated hepatocellular adenoma (HHCA) pattern is defined by the presence of a homogeneous dropout of signal between the in-phase (d) and the opposed phase (e), corresponding to a homogeneous fat content (f).

HHCA hypovascular pattern is associated with a hypointense tumor on Pre contrast T1 FS (g), mildly enhanced on the late arterial phase (h) and again hypointense on delayed phases (i).

For inflammatory adenoma (IHCA), the pattern is defined as a marked hyper-intensity on T2 FS SI (j), marked arterial phase hyperenhancement (k) and persistent enhancement on the delayed phase (l).

The Focal Nodular Hyperplasia (FNH) pattern corresponds to a homogeneous lesion with a T2 hyperintense central scar (m), homogeneous intense and transient arterial phase hyperenhancement (n) and enhancement on the delayed phase of the central scar (o)



### 2.2.5 Statistical analysis

Categorical variables are presented as count and percentages, and continuous variables as means (standard deviations) or medians (range), depending on the distribution of values. A Kolmogorov–Smirnov test was used to assess the normality of distributions. Comparison of categorical variables was performed using a Chi-2 or Fisher exact tests. Continuous data were compared using the Student t-test or Mann–Whitney U test, as appropriate. The interreader agreement was evaluated between the senior and the junior radiologists regarding both the presence of the main MRI features and the diagnostic patterns using the kappa statistic for qualitative variables or the intraclass correlation coefficient for quantitative variables. Finally, the Sensitivity (Se) and the Specificity (Sp) of each pattern to correctly classify each lesion were calculated.

## 2.3 Results

### 2.3.1 Population

Out of 461 eligible screened patient files, a total of 66 lesions containing fat as documented on pathological reports were finally included, corresponding to the following final diagnoses :

- 26 HCC (26/66), including 13 classic HCC, 7 steatohepatic HCC, 3 macrotrabecular-massive HCC, 2 dysplastic nodules and 1 hepatocholangiocarcinoma.
- 32 HCA (32/66), including 12 HHCA (12/32), 14 IHCA (14/32), 2 BIHCA (2/32) and 4 UHCA (3/32).
- 6 FNH (6/66).
- 2 HAML (2/66).

Results of population data are provided in Table 1.

All lesions developed on a cirrhotic liver were HCC (14/26, 54%).

Table 1 : Population data

	HCC, N=26	HHCA, N=12	IHCA, N=14	UHCA, N=2	AHC-N, N=4	FNH, N=6	HAML, N=2
Age [median (EI)]	66 (54, 69)	37 (30, 43)	38 (30, 42)	38 (32, 45)	30 (26, 33)	48 (35, 65)	42 (34, 49)
Female [number (%)]	10 (38%)	10 (83%)	12 (86%)	1 (50%)	4 (100%)	6 (100%)	2 (100%)
Specimen							
<i>Biopsy</i> [number (%)]	11 (42%)	9 (75%)	10 (71%)	0 (0%)	2 (50%)	4 (67%)	2 (100%)
<i>Resection</i> [number (%)]	15 (58%)	3 (25%)	4 (29%)	2 (100%)	2 (50%)	2 (33%)	0 (0%)
Cirrhosis [number (%)]	14 (54%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Hepatic Steatosis [number (%)]	10 (38%)	1 (8.3%)	6 (43%)	1 (50%)	0 (0%)	4 (67%)	0 (0%)

IQR interquartile range, HCC hepatocellular carcinoma, HHCA HNF1alpha inactivated adenoma, IHCA inflammatory adenoma, IBHCA mixed inflammatory-beta catenin mutated adenoma, UHCA unclassified adenoma, FNH focal nodular hyperplasia, HAML hepatic angiomyolipoma.

### 2.3.2 MRI features analysis

The median interval between pathological diagnosis and MRI was 56 days (38, 108).

The distribution of MRI features across lesions according to the senior radiologists reading is provided in Table 2.

On MRI, dysmorphic liver was present in 17 patients and nodular contours in 12 patients, all with HCC.

A total of 17 lesions did not have visible fat on MRI (17/66, 26%) including 6 HCC (6/26, 23%), 7 IHCA (7/14, 50%), 1 IBHCA (1/2, 50%), 2 UHCA (2/4, 50%) and 1 FNH (1/6, 17%), while 49 had visible fat on MRI (49/66, 74%). A homogeneous and diffuse dropout of signal on the opposed phase were found in the majority of HHCA (11/12, 92%) but also in some HCC (3/26, 12%) and FNH (3/6, 50%).

Lesions with higher T2 SI than that the liver were mostly HCC (21/26, 81%), IHCA (12/14, 86%) and FNH (5/6, 83%) while HHCA were rarely associated to higher SI than the adjacent liver (1/12, 8%) and never with T2 SI above that of the spleen (0/12, 0%).

An enhancing capsule was seen only in HCC (20/26, 77%) and UHCA (1/4, 25%).

L'intervalle de temps médian entre l'IRM et le diagnostic anatomopathologique était de 56 jours (38, 108).

Table 2 : MRI features

MRI features	HCC N = 26	HHCA, N = 12	IHCA, N = 14	IBHCA, N = 2	UHCA N = 4	FNH, N = 6	HAML, N = 2
Dysmorphic liver	17 (65%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Nodular contours	12 (46%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Size	28 (16, 41)	20 (14, 30)	37 (24, 42)	68 (62, 74)	36 (34, 38)	18 (15, 20)	22 (20, 25)
T1FS SI ≥ LIVER	8 (31%)	0 (0%)	12 (86%)	2 (100%)	4 (100%)	2 (33%)	0 (0%)
Hemorrhage	6 (23%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (50%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
T2FS SI > liver	21 (81%)	1 (8.3%)	12 (86%)	1 (50%)	3 (75%)	5 (83%)	2 (100%)
T2FSI ≥ spleen	6 (23%)	0 (0%)	8 (57%)	0 (0%)	2 (50%)	1 (17%)	2 (100%)
<i>Dropout of signal on the opposed phase</i>							
Absent	6 (23%)	0 (0%)	7 (50%)	1 (50%)	2 (50%)	1 (17%)	0 (0%)
Diffuse and homogeneous	4 (15%)	11 (92%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	3 (50%)	0 (0%)
Heterogeneous	16 (62%)	1 (8.3%)	7 (50%)	1 (50%)	2 (50%)	2 (33%)	2 (100%)
NonRim APHE	24 (92%)	12 (100%)	13 (93%)	1 (50%)	4 (100%)	6 (100%)	2 (100%)
Washout	24 (92%)	11 (92%)	2 (14%)	1 (50%)	2 (50%)	1 (17%)	1 (50%)
Capsule	20 (77%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (25%)	0 (0%)	0 (0%)
Delayed Persistent hyperenhancement	0 (0%)	0 (0%)	10 (71%)	0 (0%)	2 (50%)	2 (33%)	0 (0%)

MRI magnetic resonance imaging, FS fat saturated, SI signal intensity, APHE arterial phase hyperenhancement, HCC hepatocellular carcinoma, HHCA HNF1alpha inactivated adenoma, IHCA inflammatory adenoma, IBHCA mixed inflammatory-beta catenin mutated adenoma, UHCA unclassified adenoma, FNH focal nodular hyperplasia, HAML hepatic angiomyolipoma.

### 2.3.3 MRI pattern analysis

The Se and Sp for each MRI pattern are provided in Table 3 for all lesions and in the subgroup of patients without dysmorphic liver. The specificity of each individual MRI pattern was high in all settings, always above 88%.

For HCC diagnosis, adding an enhancing capsule to the HCC pattern increased the Sp to 98% whatever the presence or absence of dysmorphic liver. Illustration of HCC pattern is provided in Figure 15. The FNH pattern was also highly specific at 100% for the diagnosis of FNH with however a reduced Se at 33%.

Finally, for IHCA, the accuracy of IHCA pattern had a low 57% Se as illustrated in Figure 16, but a Sp at 92%.

