

## TABLE DES MATIERES

<b>1</b>	<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>PROBLEMATIQUE</b> .....	<b>2</b>
2.1	Approfondissement de la séquence T2 TSE FS triggée .....	3
2.1.1	<i>Pondération T2</i> .....	3
2.1.2	<i>Caractéristiques de divers modes de remplissage du plan de Fourier</i> .....	4
2.1.3	<i>Saturation de graisse</i> .....	8
2.1.4	<i>Synchronisation respiratoire</i> .....	9
2.2	Objectif de l'étude .....	12
<b>3</b>	<b>MATERIEL ET METHODE</b> .....	<b>13</b>
3.1	Instrument de collecte des données .....	13
3.1.1	<i>Paramètres d'acquisition de la T2 TSE FS triggée</i> .....	14
3.1.2	<i>Détermination des alternatives à proposer aux TRM</i> .....	16
3.2	Méthode d'analyse qualitative des images .....	16
3.2.1	<i>Détermination des alternatives à inclure dans l'analyse qualitative</i> .....	17
3.3	Enjeux éthiques .....	17
<b>4</b>	<b>RESULTATS</b> .....	<b>18</b>
4.1	Analyse des questionnaires .....	18
4.1.1	<i>Proportion de séquences T2 TSE FS triggées artéfactées</i> .....	19
4.1.2	<i>Raisons évoquées pour expliquer la présence d'artéfacts</i> .....	20
4.1.3	<i>Proportion d'artéfacts selon l'écho navigateur utilisé</i> .....	20
4.1.4	<i>Raisons évoquées pour expliquer le choix de l'alternative</i> .....	23
4.2	Comparaison entre la T2 TSE FS triggée et l'alternative réalisée .....	23
4.3	Analyse qualitative des alternatives .....	24
4.3.1	<i>Artéfacts</i> .....	25
4.3.2	<i>Netteté des contours anatomiques</i> .....	25
4.3.3	<i>Démarcation des vaisseaux</i> .....	26
4.3.4	<i>Visibilité des lésions</i> .....	26
4.3.5	<i>Qualité globale de l'image et confiance diagnostique</i> .....	27
4.4	Paramètres techniques des alternatives analysées .....	28
<b>5</b>	<b>DISCUSSION</b> .....	<b>30</b>
5.1	Synthèse .....	30
5.2	Limites.....	39
5.3	Perspectives .....	41
<b>6</b>	<b>CONCLUSION</b> .....	<b>42</b>
<b>7</b>	<b>LISTE DES FIGURES ET ILLUSTRATIONS</b> .....	<b>43</b>
<b>8</b>	<b>LISTE DE REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES</b> .....	<b>44</b>
<b>9</b>	<b>BIBLIOGRAPHIE</b> .....	<b>46</b>
<b>10</b>	<b>ANNEXES</b> .....	<b>48</b>

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

BLADE	Codage radiaire du plan de Fourier (Siemens) = PROPELLER (Phillips): <i>Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction</i>
CHUV	Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Lausanne
CID	Centre d'Imagerie Diagnostique, Lausanne
ETL	<i>Echo Train Length</i> : longueur du train d'écho : Facteur Turbo
FOV	<i>Field Of View</i> : Champ de vue
FS	<i>Fat Saturation (FatSat)</i> : Saturation de graisse
GAP	Espace inter coupes
GRAPPA	<i>GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition</i>
HASTE	<i>Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo</i>
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
NEX	Nombre d'Excitations
PACE	<i>Prospective Acquisition CorrEction</i>
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i> : Rapport signal sur bruit
SPAIR	<i>Spectral Adiabatic Inversion Recovery</i>
T	Tesla
TA	Temps d'Acquisition
TE	Temps d'Echo
TR	Temps de Répétition
TRM	Technicien en Radiologie Médicale
TSE	<i>Turbo Spin Echo</i>

# 1 INTRODUCTION

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une modalité du radiodiagnostic plutôt récente faisant appel à des rayonnements non ionisants, caractéristique extrêmement intéressante dans le domaine de la radiologie abdominale. Longtemps considérée comme demandant un temps d'acquisition bien trop conséquent pour envisager des examens abdominaux sans artéfacts de mouvements, l'IRM a dépassé cette vision et concurrence de nos jours d'autres modalités très rapides tel que le scanner, notamment grâce à son excellent contraste. Effectivement, les multiples améliorations technologiques apportées ces dernières années pour optimiser le temps des séquences ont rendu l'exploration abdominale accessible.

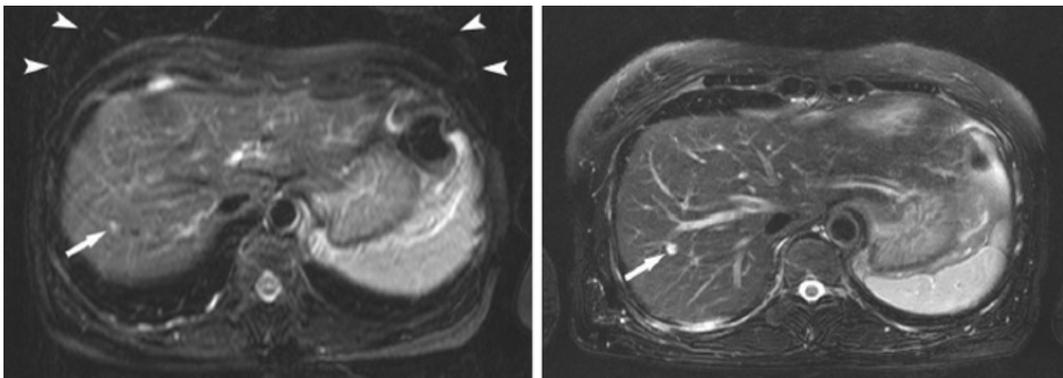
L'IRM reste malgré tout une modalité demandant un temps d'acquisition bien plus long qu'un scanner mais tout comme ce dernier, elle préconise une immobilisation totale du patient afin d'éviter un flou de l'image. Les mouvements involontaires prédominants sont ceux provoqués par la respiration du patient. Celle-ci peut être soit retenue lors d'acquisitions rapides ou soit utilisée avec un système de synchronisation en vue d'acquérir les images uniquement lors de certaines phases du cycle respiratoire. Elle représente toujours un challenge à l'IRM, surtout lorsque le patient ne peut tenir d'apnées ou qu'il respire de manière irrégulière. En cas de non-coopération ou de difficultés respiratoires de la part du patient, le technicien en radiologie médicale (TRM) doit s'adapter en modifiant les paramètres d'acquisition ou en utilisant d'autres séquences. En effet, un des rôles de ce dernier est de fournir des images de qualité permettant un diagnostic. C'est véritablement au TRM de connaître les possibilités d'ajustements ainsi que les répercussions qui en découlent afin de trouver le meilleur compromis. Le but est l'obtention d'un examen de qualité suffisante pour poser un diagnostic, étape nécessaire pour que le patient bénéficie d'une prise en charge adaptée.

Notre problématique repose sur les artéfacts de mouvements respiratoires apparaissant lors de la réalisation d'un examen d'IRM du foie, et ceci malgré l'utilisation d'une synchronisation respiratoire. Elle aborde autant le rôle du TRM que l'aspect technique de l'IRM pour tout ce qui est de l'optimisation de l'examen. Le but de cette étude a tout d'abord été de comprendre la raison de l'apparition de ces artéfacts malgré la synchronisation respiratoire. Puis, nous avons testé différentes séquences afin d'en trouver une pouvant partiellement remplacer celle provoquant ce type d'artéfacts, c'est-à-dire la séquence T2 TSE FS triggée. Comme chaque paramètre technique a une influence non négligeable sur la qualité d'image, il s'agit essentiellement d'un arrangement entre les diverses possibilités s'offrant à nous. En IRM, on parle du compromis entre le rapport signal sur bruit (SNR), la résolution, le contraste et le temps d'acquisition.

## 2 PROBLEMATIQUE

La problématique générale de ce travail concerne les artefacts de mouvements respiratoires dégradant l'interprétation de séquences spécifiques au foie. Le foie est un organe situé sous le diaphragme, muscle respiratoire nous permettant l'oxygénation des poumons et de notre corps. Sa mobilité accrue amène facilement à des artefacts de mouvements respiratoires provoqués par la respiration du patient. Ces artefacts sont les plus importants et ceux qui affectent le plus la qualité de l'examen car ils font apparaître des images « fantômes ». Visuellement, il s'agit d'une alternance de bandes de signal intenses et d'autres moins intenses se manifestant dans la direction du codage de phase, sur la totalité de l'image. Cette alternance est liée à la fréquence du mouvement ainsi qu'à l'intensité du signal de la structure mobile et provoque un décalage du vrai signal. Un léger flou et un bruit diffus viennent souvent s'ajouter à ces images fantômes, provoquant une perte de résolution et de SNR pouvant se révéler très conséquente (Bayramoglu & al., 2010, p.372).

Ces artefacts déforment la représentation anatomique authentique et peuvent simuler de faux processus pathologiques par le biais d'erreurs de phase. Ceux-ci se propagent principalement le long du codage de phase car le déplacement des structures entre deux temps de répétitions (TR) ou pendant le codage lui-même, modifie leur localisation dans cette direction. Ceci contrairement au gradient de codage de fréquence, qui est effectué si rapidement que les déplacements liés aux mouvements physiologiques ne détériorent pas l'image dans sa direction. Selon l'analyse de Lee et al. (2007, p.328), la localisation de petites lésions peut ainsi être masquée par ces artefacts, altérant ainsi leur détectabilité (figure 1).



*Figure 1: Comparaison de deux coupes T2 transverses illustrant l'amélioration de la détectabilité de la lésion (flèche) lorsque l'image ne contient pas d'artéfacts de mouvements respiratoires (image de droite).*

Notre problématique spécifique repose sur une séquence précise : la T2 TSE FS triggée. Il s'agit d'une séquence de turbo spin écho (TSE) saturée en graisse (FS), pondérée en T2 et acquise à l'aide d'une synchronisation respiratoire (triggée). Elle est considérée comme un standard dans l'évaluation du parenchyme hépatique et elle est intégrée au protocole de base des examens du foie du service d'IRM du Centre Hospitalier Universitaire Vaudois (CHUV), service ayant non seulement proposé le sujet mais également collaboré avec nous tout au long de ce travail.