The sensitivity and the specificity of all patterns were similar including all lesions or including only the subgroup of lesion without dysmorphic liver.

Summary of Se and Sp of the main patterns is provided in Figure 17.

Table 3 : Sensitivity and specificity of MRI patterns

Patterns	All lesions N = 66		No dysmorphic liver N = 49	
	Sensitivity (95% IC)	Specificity (95% IC)	Sensitivity (95% IC)	Specificity (95% IC)
HCC pattern	92% (75, 99)	88% (73, 96)	100% (67, 100)	88% (73, 96)
HCC pattern + enhancing capsule	69% (48, 86)	98% (87, 96)	100% (66, 100)	98% (87, 100)
HHCA pattern	92% (62, 100)	93% (82, 98)	92% (62, 100)	89% (76, 97)
HHCA hypovascular pattern	75% (43, 95)	93% (80, 99)	75% (43, 95)	92% (78, 98)
IHCA pattern	57% (29, 82)	92% (82, 98)	57% (29, 82)	89% (73, 97)
FNH pattern	33% (4, 78)	100% (94, 100)	33% (4, 78)	100% (92, 100)

MRI magnetic resonance imaging, HCC hepatocellular carcinoma, HHCA HNF1alpha inactivated adenoma, IHCA inflammatory adenoma, IBHCA mixed inflammatory-beta catenin mutated adenoma, UHCA unclassified adenoma, FNH focal nodular hyperplasia, CI confidence interval.

Figure 15 : A 55-year-old patient, followed for chronic liver disease.

The liver MRI showed a dysmorphic liver with nodular contours, with a focal liver lesion in segment V (arrow), slightly hyperintense on T2 fat-suppressed (FS) imaging (a), with features of fat in mass demonstrated by partial dropout of signal on the opposed phase (b + c). The lesion was hypointense on 3D T1 GRE FS with a non-rim arterial hyperenhancement (b), with a washout and a peripheral capsule on the delayed phase (f) consistent with the diagnosis of Hepatocellular Carcinoma

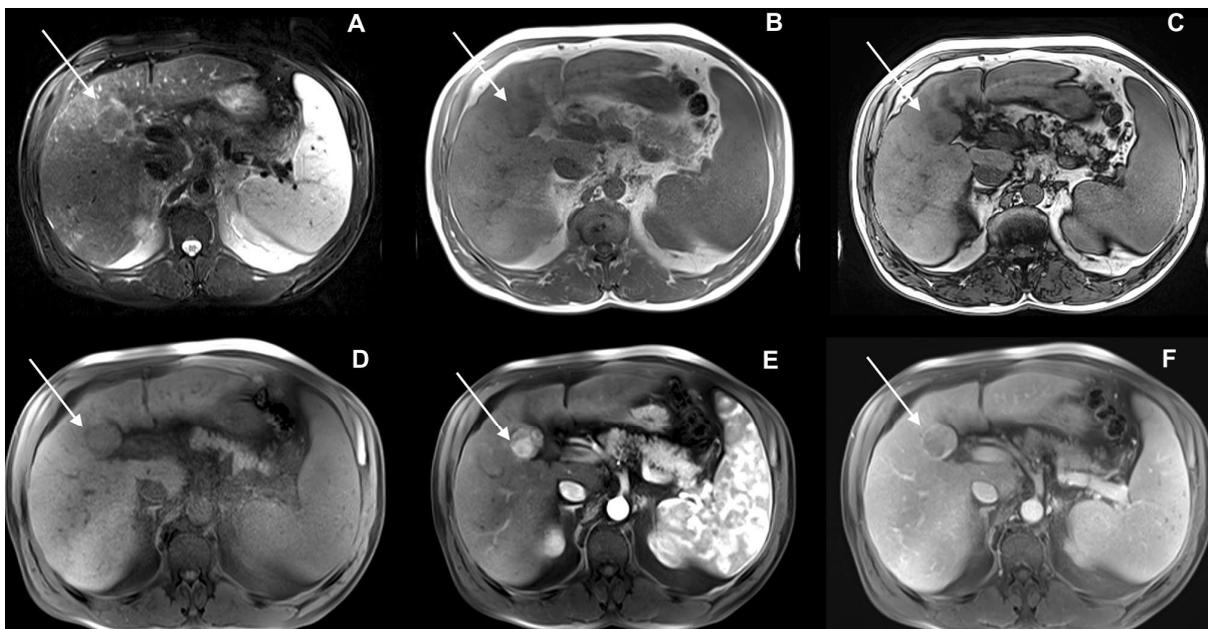


Figure 16 : A 31-year-old patient referred for liver lesion characterization.

Liver steatosis demonstrated by a dropout of signal of the liver parenchyma on the opposed phase (a + b) is clearly visible in a non-dysmorphic liver. A unique lesion in segment 5 showed diffuse dropout of signal on the opposed phase (Arrow), with subtle hyperintensity on T2 Fat-Suppressed (FS) Imaging (c). The lesion showed a mild arterial phase hyperenhancement (d + e) without delayed persistent enhancement (f). The final diagnosis was an inflammatory adenoma.

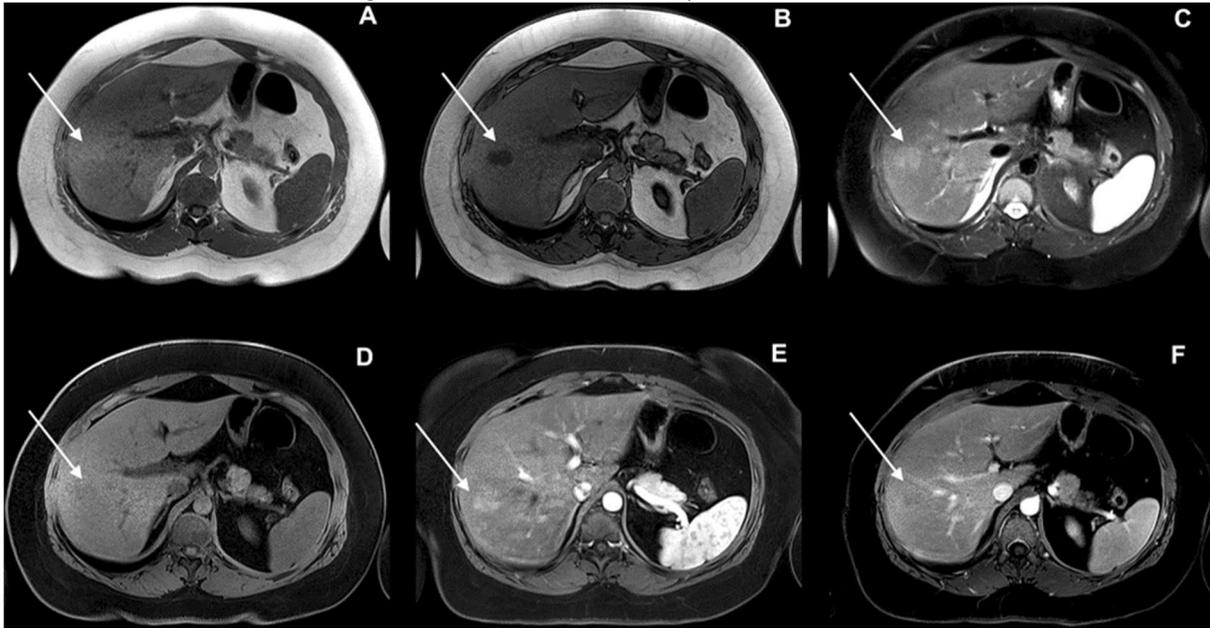
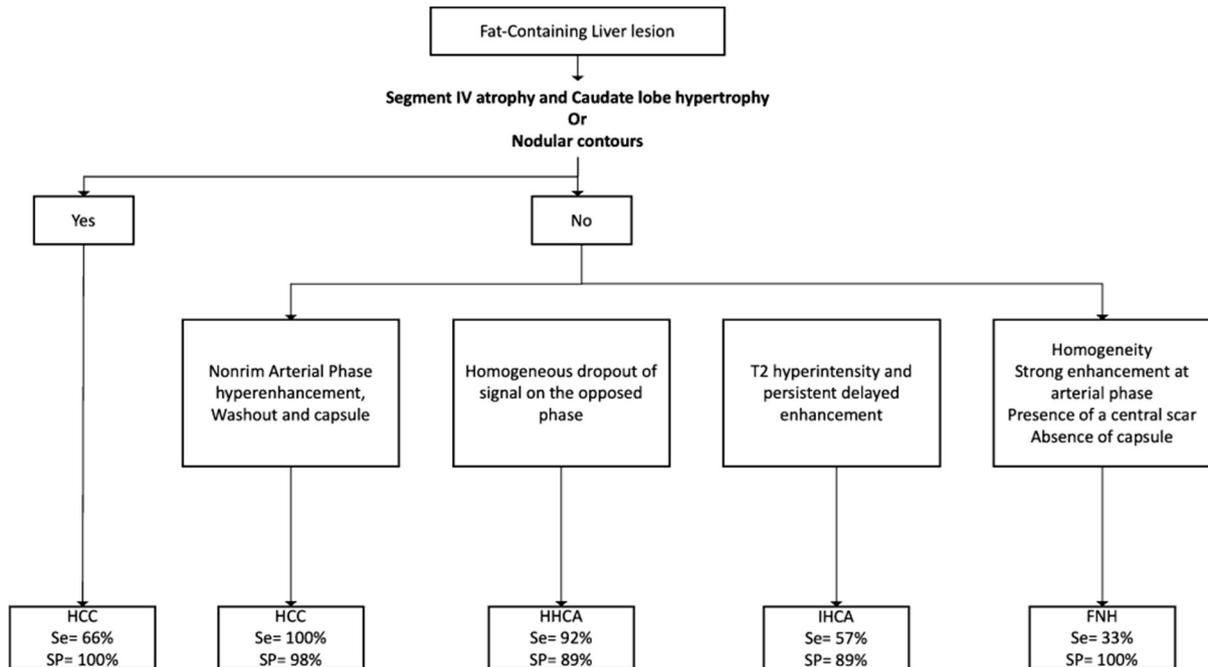