En général, un protocole hépatique type comprend une première séquence T2 ultra rapide dans plusieurs plans, une séquence T2 transverse mieux résolue, une diffusion et une séquence T1 rapide qui sera réalisée avant l'injection puis en post-injection plusieurs fois selon les phases désirées (artérielle, veineuse ou tardive). Selon les instituts et les indications à l'examen, il se peut que d'autres soient ajoutées.

La séquence T2 transverse résolue possède un intérêt particulier, notamment dans sa capacité à détecter les lésions. Elle fait l'objet de notre recherche car comme le précise Bayramoglu et al. (2010, p.369), la synchronisation respiratoire spécifique à cette séquence devrait techniquement diminuer, voire ôter les artéfacts de mouvements respiratoires. Or, il se trouve que ce n'est pas toujours le cas, notamment pour le service d'IRM du CHUV. Cet établissement utilise la séquence pondérée T2 sous forme de TSE FS triggée, mais d'autres établissements privilégient des variantes en changeant la séquence, le type de remplissage du plan de Fourier ou encore le mode respiratoire. Toutes ces caractéristiques ont été décrites à l'aide de notions théoriques et confrontées à la littérature afin d'avoir un aperçu des différentes possibilités existantes permettant de réduire, voire d'ôter totalement les artéfacts de mouvements respiratoires de l'image. Pour chacune d'elles nous avons recherché leurs avantages et leurs inconvénients. Cette partie se trouve au point 2.1 et a été orientée de manière à étudier chaque caractéristique de la séquence T2 TSE FS triggée.

## **2.1 Approfondissement de la séquence T2 TSE FS triggée**

### ***2.1.1 Pondération T2***

Les séquences pondérées en T2 sont systématiquement utilisées car elles sont nettement supérieures en termes de caractérisation, de détectabilité et de dénombrement des lésions hépatiques. En pratique, cette séquence optimise le contraste entre le parenchyme hépatique et les lésions focales (Guglielmo, Mitchell, Roth & Deshmukh, 2014, p. 277). En effet, le T2 moyen du foie sain est d'environ 50 ms à 1,5 Tesla (T), ce qui lui permet de se différencier de la majorité de ses anomalies qui ont toutes un T2 plus important. Par exemple, le T2 moyen des carcinomes hépatocellulaires (CHC) se situe au environ de 70 ms, celui des métastases est de 90 ms, celui des hémangiomes se trouve aux alentours de 150 ms et le T2 moyen des kystes peut aller jusqu'à 500 ms. Ainsi, le temps d'écho (TE) recommandé afin d'optimiser le contraste pour un examen hépatique se situe entre 60 et 80 ms. L'utilisation de ce long TE provoque une diminution du rapport signal sur bruit mais reste un bon compromis pour la détection de la majorité des lésions hépatiques. A 3T, ces valeurs T2 sont diminuées de 8 à 10%. Le TE devrait alors être légèrement abaissé pour garder au mieux cette différence de signal permettant un contraste idéal.

En vue de diminuer les artéfacts de mouvements, il est possible d'effectuer une séquence en pondération T1 étant donné qu'elle utilise un TR court, ce qui laisse moins de temps à ce type d'artéfacts pour apparaître. Cette pondération sert de référence pré-contraste ou peut s'avérer utile dans la caractérisation de pathologies graisseuses par le biais d'une séquence « *In and Out Phase* » (Semelka, Martin, & Balci, 2006, p.633). Cependant, elle amène bien moins d'informations au niveau du dénombrement et de la détectabilité des lésions par rapport à une pondération T2. La raison de cette mauvaise différenciation est un manque de contraste entre le foie et ses pathologies, provoqué par des T1 moyens très proches entre le foie et les lésions, comparés aux temps T2. L'utilisation d'un TR court ne donne pas le temps aux différences de vitesses de décroissance de s'exprimer et donc de montrer une bonne différence de signal entre les tissus. Le contraste est alors bien plus faible qu'en pondération T2 et selon le TR choisi, ces tissus risquent même de se voir confondus (figure 2B). L'étude de Klessen et al. (2005, p.579-581), comparant la séquence d'écho de gradient T1 FLASH (Fast Low Angle Shot) avec plusieurs séquences T2, a montré que le contraste, la netteté des contours des organes, le SNR ou encore la qualité globale de l'image étaient tous nettement supérieurs en T2. Par ailleurs, selon Bong, Kyung, et Myeng (2014), l'utilisation d'une pondération T1 ou T2 n'aurait pas de réelle influence sur la répercussion des artéfacts de mouvements car ce n'est pas la pondération qui joue un rôle mais plutôt le type de séquences et/ou sa manière d'acquérir les données nécessaires à l'élaboration des images. Nous aborderons ces différents principes dans la prochaine section.