Figure 17 : Accuracy of different MRI patterns as per the study population.



HCC hepatocellular carcinoma, HHCA HNF1alpha inactivated adenoma, IHCA inflammatory adenoma, FNH focal nodular hyperplasia

## 2.4 Evaluation of interreader agreement

The distribution of MRI features across lesions and MRI pattern analysis according to the junior radiologist are provided in supplementary tables 1 and 2.

Results of ICC between the senior and the junior radiologist for the main MRI features and the MRI patterns are provided in Table 4. ICC values were good [43] for the evaluation of dysmorphic liver (0.74) or nodular contours (0.73). The agreement was moderate for the evaluation of fat in mass (0.62). Focusing on MRI patterns, all ICC were moderate to good especially regarding HCC with capsule pattern (0.74).

Table 4 : Interreader agreement

MRI features and MRI patterns	Interreader agreement (95%CI)
Dysmorphic liver	0.74 (0.61,0.83)
Nodular contours	0.73 (0.61, 0.83)
Dropout of signal on the opposed phase	0.62 (0.39, 0.76)
Washout	0.47 (0.24, 0.65)
Enhancing capsule	0.82 (0.72, 0.89)
Delayed Persistent hyperenhancement	0.48 (0.28, 0.75)
HCC pattern	0.66 (0.45, 0.80)
HCC pattern + enhancing capsule	0.74 (0.58, 0.84)
HHCA pattern	0.62 (0.45, 0.75)
IHCA pattern	0.68 (0.52, 0,79)
FNH pattern	0.00 (-0.24, 0.24)

*MRI magnetic resonance imaging, HCC hepatocellular carcinoma, HHCA HNF1alpha inactivated adenoma, IHCA inflammatory adenoma, IBHCA mixed inflammatory-beta catenin mutated adenoma, UHCA unclassified adenoma, FNH focal nodular hyperplasia.*

## 2.5 Discussion

Based on the analysis of 66 pathologically documented lesions, our study suggests that known MRI patterns remain dependable for the accurate diagnosis of primary liver tumors containing fat with correct inter-reader agreement and very high specificity.

In this current study, the fat content was defined first on pathological analysis. However, even if second kind chemical shift is a reliable tool for fat content assessment [9], 26% of the lesions included in this current study did not demonstrate dropout of signal on the opposed phase.

Discrepancy between fat content assessed pathologically or on MRI have been previously reported both in HCC [44] and in FNH [15].

Our study reinforces the major importance of clinical background, as all lesions developed in a clinical context of chronic liver disease were HCC [24]. Importantly, the results of our study show that the evaluation of the liver morphology is of great help in order to distinguish HCC from the other fat-containing lesions.

The main strength of this current study is the comparison of known MRI patterns, applied in the specific setting of fat-containing lesions and including different subtypes of primary liver lesions.

According to international guidelines [24,25], typical patterns of HCC are applied in patients with chronic liver disease or cirrhosis [26]. However, in the specific subgroup of fat-containing lesions, the results of our study show that the accuracy of those patterns remains high in all conditions. This could be partially explained as those patterns are also reported in hypervascular metastases [45] which present as lesions with non-rim APHE, but which rarely contain fat [4].

Moreover, the results of our study are in line with previous reports, showing that applying FNH criteria had a 100% Sp for FNH even in steatotic FNH [15].

Interestingly, the Se of IHCA pattern was low in our study when compared to the literature data [19,20], which could suggest that fat content could reduce the diagnostic confidence of IHCA.

Besides its retrospective design, this study suffers from several limitations. First, given the low number of lesions included, not all differentials have been included such as metastases with fat content [3]. However, those lesions remain very rare, and usually arise in the setting of a known primary malignancy such as primary renal cell carcinoma [35].

Moreover, specific features of HAML have not been studied given the low number of lesions. In this setting, a formal diagnosis is usually provided by pathology.

Finally, only one senior radiologist reading was performed for all the lesions. However, the interreader agreement with a junior radiologist was moderate to high for almost all features, including the fat content assessment.

Last, dysmorphic liver features were defined strictly following previously published data, which might have overlooked chronic liver diseases without objective dysmorphic features on MRI. However, the objective of this study was to provide guidelines for radiologists, which

could be used even in the absence of available pathological data when performing the examination.

In conclusion, known MRI patterns remain reliable for the accurate diagnosis of primary liver tumors on MRI, even in fat-containing lesions.

## 3 : Perspectives en scanner spectral

---

### 3.1 Scanner spectral double-énergie en imagerie hépatique

Le scanner spectral double-énergie est une technique d'imagerie tomodensitométrique qui permet d'améliorer la qualité des images, de différencier et quantifier les tissus, tout en réduisant la dose de rayonnement [46-48]. Il existe plusieurs systèmes d'application utilisant différentes techniques d'acquisition qui sont en constante amélioration [49]. Les applications cliniques du scanner double-énergie et ses avantages sont en expansion dans de nombreuses pathologies, notamment en imagerie abdominale [50].

#### 3.1.1 Principes techniques

Le scanner double-énergie est une technique d'imagerie spectrale décrite depuis le milieu des années 1970 qui a ouvert une nouvelle approche en radiologie clinique depuis une vingtaine d'années grâce à sa capacité à dépasser les limites de la caractérisation des tissus rencontrées avec la tomodensitométrie conventionnelle [49,51].

Pour rappel, l'imagerie par tomodensitométrie est basée sur la mesure des coefficients d'absorption linéaire de différents tissus que traverse un faisceau de rayons X. Chaque tissu a son propre coefficient d'absorption linéaire en fonction de sa densité physique, de son numéro atomique, ainsi que de l'énergie du faisceau [52-54]. Lors de l'interaction entre les rayons X et la matière, les photons sont atténués par l'environnement selon une loi exponentielle qui dépend de l'effet photoélectrique et de la diffusion de Compton. Pour identifier le coefficient d'atténuation linéaire de chaque tissu que le faisceau traverse, plusieurs projections sont effectuées autour du patient à l'aide d'un système de tomodensitométrie hélicoïdale. Pendant le processus de reconstruction, chaque voxel se voit attribuer une valeur d'unité Hounsfield (UH) en fonction du coefficient d'atténuation du tissu qui s'y trouve, comparé au coefficient d'atténuation de l'eau pris comme référence.

Avec la tomodensitométrie conventionnelle, un seul spectre de rayons X est utilisé et si les coefficients d'atténuation de deux tissus sont similaires (comme le calcium et l'os par exemple), la même valeur d'unité Hounsfield (UH) sera attribuée aux deux tissus et il sera difficile de les différencier.

Le scanner spectral double-énergie est basé sur l'acquisition ou la détection de deux spectres de rayons X, un à haute énergie et un à basse énergie [49,55]. Il repose sur la dépendance du coefficient d'atténuation linéaire d'un tissu selon l'énergie des rayons X pour générer des images scanographiques décomposées en une base de deux matériaux, comprenant généralement l'eau et l'iode [56]. En effet, le coefficient d'atténuation linéaire d'un même tissu dépend de l'énergie du faisceau de photons. Ainsi un même numéro atomique de tissu aura un coefficient d'atténuation différent pour les faisceaux de rayons X de haute et basse énergie, ce qui permet de générer différents types d'images selon la recombinaison des valeurs obtenues.

La décomposition des matériaux est bien connue et utilisée pour l'iode, l'eau et le calcium [55, 57-59]. Cela permet par exemple de générer des images virtuellement sans iode pour la substitution d'une phase sans contraste [60,61]. Cependant, la décomposition des matériaux étant basée sur deux ou trois matériaux, il est encore difficile d'identifier et de caractériser les organes et les tissus de composition hétérogène et complexe [56]. Cela est particulièrement pertinent pour la quantification de la graisse dans le foie, dans lequel la graisse, le sang, les hépatocytes et le produit de contraste sont présents. Pour résoudre ce problème, il existe des algorithmes de décomposition multi-matériaux.

### **3.1.2 Applications actuelles en imagerie hépatique**

L'utilisation du scanner spectral double énergie permet une meilleure détection et caractérisation des lésions hépatiques, de la réponse au traitement, ainsi que de l'étude vasculaire du foie [48-50].

Il existe diverses techniques de post-traitement des images qui permettent le calcul de cartographies monochromatiques du foie selon la densité électronique et les numéros atomiques effectifs [46]. Ces cartes permettent d'évaluer de manière semi-quantitative la composition du foie, ce qui est utile pour la détection non invasive de la graisse, du fer et de l'iode par exemple [62-65].

De plus, les progrès récents des algorithmes de décomposition multi-matière permettent une mesure quantitative de la graisse hépatique [66]. En effet, la graisse hépatique est directement mesurée en pourcentage de volume [65,67]. La quantification de la graisse est réalisée par une décomposition en double matériau en utilisant la graisse et le tissu hépatique sain comme paire de matériaux, et la quantification réelle de la graisse est réalisée avec la

méthode des moindres carrés avec optimisation convexe [68]. Ces techniques sont également applicables lors des acquisitions scanographiques avec injection de produit de contraste. Dans ce cas, une désaturation virtuelle est appliquée en utilisant un triplet de matériaux composé de graisse, de sang et d'agent de contraste avant la quantification de la graisse mentionnée ci-dessus [66].

En somme, le scanner spectral double énergie offre un large éventail d'applications dans le domaine de l'imagerie hépatique, de la détection des lésions à la caractérisation et à la surveillance des pathologies.

### **3.1.3 Limites et défis**

Le scanner spectral double-énergie présente des limites, notamment une réduction de la qualité de l'image pour les patients de plus grande taille, une variabilité entre les équipements de différents fabricants et un temps de reconstruction plus long [48,64]. Des techniques d'amélioration de l'image, telles que la reconstruction par « Deep Learning » et la tomodensitométrie à comptage photonique, sont en cours de développement [49,51].

Il existe également de nombreuses applications cliniques dans lesquelles plus de deux matériaux sont présents dans chaque voxel de l'image, ce qui pose des défis pour la technique de décomposition des matériaux. Des méthodes ont été proposées pour la décomposition simultanée de plusieurs matériaux [69], nécessitant l'utilisation de la tomodensitométrie spectrale à comptage photonique ou multi-énergies. En alternative, des algorithmes de post-traitement ont été proposés pour la décomposition des matériaux dans des situations où plus de deux matériaux sont présents [70-72].

## **3.2 Etude de l'intérêt du scanner spectral pour les lésions hépatiques contenant de la graisse**

### **3.2.1 Introduction**

Le scanner spectral double énergie est capable de quantifier la présence de graisse hépatique, ce qui est notamment essentiel pour le diagnostic de la stéatose hépatique non alcoolique. Cependant, il nous a semblé pertinent d'étudier sa force diagnostique dans la caractérisation des tumeurs hépatiques contenant de la graisse.

La quantification de la graisse hépatique en IRM mesure la fraction de protons de densité attribuable à la graisse (PDFF), représentant la fraction de protons mobiles dans le foie dus à la graisse. Pour mesurer la PDFF sans biais, les techniques d'IRM doivent prendre en compte le biais T1, la relaxation T2, le biais T2\*, et la complexité spectrale de la graisse [73]. La spectroscopie par résonance magnétique était précédemment considérée comme la méthode de référence non invasive pour la quantification de la graisse du foie [74]. Cependant, elle est chronophage et limitée à un seul voxel, ce qui peut entraîner des interprétations erronées dans les cas de stéatose hétérogène. De nos jours, la PDFF-IRM avec une séquence multi-écho est couramment utilisée en pratique clinique avec une excellente valeur diagnostique pour la classification de la stéatose histologique [75-77].

En scanner spectral, l'algorithme de décomposition multi-matière est une technique de post-traitement pour la quantification de la fraction grasseuse hépatique permettant de reconstruire des cartographies FVF (Fat Volume Fraction) susceptibles de concurrencer la PDFF-IRM [65,67,77,79].

Notre avons débuté une étude rétrospective intitulée "Fat in mass detection using Multimaterial Decomposition Algorithm Using Dual-Energy CT : Clinical evaluation".

L'objectif est de comparer la détection de la graisse intra lésionnelle entre les techniques de quantification de la graisse en IRM et en scanner spectral double-énergie.

### **3.2.2 Méthodes**

Notre étude incluait tous les patients ayant une tumeur primitive hépatique prouvée histologiquement, entre mars 2019 et novembre 2021. Tous les patients ont passé une IRM hépatique avec calcul de la fraction grasseuse hépatique (considérée comme le gold-standard) et un scanner spectral double-énergie par rapide switching contenant au moins une phase portale. Toutes les imageries ont été relues par un radiologue en aveugle du diagnostic, en lisant l'IRM et le scanner dans le même temps. Une Advantage Workstation (version 4.6 ; GE Healthcare) a été utilisée pour générer la carte du FVF (Fat Volume Fraction).

Tout d'abord, une région d'intérêt circulaire (ROI) a été placée manuellement dans le foie pour évaluer la stéatose hépatique, définie par une PDFF > 5 % ou un FVF > 5 %.

La présence de graisse intra lésionnelle a d'abord été évaluée visuellement définie par une chute visuelle du signal sur la séquence en opposition de phase sur l'IRM ; et une hyperdensité focale ou diffuse sur les images FVF.

Ensuite, une région d'intérêt a été placée dans la lésion hépatique sur les images FVF, en ciblant la zone la plus hyperdense.