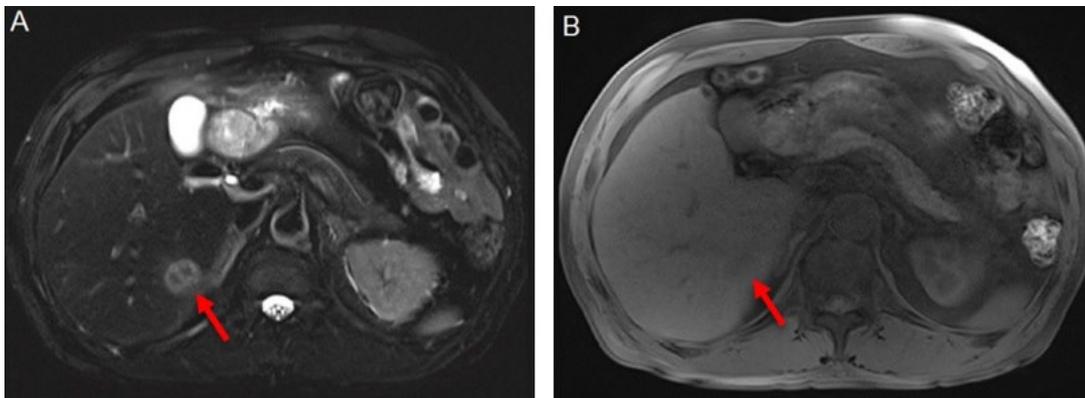


Figure 2: Illustration de la différence de détectabilité d'un carcinome hépatocellulaire (CHC) bien contrasté en T2 FS (A) alors qu'il se confond au parenchyme hépatique sur la séquence T1 pré-contraste (B).

### 2.1.2 Caractéristiques de divers modes de remplissage du plan de Fourier

Il existe différentes façons d'acquérir l'image du point de vue du remplissage du plan de Fourier (ou espace K). Ce plan consiste en une matrice 2D ordonnant correctement les fréquences des signaux obtenus par transformée de Fourier. Il permet de retranscrire les coordonnées (x ; y) obtenues par le codage de phase et de fréquence dans l'espace des fréquences. Cette opération permet la coïncidence de ce plan à l'image réelle reconstruite à l'aide d'un procédé relativement complexe appelé « transformée de Fourier inverse ». A l'intérieur de l'espace K, les lignes n'ont pas toutes le même

ponds en termes de contraste et de résolution spatiale. Les lignes centrales comportent les éléments contribuant au contraste alors que celles de la périphérie renferment les informations nécessaires à la résolution. Ainsi, une image qui ne serait obtenue qu'à partir des lignes centrales serait bien contrastée mais peu résolue, tandis que si elle était réalisée uniquement à partir des lignes périphériques, elle serait bien détaillée mais perdrait en contraste. La manière d'acquérir ces lignes peut avoir des répercussions non négligeables sur la qualité de l'image. Nous allons détailler ci-dessous les différents principes d'acquisition du plan de Fourier permettant de diminuer les artéfacts de mouvements respiratoires utilisés dans notre étude. Ils sont représentés par un schéma à la figure 3.

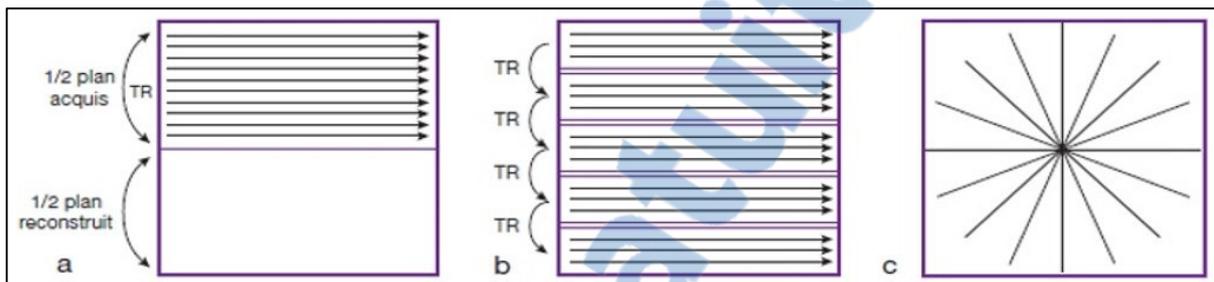
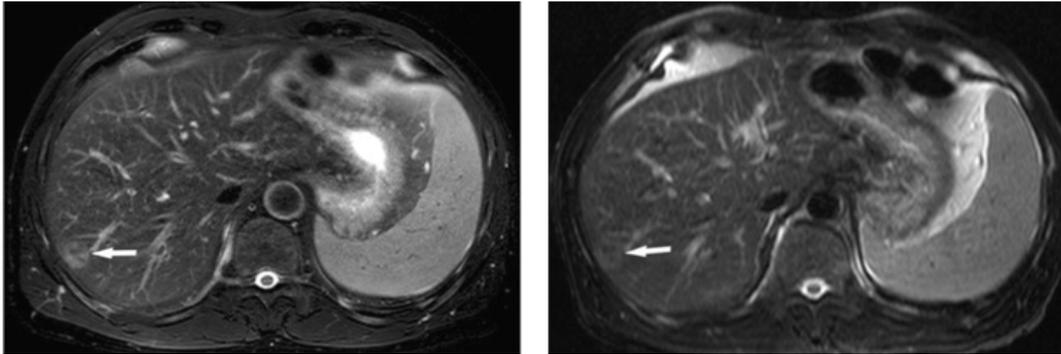


Figure 3: Illustration de différents modes de remplissage du plan de Fourier : acquisition d'un demi-plan (HASTE) (a) ; acquisition de plusieurs lignes par TR (segmentation cartésienne) (b) et acquisition par codage radiaire (BLADE) (c).

La T2 TSE FS triggée est une séquence remplissant linéairement le plan de Fourier et dite « turbo », c'est-à-dire rapide. En effet, l'écho de spin standard possède certains désavantages, comme par exemple, un temps d'acquisition relativement long ou encore une diminution du SNR à cause de la décroissance du signal en T2. Afin d'obtenir un temps d'acquisition réaliste, ce type de séquences est d'une manière ou d'une autre accéléré. Dans notre cas, la T2 TSE FS triggée voit son acquisition segmentée. Il s'agit d'un mode de remplissage du plan de Fourier ne se faisant plus ligne par ligne et par TR, mais à l'aide de plusieurs lignes acquises en l'espace d'un seul TR (figure 3b). Un paramètre appelé « Echo Train Length » (ETL), ou « facteur turbo » en français, entre en compte et divise le temps d'acquisition par son propre facteur. Selon Semelka et al. (2006, p.636), cette technique permet de diminuer l'apparition d'artéfacts de mouvements respiratoires avec pour avantage de garder un bon contraste tissulaire, malgré la diminution de la différence entre les T2 des tissus, provoquée par l'acquisition de multiples trains d'échos.

La séquence T2 TSE segmentée peut aussi se réaliser en plusieurs apnées car l'immobilisation de la région d'intérêt reste généralement le meilleur moyen d'éviter l'apparition d'artéfacts de mouvements respiratoires. Il est cependant nécessaire que le patient soit capable de retenir sa respiration pendant toute la durée de l'acquisition des images. L'emploi de séquences rapides devient dans ce cas primordial. L'épaisseur de coupe est par contre bien souvent augmentée, ce qui limite la résolution spatiale et par conséquent la détectabilité des lésions focales (Lee & al., 2007, p.324 ; Bruegel & al., 2008, p.1421).

Avec une séquence T2 TSE, l'apnée comprend plusieurs désavantages par rapport à une séquence en synchronisation respiratoire. Le premier est une perte de SNR et de résolution des tissus (figure 4), provoquée notamment par la saturation des protons, phénomène pouvant se produire en cas de répétitions de courts TR. On trouve également une diminution du contraste entre le foie et les lésions, partiellement due à l'augmentation du facteur turbo afin que l'apnée prenne un temps convenable pour le patient (Bayramoglu & al., 2010, p.369 ; Karantanas & Papanikolaou, 2001, p.141 ; Klessen & al., 2005, p.578). Finalement, une acquisition nécessitant plusieurs apnées peut provoquer des décalages si les diverses inspirations prises par le patient diffèrent en amplitude.



*Figure 4 : Illustration de la diminution du contraste lésion-foie (flèches blanches) et de la perte de résolution engendrée par une séquence T2 TSE FS en apnée à droite comparée à une T2 TSE FS triggée à gauche.*

Une autre méthode de remplissage du plan de Fourier très efficace contre les artéfacts de mouvements respiratoires est l'utilisation de séquences « instantanées » appelées « single-shot ». Il s'agit de séquences ultra-rapides permettant l'acquisition de la moitié du plan de Fourier en l'espace d'un seul TR (HASTE chez Siemens). Grâce aux propriétés « en miroir » de l'espace K, il est techniquement possible de calculer, à partir de chacune des coordonnées d'un demi-plan acquis, celles correspondant à l'autre demi-plan car ces deux moitiés contiennent exactement la même information. Le second demi-plan se voit donc uniquement reconstruit et non acquis. La symétrie du plan de Fourier offre ainsi la possibilité de réduire de moitié la durée de l'acquisition de cette séquence, car le codage de phase n'est plus réalisé pour plusieurs lignes segmentées, mais uniquement pour un seul de ces deux demi-plans de Fourier (figure 3a).

Cette caractéristique la rend extrêmement rapide en comparaison de la T2 TSE FS triggée. Cependant, elle engendre une perte de résolution et de contraste non négligeable due à l'acquisition de multiples échos brouillant les différences de T2 des tissus (Semelka & al., 2006, p.636 ; Lee & al., 2007, p.327). La séquence HASTE n'apporte d'ailleurs pas une visualisation du parenchyme hépatique et des lésions focales aussi bonne que la T2 TSE FS triggée, comme le précise Bruegel et al. (2008, p.1428) et se visualise sur la figure 5. Dans la pratique, une basse résolution est malgré tout préférée à des artéfacts de mouvements respiratoires car la sensibilité en contraste de l'IRM compense plus ou moins le manque de résolution. Cette technique permet néanmoins une image souvent très peu perturbée par des artéfacts de mouvements (Lee & al., p.329).