### **3.2.3 Résultats**

Un total de 36 lésions ont été rétrospectivement analysées incluant 5 hyperplasies nodulaires et focales (HNF), 12 adénomes hépatocellulaires (AHC), 15 carcinomes hépatocellulaires (CHC) et 4 cholangiocarcinomes.

Concernant la stéatose hépatique, elle était présente chez 7 patients et a été correctement identifiée en scanner sur les cartes de FVF dans 100 % des cas. La PDFF dans le foie était bien corrélée aux valeurs de la FVF ( $r=0,85$ ,  $p=0,01$ ).

Au total, 18 lésions ont montré une masse grasseuse à l'IRM (18/36, 50 %). Sur les images FVF, les lésions avec de la graisse étaient significativement plus hyperdenses (16/18 vs 10/18,  $p=0.018$ ), avec cependant aucune différence sur l'analyse quantitative (14 vs 10,  $p=0.15$ ).

### **3.2.4 Conclusion**

L'algorithme de décomposition des matériaux dédié à la graisse hépatique en scanner spectral est précis dans la détection et la quantification de la stéatose hépatique. Cependant, il reste inférieur à l'IRM pour la détection de la graisse intra-lésionnelle du fait d'un manque de spécificité.

## Conclusion

---

Les avancées récentes de la compréhension des lésions hépatocytaires ont permis de développer des critères spécifiques d'imagerie prenant en compte la présence de graisse. Cela permet en particulier de distinguer certains sous-types de carcinome ou d'adénome hépatocellulaire. Cependant, la biopsie continue de jouer un rôle essentiel dans la prise en charge des lésions hépatiques contenant de la graisse, en particulier pour les lésions atypiques ou mésoenchymateuses, complétant ainsi les informations fournies par l'imagerie.

Dans l'étude « Fat in mass in primary liver lesions are usual MRI diagnostic criteria of both malignant and benign liver lesions still applicable ? », nous avons démontré que les critères diagnostiques habituellement utilisés en IRM pour les lésions hépatiques primitives restent spécifiques lorsqu'ils sont appliqués aux lésions contenant de la graisse.

Enfin les avancées technologiques pourraient permettre un jour d'atteindre ce niveau de précision également en scanner. Le développement récent du scanner spectral double-énergie et des différents procédés de post-traitement disponibles, en font une technologie prometteuse pour le diagnostic et la caractérisation des lésions hépatiques contenant de la graisse. Notre étude rétrospective nous a permis de montrer que l'algorithme de décomposition des matériaux dédié à la graisse hépatique est performant dans la détection et la quantification de la stéatose hépatique, mais malheureusement restait inférieur à l'IRM pour la détection de la graisse intra-lésionnelle du fait d'un manque de spécificité. Des évolutions de ces algorithmes ainsi que l'arrivée des scanners à comptage photonique devraient permettre une amélioration future de la performance du scanner dans ce domaine.

En conclusion, cette thèse confirme l'importance de l'imagerie, en particulier de l'IRM, dans la caractérisation non invasive des lésions hépatiques contenant de la graisse. Elle souligne également la nécessité de maintenir une approche multidisciplinaire incluant la biopsie pour parvenir à un diagnostic précis. En outre, elle ouvre la voie à des recherches futures sur l'utilisation du scanner spectral double-énergie dans l'étude des lésions hépatiques contenant de la graisse.

## Bibliographie

---

1. Hamer OW, Aguirre DA, Casola G, Lavine JE, Woenckhaus M, Sirlin CB. Fatty liver: imaging patterns and pitfalls. *Radiographics*. 2006 Nov-Dec;26(6):1637-53.
2. Prasad SR, Wang H, Rosas H, Menias CO, Narra VR, Middleton WD, et al. Fat-containing lesions of the liver: radiologic-pathologic correlation. *Radiographics*. 2005 Mar-Apr;25(2):321-31.
3. Chung AD. Fat-Containing Lesions of the Liver: A Review of Differential Diagnoses. *Can Assoc Radiol J*. 2020 Feb;71(1):12-18. Epub 2020 Jan 22.
4. Costa AF, Thipphavong S, Arnason T, Stueck AE, Clarke SE. Fat-Containing Liver Lesions on Imaging: Detection and Differential Diagnosis. *AJR Am J Roentgenol*. 2018 Jan;210(1):68-77. Epub 2017 Oct 24.
5. Tekath M, Klotz T, Montoriol PF, Joubert-Zakeyh J, Garcier JM, Da Ines D. Fat-containing lesions of the liver: a pictorial essay. *Diagn Interv Imaging*. 2015 Feb;96(2):201-11. Epub 2014 Jan 1.
6. Nault JC, Paradis V, Cherqui D, Vilgrain V, Zucman-Rossi J. Molecular classification of hepatocellular adenoma in clinical practice. *J Hepatol*. 2017 Nov;67(5):1074-1083. Epub 2017 Jul 19.
7. Vij M, Calderaro J. Pathologic and molecular features of hepatocellular carcinoma: An update. *World J Hepatol*. 2021 Apr 27;13(4):393-410.
8. Bello HR, Mahdi ZK, Lui SK, Nandwana SB, Harri PA, Davarpanah AH. Hepatocellular Carcinoma With Atypical Imaging Features: Review of the Morphologic Hepatocellular Carcinoma Subtypes With Radiology-Pathology Correlation. *J Magn Reson Imaging*. 2022 Mar;55(3):681-697. Epub 2021 Mar 7.
9. Cassidy FH, Yokoo T, Aganovic L, Hanna RF, Bydder M, Middleton MS, et al. Fatty liver disease: MR imaging techniques for the detection and quantification of liver steatosis. *Radiographics*. 2009 Jan-Feb;29(1):231-60.
10. Vilgrain V, Ronot M, Abdel-Rehim M, Zappa M, d'Assignies G, Bruno O, et al. Hepatic steatosis: a major trap in liver imaging. *Diagn Interv Imaging*. 2013 Jul-Aug;94(7-8):713-27. Epub 2013 Jun 14.

11. Vilgrain V, Zappa M, Sibert A, Vullierme MP. Foie et anomalies de perfusion en imagerie. *Hépatogastro- & Oncologie Digestive*. 2007;14(3):191-203.
12. Ronot M, Vilgrain V. Imaging of benign hepatocellular lesions: current concepts and recent updates. *Clin Res Hepatol Gastroenterol*. 2014 Dec;38(6):681-8. Epub 2014 Mar 11.
13. Nault JC, Couchy G, Balabaud C, Morcrette G, Caruso S, Blanc JF, et al. Molecular Classification of Hepatocellular Adenoma Associates With Risk Factors, Bleeding, and Malignant Transformation. *Gastroenterology* 2017Mar;152(4):880-894.e6.Epub 2016Dec 7
14. Mathieu D, Rahmouni A, Anglade MC, Falise B, Beges C, Gheung P, et al. Focal nodular hyperplasia of the liver: assessment with contrast-enhanced TurboFLASH MR imaging. *Radiology*. 1991 Jul;180(1):25-30
15. Ronot M, Paradis V, Duran R, Kerbaol A, Vullierme MP, Belghiti J, et al. MR findings of steatotic focal nodular hyperplasia and comparison with other fatty tumours. *Eur Radiol*. 2013 Apr;23(4):914-23. Epub 2012 Oct 14.
16. Gregory J, Paisant A, Paulatto L, Raynaud L, Bertin C, Kerbaol A, et al. Limited added value of contrast-enhanced ultrasound over B-mode for the subtyping of hepatocellular adenomas. *Eur J Radiol*. 2020 Jul;128:109027. Epub 2020 Apr 25.
17. Roche V, Pigneur F, Tselikas L, Roux M, Baranes L, Djabbari M, et al. Differentiation of focal nodular hyperplasia from hepatocellular adenomas with low-mechanical-index contrast-enhanced sonography (CEUS): effect of size on diagnostic confidence. *Eur Radiol*. 2015 Jan;25(1):186-95. Epub 2014 Aug 14.
18. Lebert P, Adens-Fauquembergue M, Azahaf M, Gnemmi V, Behal H, Luciani A, Ernst O. MRI for characterization of benign hepatocellular tumors on hepatobiliary phase: the added value of in-phase imaging and lesion-to-liver visual signal intensity ratio. *Eur Radiol* 29, 5742–5751 (2019).
19. Laumonier H, Bioulac-Sage P, Laurent C, Zucman-Rossi J, Balabaud C, Trillaud H. Hepatocellular adenomas: magnetic resonance imaging features as a function of molecular pathological classification. *Hepatology*. 2008 Sep;48(3):808-18. Erratum in: *Hepatology*. 2008 Oct;48(4):1356.
20. Ronot M, Bahrami S, Calderaro J, Valla DC, Bedossa P, Belghiti J, et al. Hepatocellular adenomas: accuracy of magnetic resonance imaging and liver biopsy in subtype classification. *Hepatology*. 2011 Apr;53(4):1182-91. Erratum in: *Hepatology*. 2011 Sep 2;54(3):1114.