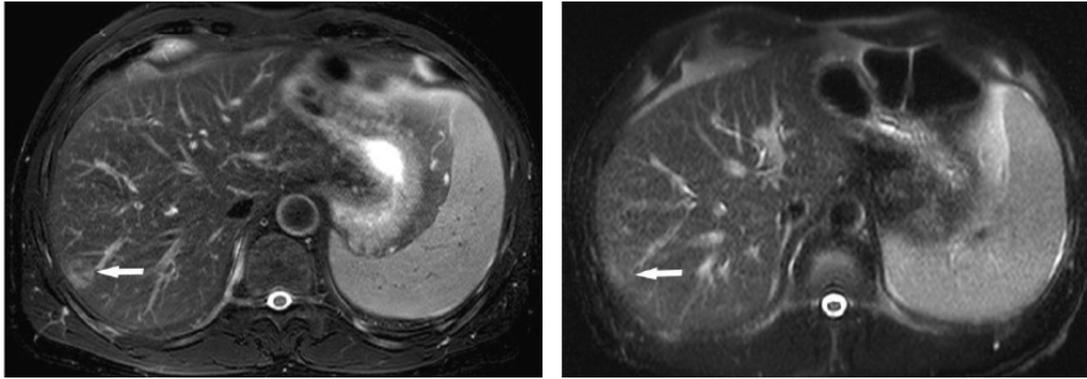


Figure 5: Illustration de la perte de résolution et de contraste provoquée par l'utilisation d'une séquence HASTE FS à droite, comparée à une séquence T2 TSE FS triggée à gauche.

Toujours dans le but de diminuer les artéfacts de mouvements, il est possible d'utiliser une technique de remplissage radial du plan de Fourier, spécialement conçue pour ça (BLADE chez Siemens). Ce codage radial de la séquence implique que chaque ligne du plan de Fourier passe par le centre de ce dernier (figure 3c), contrairement au remplissage cartésien. C'est l'exploitation de cette information qui permet une atténuation des artéfacts. En effet, ce remplissage particulier, combiné à un sur-échantillonnage, provoque une accumulation des lignes de données au milieu du plan de Fourier. Ainsi, le fait d'utiliser un plan radial permet d'encercler la majorité de l'information (signal) autour d'un point central, ce qui atténue la proportion de signal artéfacté par rapport à la quantité de celui propice à la formation d'une image de qualité. De ce fait, les artéfacts sont « noyés dans la masse » et la qualité d'image se voit ainsi augmentée. Bayramoglu et al. (2010, p.372) a de plus montré une plus-value du contraste foie-lésion et de la résolution de l'image. Nous retrouvons également ces améliorations dans l'article de Zhang et al. (2015, p.588), donnant à la technique BLADE une visualisation des petites lésions meilleure que la T2 TSE FS triggée.

Le remplissage radial de la séquence BLADE permettrait alors une diminution des artéfacts de mouvements tout en gardant, voire améliorant, la qualité d'image face à une séquence T2 TSE FS triggée conventionnelle (figure 6). A paramètres techniques identiques, le SNR ne changerait pas entre l'une ou l'autre des deux séquences, étant donné qu'il ne dépend pas de la manière dont est rempli le plan de Fourier (Haneder, Dinter, Gutfleisch, Schoenberg & Michaely, 2011, p.180). Le désavantage est que cette accumulation des données nécessite bien plus de temps et l'ajout de l'écho navigateur provoque en outre une augmentation du temps d'acquisition non négligeable. Par ailleurs, cette technique atténue les mouvements dans le plan de coupe mais pas ceux survenant à travers le plan. Ces derniers peuvent alors provoquer des artéfacts résiduels, visualisés sous forme de stries en hypersignal réparties de manière radiale sur l'image (Bong & al., 2014, p.5 ; Haneder & al., p.181 ; Zhang & al., 2015, p.589). Ils sont appelés « streaking artifacts » ou artéfacts en étoile.

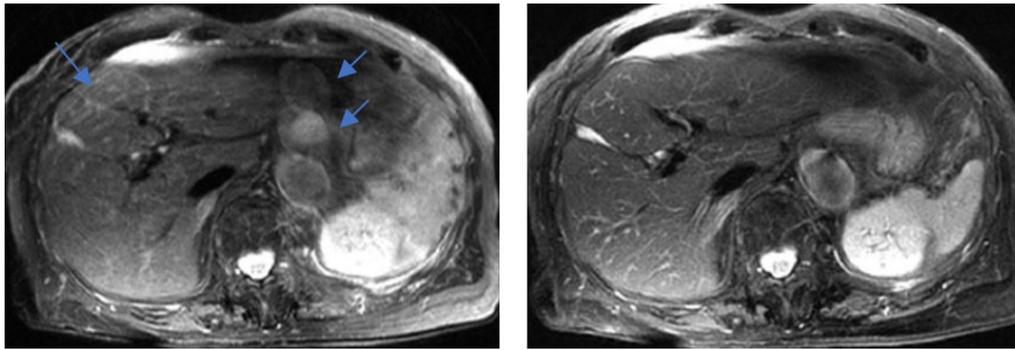


Figure 6 : Illustration de la diminution des artefacts de mouvements (respiratoires et pulsatiles) par l'utilisation d'une séquence BLADE à droite. Ceux-ci sont présents (flèches bleues) sur la séquence T2 TSE FS triggée (à gauche) et provoquent un flou péjorant la qualité de l'image.

### 2.1.3 Saturation de graisse

La graisse est un tissu ayant un T1 court (hypersignal en T1) et un T2 long (hypersignal en T2). Elle peut s'avérer utile dans le diagnostic de pathologies graisseuses comme la stéatose du foie ou la présence de graisse dans une lésion. Toutefois, son signal élevé peut également masquer la visualisation de lésions pathologiques au contact de structures graisseuses.

En écho de spin rapide, la graisse a un signal T2 augmenté puisqu'il existe au sein des molécules lipidiques un couplage spin-spin responsable d'un raccourcissement du temps de relaxation T2. La répétition rapide d'impulsions de 180° perturbe ce couplage et provoque alors un allongement du T2 de la graisse, apparaissant ainsi en fort hypersignal. Dans ce cas, il est donc nécessaire d'utiliser de la saturation de graisse. De plus, comme les lésions hépatiques ont généralement un T2 moyen plus élevé que le tissu hépatique sain, elles apparaissent en léger hypersignal, tout comme la graisse. La suppression de la graisse s'avère nécessaire pour augmenter le contraste entre le foie et ses lésions afin d'améliorer la sensibilité de détection des lésions hépatiques, surtout si ce dernier est de type graisseux (Bong & al., 2014, p.4). Selon Akin et al. (2006, p.323), la saturation de graisse a également l'avantage de procurer un meilleur SNR en pondération T2.

La graisse est également responsable d'artefacts de mouvements lorsque cette dernière se retrouve mobile, ce qui est le cas de la graisse abdominale sous-cutanée. En effet, son signal très intense exacerbe les images fantômes provoquées par le mouvement périodique de la respiration, car elle se déplace au rythme du diaphragme et engendre ainsi le même type d'artefacts. Comme l'illustre la figure 7, ils vont alors se répercuter sur la zone à étudier. Au final, la saturation de graisse permet une meilleure visualisation du parenchyme hépatique. Elle est de ce fait fréquemment utilisée en pondération T2, surtout lors d'acquisitions rapides nécessitant plusieurs trains d'échos (Semelka & al., 2006, p.637).



Figure 7 : Illustration d'images fantômes se projetant dans la direction du codage de phase sur une coupe sagittale T1.

#### ***2.1.4 Synchronisation respiratoire***

Comme décrit ci-dessus, la séquence T2 TSE FS se réalise à l'aide d'une synchronisation respiratoire permettant à l'acquisition des données de coïncider aux mouvements respiratoires du patient. La même position respiratoire est sélectionnée à chaque TR, généralement la fin de l'expiration, ce qui condamne le TR à être asservi au cycle respiratoire du patient. Ce dernier étant plutôt long, il ne permet qu'une pondération T2 et induit un temps d'acquisition élevé. Il est possible de réaliser cette synchronisation de diverses manières : à l'aide d'une ceinture abdominale, par le biais d'un coussinet positionné sur l'abdomen ou encore en utilisant un écho navigateur. Les dispositifs externes comme la ceinture abdominale captent la différence de déplacement de l'abdomen visible entre l'inspiration et l'expiration, contrairement à la seconde possibilité qui se sert d'un capteur interne, l'écho navigateur. Il s'agit d'un boîtier virtuel placé sur les images de référence permettant de détecter les mouvements internes induits par la respiration. Ainsi, en se référant à ce déplacement, une synchronisation de l'acquisition des données à la respiration est possible. L'avantage principal de l'écho navigateur est qu'il prend en compte le mouvement du diaphragme alors que les dispositifs externes se focalisent sur celui de l'abdomen. L'étude de Lee et al. (2007, p.329) a d'ailleurs montré que l'utilisation de l'écho navigateur admettait un SNR plus élevé que la ceinture abdominale, pouvant de plus se déconnecter ou glisser du patient, au contraire de l'écho navigateur, qui fixe un point focal interne.

Ces dispositifs demandent tous une respiration régulière pour faire correspondre aux mieux les périodes d'acquisition aux positions respiratoires identiques se répétant au fil de la respiration. Si ce n'est pas le cas, les différentes phases acquises ne se verront pas ordonnées correctement dans la matrice de l'image et le résultat sera péjoré par des artefacts. C'est particulièrement vrai pour l'écho navigateur car il capte les mouvements du diaphragme, mouvements qui sont de plus grande amplitude mais bien plus réalistes. Lors d'irrégularités respiratoires, il se peut que ce système soit perturbé et ne fonctionne pas toujours comme il se doit, ce qui provoquerait quand même des artefacts de mouvements respiratoires (Klessen & al., 2005, p.581).

Ce boîtier interne reste néanmoins apprécié car selon la récente étude de Bayramoglu et al. (2010, p.369), il permettrait non seulement une réelle amélioration de la résolution de l'image grâce à sa technique d'acquisition accordant la réalisation de coupes plus fines, mais aussi un meilleur contraste foie-lésion comparé à une séquence T2 en apnée. Le tout rend ainsi les séquences triggées supérieures dans la détection des lésions, élément également observé par Lee et al. (2007, p.327). Ces deux dernières recherches font d'ailleurs parties des multiples études prouvant l'utilité de l'écho navigateur dans la réduction des artefacts de mouvements respiratoires et péristaltiques pour la pondération T2. Le bémol reste le temps d'acquisition, fortement allongé et dépendant de la courbe respiratoire du patient.

La synchronisation avec l'écho navigateur est celle utilisée dans le cadre de notre étude. Etant donné que nous nous sommes intéressées à savoir si les différents types utilisés en pratique avaient une influence sur la qualité d'image, nous allons aborder quelque peu son utilisation. L'écho navigateur est une séquence d'écho de gradient 2D très rapide dédiée non pas à la création d'une image, mais à la détection des mouvements engendrés par la respiration tout au long de la séquence. Il s'agit d'une synchronisation prospective corrective appelé « PACE » chez Siemens. Ce capteur interne enregistre les modifications d'intensité de signal se produisant et les reconstruit dans la direction du mouvement sous forme d'un graphique. Ce dernier représente ainsi les différences d'amplitude du foie au cours du temps et correspond en fait à la courbe respiratoire du patient. L'écho obtenu est alors visualisé sous forme de courbe signal/temps permettant de déterminer le moment idéal pour acquérir les données.