21. Bise S, Frulio N, Hocquelet A, Alberti N, Blanc JF, Laurent C, et al. New MRI features improve subtype classification of hepatocellular adenoma. *Eur Radiol*. 2019 May;29(5):2436-2447. Epub 2018 Dec 6.
22. Reizine E, Meurgey A, Amaddeo G, Laurent A, Calderaro J, Mule S, Luciani A. Fat in mass in primary liver lesions: are usual MRI diagnostic criteria of both malignant and benign liver lesions still applicable? *Abdom Radiol (NY)*. 2022 Jul;47(7):2347-2355. Epub 2022 Jun 7.
23. Choi JY, Lee JM, Sirlin CB. CT and MR imaging diagnosis and staging of hepatocellular carcinoma: part I. Development, growth, and spread : key pathologic and imaging aspects. *Radiology*. 2014 Sep;272(3):635-54.
24. European Association for the Study of the Liver. EASL Clinical Practice Guidelines: Management of hepatocellular carcinoma. *J Hepatol*. 2018 Jul;69(1):182-236. Epub 2018 Apr 5. Erratum in: *J Hepatol*. 2019 Apr;70(4):817.
25. Marrero JA, Kulik LM, Sirlin CB, Zhu AX, Finn RS, Abecassis MM, et al. Diagnosis, Staging, and Management of Hepatocellular Carcinoma: 2018 Practice Guidance by the American Association for the Study of Liver Diseases. *Hepatology*. 2018 Aug;68(2):723-750.
26. Chernyak V, Fowler KJ, Kamaya A, Kielar AZ, Elsayes KM, Bashir MR, et al. Liver Imaging Reporting and Data System (LI-RADS) Version 2018: Imaging of Hepatocellular Carcinoma in At-Risk Patients. *Radiology*. 2018 Dec;289(3):816-830. Epub 2018 Sep 25.
27. Coty JB, Paisant A, Esvan M, Lonjon J, Seror O, Rode A, et al. A proposal for a useful algorithm to diagnose small hepatocellular carcinoma on MRI. *European Journal of Gastroenterology & Hepatology* 32(1):p 74-79, January 2020
28. Yoon JK, Choi JY, Rhee H, Park YN. MRI features of histologic subtypes of hepatocellular carcinoma: correlation with histologic, genetic, and molecular biologic classification. *Eur Radiol*. 2022 Aug;32(8):5119-5133. Epub 2022 Mar 8.
29. Calderaro J, Couchy G, Imbeaud S, Amaddeo G, Letouzé E, Blanc JF, et al. Histological subtypes of hepatocellular carcinoma are related to gene mutations and molecular tumour classification. *J Hepatol*. 2017 Oct;67(4):727-738. Epub 2017 May 19.
30. Calderaro J, Ziol M, Paradis V, Zucman-Rossi J. Molecular and histological correlations in liver cancer. *J Hepatol*. 2019 Sep;71(3):616-630. Epub 2019 Jun 10.
31. Mulé S, Galletto Pregliasco A, Tenenhaus A, Kharrat R, Amaddeo G, Baranes L, et al. Multiphase Liver MRI for Identifying the Macrotrabecular-Massive Subtype of Hepatocellular Carcinoma. *Radiology*. 2020 Jun;295(3):562-571. Epub 2020 Mar 31.

32. Goodman ZD, Ishak KG. Angiomyolipomas of the liver. *Am J Surg Pathol*. 1984 Oct;8(10):745-50.
33. Lee SJ, Kim SY, Kim KW, Kim JH, Kim HJ, Lee MG, et al. Hepatic Angiomyolipoma Versus Hepatocellular Carcinoma in the Noncirrhotic Liver on Gadoteric Acid-Enhanced MRI: A Diagnostic Challenge. *AJR Am J Roentgenol*. 2016. Epub 2016 Jun 1.
34. Y Tan, X-Y Xie, X-J Li, D-H Liu, L-Y Zhou, X-E Zhang, et al. Comparison of hepatic epithelioid angiomyolipoma and non-hepatitis B, non-hepatitis C hepatocellular carcinoma on contrast-enhanced ultrasound. *Diagn Interv Imaging*. 2020 Nov;101(11):733-738.
35. Nakayama T, Yoshimitsu K, Irie H, Aibe H, Tajima T, Shinozaki K, et al Fat in liver metastasis from renal cell carcinoma detected by chemical shift MR imaging. *Abdom Imaging*. 2003 Sep-Oct;28(5):657-9.
36. Gupta P, Naran A, Auh YH, Chung JS. Focal intrahepatic extramedullary hematopoiesis presenting as fatty lesions. *AJR Am J Roentgenol*. 2004 Apr;182(4):1031-2.
37. Lee IJ, Kim SH, Kim DS, Lee JM, Han JK, Choi BI. Intrahepatic Extramedullary Hematopoiesis Mimicking a Hypervascular Hepatic Neoplasm on Dynamic- and SPIO-Enhanced MRI. *Korean J Radiol*. 2008 Jul;9(Suppl): S34-S38.
38. Nagtegaal ID, Odze RD, Klimstra D, Paradis V, Rugge M, Schirmacher P, et al ; WHO Classification of Tumours Editorial Board. The 2019 WHO classification of tumours of the digestive system. *Histopathology*. 2020 Jan;76(2):182-188. doi: 10.1111/his.13975. Epub 2019 Nov 13.
39. Brunt EM, Kleiner DE, Carpenter DH, Rinella M, Harrison SA, Loomba R, et al ; American Association for the Study of Liver Diseases NASH Task Force. NAFLD: Reporting Histologic Findings in Clinical Practice. *Hepatology*. 2021 May;73(5):2028-2038.
40. Krishna M. Histological Grading and Staging of Chronic Hepatitis. *Clin Liver Dis (Hoboken)*. 2021 May 1;17(4):222-226.
41. Lafortune M, Matricardi L, Denys A, Favret M, Déry R, Pomier-Layrargues G. Segment 4 (the quadrate lobe): a barometer of cirrhotic liver disease at US. *Radiology*. 1998 Jan;206(1):157-60.
42. Awaya H, Mitchell DG, Kamishima T, Holland G, Ito K, Matsumoto T. Cirrhosis: modified caudate-right lobe ratio. *Radiology*. 2002 Sep;224(3):769-74.

43. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*. 2016 Jun;15(2):155-63. Epub 2016 Mar 31. Erratum in: *J Chiropr Med*. 2017 Dec;16(4):346.
44. Rajlawot K, Jiang T, Zhou J, Lin C, Kuang S, Chen J, et al. Accuracies of Chemical Shift In/Opposed Phase and Chemical Shift Encoded Magnetic Resonance Imaging to Detect Intratumoral Fat in Hepatocellular Carcinoma. *J Magn Reson Imaging*. 2021 Jun;53(6):1791-1802. Epub 2021 Feb 12.
45. Silva AC, Evans JM, McCullough AE, Jatoi MA, Vargas HE, Hara AK. MR imaging of hypervascular liver masses: a review of current techniques. *Radiographics*. 2009 Mar-Apr;29(2):385-402.
46. Furlow B. Dual-energy computed tomography. *Radiol Technol*. 2015 Jan-Feb;86(3):301ct-21ct; quiz322ct- 25ct.
47. Nakamura Y, Higaki T, Kondo S, Kawashita I, Takahashi I, Awai K. An introduction to photon-counting detector CT (PCD CT) for radiologists. *Jpn J Radiol*. 2023 Mar;41(3):266-282. Epub 2022 Oct 18.
48. Toia GV, Kim S, Dighe MK, Mileto A. Dual-Energy Computed Tomography in Body Imaging. *Semin Roentgenol*. 2018 Apr;53(2):132-146. Epub 2018 Feb 6.
49. Greffier J, Villani N, Defez D, Dabli D, Si-Mohamed S. Spectral CT imaging: Technical principles of dual-energy CT and multi-energy photon-counting CT. *Diagn Interv Imaging*. 2023 Apr;104(4):167-177. Epub 2022 Nov 19.
50. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology*. 2014 May;271(2):327-42.
51. Borges AP, Antunes C, Caseiro-Alves F. Spectral CT: Current Liver Applications. *Diagnostics (Basel)*. 2023 May 9;13(10):1673.
52. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973 Dec;46(552):1016-22.
53. Nishimaru E. [The Fundamental Principle in X-ray CT Scanner]. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*. 2015 Nov;71(11):1123-31. Japanese.
54. Meduri S, De Petri T, Modesto A, Moretti CA. Multislice CT: technical principles and clinical applications. *Radiol Med*. 2002 Mar;103(3):143-57.
55. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015 Sep;276(3):637-53.

56. Mendonça PR, Lamb P, Kriston A, Sasaki K, Kudo M, Sahani DV. Contrast-independent liver-fat quantification from spectral CT exams. *Med Image Comput Comput Assist Interv.* 2013;16(Pt 1):324-31.
57. Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, Simeone FJ, Gupta R, Hahn PF, Sahani DV. Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. *Radiographics.* 2016 Jul-Aug;36(4):1087-105.
58. McCollough CH, Boedeker K, Cody D, Duan X, Flohr T, Halliburton SS, Hsieh J, Layman RR, Pelc NJ. Principles and applications of multienergy CT: Report of AAPM Task Group 291. *Med Phys.* 2020 Jul;47(7):e881-e912. Epub 2020 May 28. Erratum in: *Med Phys.* 2021 May;48(5):2694.
59. Albrecht MH, Trommer J, Wichmann JL, Scholtz JE, Martin SS, Lehnert T, et al. Comprehensive Comparison of Virtual Monoenergetic and Linearly Blended Reconstruction Techniques in Third-Generation Dual-Source Dual-Energy Computed Tomography Angiography of the Thorax and Abdomen. *Invest Radiol.* 2016 Sep;51(9):582-90.
60. Si-Mohamed S, Dupuis N, Tatard-Leitman V, Rotzinger D, Boccacini S, Dion M, et al. Virtual versus true non-contrast dual-energy CT imaging for the diagnosis of aortic intramural hematoma. *Eur Radiol.* 2019 Dec;29(12):6762-6771. Epub 2019 Jul 1.
61. Jamali S, Michoux N, Coche E, Dragean CA. Virtual unenhanced phase with spectral dual-energy CT: Is it an alternative to conventional true unenhanced phase for abdominal tissues? *Diagn Interv Imaging.* 2019 Sep;100(9):503-511. Epub 2019 May 31.
62. Cramer TW, Fletcher JG, Paden RG, Boltz TF 2nd, Stiles WL, Pavlicek W, Silva AC. A primer on the use of dual-energy CT in the evaluation of commonly encountered neoplasms. *Abdom Radiol (NY).* 2016 Aug;41(8):1618-31
63. Toia GV, Mileto A, Wang CL, Sahani DV. Quantitative dual-energy CT techniques in the abdomen. *Abdom Radiol (NY).* 2022 Sep;47(9):3003-3018. Epub 2021 Sep 1.
64. George E, Wortman JR, Fulwadhva UP, Uyeda JW, Sodickson AD. Dual energy CT applications in pancreatic pathologies. *Br J Radiol.* 2017 Dec;90(1080):20170411. Epub 2017 Sep 22.
65. Vernuccio F, Marin D. CT material identification. *Computed Tomography: Approaches, Applications, and Operations.* 2019. p. 305–318.

66. Hyodo T, Yada N, Hori M, Maenishi O, Lamb P, et al. Multimaterial Decomposition Algorithm for the Quantification of Liver Fat Content by Using Fast-Kilovolt-Peak Switching Dual-Energy CT: Clinical Evaluation. *Radiology*. 2017 Apr;283(1):108-118 Epub 2017 Feb 17.
67. Hyodo T, Yada N, Hori M, Maenishi O, Lamb P, Sasaki K, et al. Multimaterial Decomposition Algorithm for the Quantification of Liver Fat Content by Using Fast-Kilovolt-Peak Switching Dual-Energy CT: Clinical Evaluation. *Radiology*. 2017 Apr;283(1):108-118. Epub 2017 Feb 17.
68. Mendonca PR, Lamb P, Sahani DV. A Flexible Method for Multi-Material Decomposition of Dual-Energy CT Images. *IEEE Trans Med Imaging*. 2014 Jan;33(1):99-116. Epub 2013 Sep 16.
69. Schlomka JP, Roessl E, Dorscheid R, Dill S, Martens G, Istel T, et al. Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography. *Phys Med Biol*. 2008 Aug 7;53(15):4031-47. Epub 2008 Jul 8.
70. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, Fink C, Weckbach S, Lenhard M, Schmidt B, Flohr T, Reiser MF, Becker CR. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol*. 2007 Jun;17(6):1510-7. Epub 2006 Dec 7.
71. Liu X, Yu L, Primak AN, McCollough CH. Quantitative imaging of element composition and mass fraction using dual-energy CT: three-material decomposition. *Med Phys*. 2009 May;36(5):1602-9.
72. Mendonca PR, Lamb P, Sahani DV. A Flexible Method for Multi-Material Decomposition of Dual-Energy CT Images. *IEEE Trans Med Imaging*. 2014 Jan;33(1):99-116. Epub 2013 Sep 16.
73. Reeder SB, Cruite I, Hamilton G, Sirlin CB. Quantitative Assessment of Liver Fat with Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy. *J Magn Reson Imaging*. 2011 Oct;34(4):729-749. Epub 2011 Sep 16.
74. Qayyum A. MR spectroscopy of the liver: principles and clinical applications. *Radiographics*. 2009 Oct;29(6):1653-64.
75. Tang A, Tan J, Sun M, Hamilton G, Bydder M, Wolfson T, et al. Nonalcoholic fatty liver disease: MR imaging of liver proton density fat fraction to assess hepatic steatosis. *Radiology*. 2013 May;267(2):422-31. Epub 2013 Feb 4.
76. Gu J, Liu S, Du S, Zhang Q, Xiao J, Dong Q, et al. Diagnostic value of MRI-PDFF for hepatic steatosis in patients with non-alcoholic fatty liver disease: a meta-analysis. *Eur Radiol*. 2019 Jul;29(7):3564-3573. Epub 2019 Mar 21.

77. Vernuccio F, Cannella R, Bartolotta TV, Galia M, Tang A, Brancatelli G. Advances in liver US, CT, and MRI: moving toward the future. *Eur Radiol Exp.* 2021 Dec 7;5(1):52.
78. So A, Nicolaou S. Spectral Computed Tomography: Fundamental Principles and Recent Developments. *Korean J Radiol.* 2021 Jan;22(1):86-96. Epub 2020 Sep 10.

## Table des figures

---

Figure 1 : Schéma de l'artefact de déplacement chimique de 2e ordre sur lequel s'appuie les séquences en phase et en opposition de phase_.....	11
Figure 2 : Illustration d'une plage de stéatose focale du foie sur drainage veineux aberrant.	13
Figure 3 : Illustration d'une répartition multi-nodulaire de la stéatose en IRM.....	14
Figure 4 : Illustration d'une Hyperplasie Nodulaire et Focale de contenu graisseux .....	16
Figure 5 : Illustration d'un adénome hépatocellulaire HNF1- $\alpha$ inactivé.....	17
Figure 6 : Illustration d'un adénome inflammatoire atypique.....	18
Figure 7 : Illustration de l'évolution d'un carcinome hépatocellulaire.....	20
Figure 8 : Illustration d'un carcinome hépatocellulaire .....	21
Figure 9 : Illustration d'un angiomyolipome hépatique ;.....	22
Figure 10 : Illustration d'un angiomyolipome hépatique. ....	23
Figure 11 : Illustration d'une métastase hépatique d'un liposarcome.....	25
Figure 12 : Illustration d'un pseudo-lipome de la capsule de Glisson sous capsulaire antérieur du segment VIII partiellement calcifié sur le scanner, de découverte fortuite chez une patiente de 70 ans. ....	26
Figure 13 : Organigramme de l'étude .....	30
Figure 14 : Illustration des différentes caractéristiques IRM.....	33
Figure 15 : Patient de 55 ans suivi pour une hépatopathie chronique.....	37
Figure 16 : Patient de 31 ans adressé pour la caractérisation de lésions hépatiques.....	38
Figure 17 : Pertinence des différentes caractéristiques IRM en fonction de la population étudiée. ....	38

Sauf mention contraire, toutes les figures sont de l'auteure.

## Table des tableaux

---

Table 1 : Population data .....	35
Table 2 : MRI features .....	36
Table 3 : Sensitivity and specificity of MRI patterns .....	37
Table 4 : Interreader agreement.....	39
Supplementary table E1 : MRI features according to junior radiologist.....	58
Supplementary table 2 Sensitivity and specificity of MRI patterns according to junior radiologist.....	59

Sauf mention contraire, tous les tableaux sont de l'auteur.

## Annexes

Supplementary table E1 : MRI features according to junior radiologist

MRI features	HCC, N = 26	HHCA, N = 12	IAHC, N = 14	IBAHC, N = 2	UHCA, N = 4	FNH, N = 6	HAML, N = 2
Dysmorphic liver	16 (62%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Nodular contours	10 (38%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
T1FS SI ≥Liver	3 (12%)	2 (17%)	2 (14%)	1 (50%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Hemorrhage	4 (15%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (50%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
T2FS SI >Liver	17 (65%)	5 (42%)	13 (93%)	0 (0%)	2 (50%)	5 (83%)	2 (100%)
T2FSI ≥Spleen	11 (42%)	4 (33%)	12 (86%)	0 (0%)	2 (50%)	4 (67%)	2 (100%)
Dropout of signal on the opposed phase							
Absent	12 (46%)	0 (0%)	10 (71%)	1 (50%)	3 (75%)	3 (50%)	0 (0%)
Diffuse and homogeneous	7 (27%)	11 (92%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (33%)	0 (0%)
Heterogeneous	7 (27%)	1 (8.3%)	4 (29%)	1 (50%)	1 (25%)	1 (17%)	2 (100%)
NonRim APHE	22 (85%)	5 (42%)	11 (79%)	1 (50%)	4 (100%)	6 (100%)	2 (100%)
Washout	20 (77%)	4 (33%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (25%)	1 (17%)	1 (50%)
Capsule	17 (65%)	0 (0%)	1 (7.1%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Delayed Persistent hyperenhancement	2 (7.7%)	2 (17%)	7 (50%)	1 (50%)	1 (25%)	6 (100%)	0 (0%)

SI: Signal Intensity; APHE: arterial phase hyperenhancement; HCC: Hepatocellular Carcinoma; HHCA: HNF1alpha inactivated adenoma; IHCA: inflammatory adenoma; IBAHC: Mixed inflammatory-beta catenin mutated adenoma; UHCA: Unclassified adenoma; FNH: Focal Nodular Hyperplasia; HAML: Hepatic angiomyolipoma

Supplementary table 2 Sensitivity and specificity of MRI patterns according to junior radiologist

Patterns	All lesions N=66		No dysmorphic features N=49	
	Sensitivity (95%CI)	Specificity (95%CI)	Sensitivity (95%CI)	Specificity (95%CI)
HCC pattern	92% (62, 100)	84% (70, 94)	88% (47, 100)	83% (66, 93)
HCC pattern + enhancing capsule	69% (39, 91)	98% (87, 100)	78% (40, 97)	97% (85, 100)
HHCA pattern	92% (62, 100)	93% (82, 98)	92% (62, 100)	88% (72, 97)
HHCA hypovascular pattern	75% (43, 95)	93% (80, 99)	75% (43, 95)	91% (76, 98)
IHCA pattern	57% (29, 82)	92% (82, 98)	54% (24, 83)	89% (73, 97)
FNH pattern	33% (4, 78)	100% (94, 100)	20% (1, 72)	100% (92, 100)

HCC: Hepatocellular Carcinoma; HHCA: HNF1alpha inactivated adenoma; IHCA: inflammatory adenoma; IBHCA: Mixed inflammatory-beta catenin mutated adenoma ; UHCA: Unclassified adenoma; FNH: Focal Nodular Hyperplasia; CI : Confidence interval

## Serment d'Hippocrate

---



En présence des Maitres de cette école, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maitres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ! Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

## **Revue des tumeurs hépatiques contenant de la graisse : applicabilité des critères diagnostiques connus en IRM**

### **Résumé :**

Cette thèse a pour ambition de faire l'état des lieux de l'imagerie actuelle des lésions hépatiques contenant de la graisse, et en particulier d'étudier l'applicabilité des critères diagnostiques connus en imagerie par résonance magnétique (IRM). Il s'agit d'un domaine de recherche particulièrement intéressant en raison de la diversité des diagnostics différentiels qui caractérisent les lésions graisseuses du foie. L'imagerie doit permettre le plus souvent de les distinguer grâce à une sémiologie caractéristique. Le raisonnement radiologique a pour objectif d'établir un diagnostic formel de pseudo-lésions ou de certaines lésions hépatocytaires, mais également d'évoquer les principaux diagnostics différentiels. Cependant, la réalisation d'une biopsie doit être proposée dans certains cas afin de ne pas méconnaître les diagnostics plus difficiles de lésions primitives atypiques ou mésenchymateuses. Notre étude « Fat in mass in primary liver lesions are usual MRI diagnostic criteria of both malignant and benign liver lesions still applicable ? » est une analyse rétrospective publiée en anglais dans la revue Abdominal Radiology en juin 2022. Elle s'est attachée à montrer que les critères diagnostiques habituels en IRM des lésions hépatiques primitives restent fiables dans le sous-groupe des lésions contenant de la graisse. Enfin, le scanner spectral double-énergie et les méthodes de post-traitement de décomposition des matériaux sont des technologies prometteuses pour l'étude de la stéatose hépatique. Cette technologie pourrait concurrencer les techniques de quantification de la graisse en IRM. L'étude de l'intérêt du scanner double-énergie pour le diagnostic et la caractérisation des lésions hépatiques contenant de la graisse semble alors pertinent.

### **Spécialité :**

Radiologie et imagerie médicale

### **Mots clés français :**

fMeSH : Stéatose hépatique – Adénome hépatocellulaire – Hyperplasie nodulaire focale – Carcinome hépatocellulaire – Imagerie par résonance magnétique – Tomodensitométrie

### **Forme ou Genre :**

fMeSH : Dissertation universitaire

Rameau : Thèses et écrits académiques

**Université Paris Cité  
UFR de médecine  
15 Rue de l'École de Médecine  
75006 Paris**