Ce système de synchronisation peut être divisé en deux phases principales : une première qui consiste à repérer et mémoriser le « schéma » respiratoire du patient et une seconde englobant l'acquisition des données (figure 8). La phase de repérage permet à l'écho navigateur de suivre la position du diaphragme au cours de la respiration et de déterminer l'intervalle qui sera utilisée pour l'imagerie. Pour ceci, les 5 premiers cycles respiratoires sont acquis de manière continue afin de détecter automatiquement la période propice à l'acquisition des images (appelée fenêtre d'acceptation) et d'estimer la durée celle-ci. La fenêtre d'acceptation doit avoir une certaine largeur et hauteur afin d'accepter suffisamment de données, mais sans que l'acquisition n'excède un certain temps. Si cette fenêtre est trop grande, un décalage au niveau de la position du diaphragme peut se produire. L'avantage est que les mouvements induits par la respiration sont constamment mesurés par la répétition de la séquence d'écho de gradient entre les périodes d'imagerie, ce qui permet à la fenêtre d'acceptation de s'adapter au cycle respiratoire du patient. La deuxième phase est celle de l'acquisition des images. Elle survient à chaque fois que le diaphragme entre dans la zone d'acceptation et autant longtemps qu'il y reste. Elle est répétée jusqu'à ce que la totalité du foie soit acquis. Avec cette technique, la position du diaphragme durant la phase d'imagerie est comparée avec celle réalisée lors de la première acquisition de repérage, ce qui permet aux images d'être réordonnées.

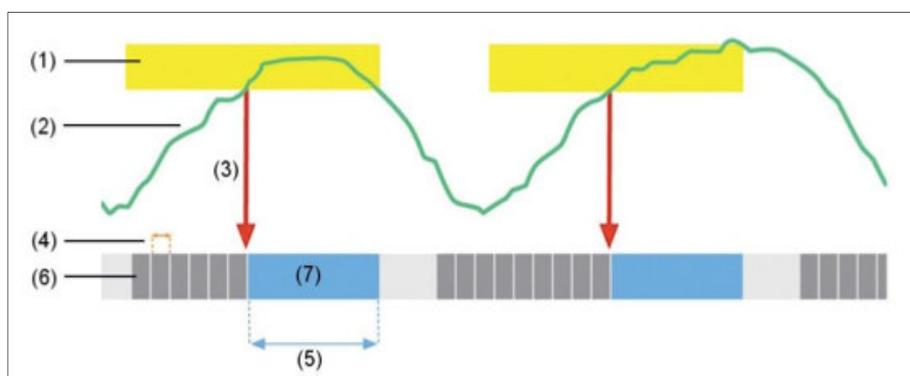


Figure 8: Schéma démontrant la phase d'imagerie de séquences déclenchées par écho navigateur. 1. Fenêtre d'acceptation / 2. Position du diaphragme / 3. Déclenchement / 4. Repérage / 5. Durée d'acquisition / 6. Synchronisation / 7. Imagerie

Chez Siemens, il existe deux types d'échos navigateurs : le «Liver Dome Scout » et le « Phase Scout ». Ils diffèrent quant à leur placement sur les images de référence et leur fonctionnement. Le « Liver Dome Scout », se positionne sur le dôme hépatique (une moitié dans le foie et l'autre dans le poumon). Il détecte la différence d'intensité de signal entre les parenchymes pulmonaires et hépatiques, ce qui lui permet de localiser directement le mouvement de la coupole diaphragmatique au fil de la respiration. Quant au « Phase Scout », il se place dans le parenchyme hépatique homogène, à l'intérieur d'une zone absente de gros vaisseaux. Ce dernier fonctionne par le biais de deux impulsions envoyées à quelques millisecondes d'écart. Leurs échos récoltés permettent de mesurer le déplacement produit entre elles. Le « Phase Scout » détecte ainsi les modifications de phases engendrées par les mouvements du foie durant le cycle respiratoire. Ces différences de mouvements sont ensuite représentées en tant que courbe respiratoire et de ce fait prises en compte dans l'acquisition de l'image (figure 9). Contrairement au « Liver Dome Scout », le « Phase Scout » ne doit pas suivre le contour d'organes ou de tissus et il n'est donc pas nécessaire que l'opérateur le positionne lui-même. Le système peut effectivement le mettre en place de manière autonome en fonction du bloc de coupes, d'où le mode « automatique » envisageable. Selon Siemens, la manière de détecter la courbe respiratoire rend le « Phase Scout » plus robuste que le « Liver Dome Scout ».

Au CHUV, lors de la planification de l'examen, l'écho navigateur par défaut est en mode automatique et de type « Phase Scout ». Le TRM peut intervenir soit en gardant le même type d'écho navigateur mais en le passant en mode manuel, soit en choisissant le « Liver Dome Scout », utilisable uniquement avec le mode manuel.

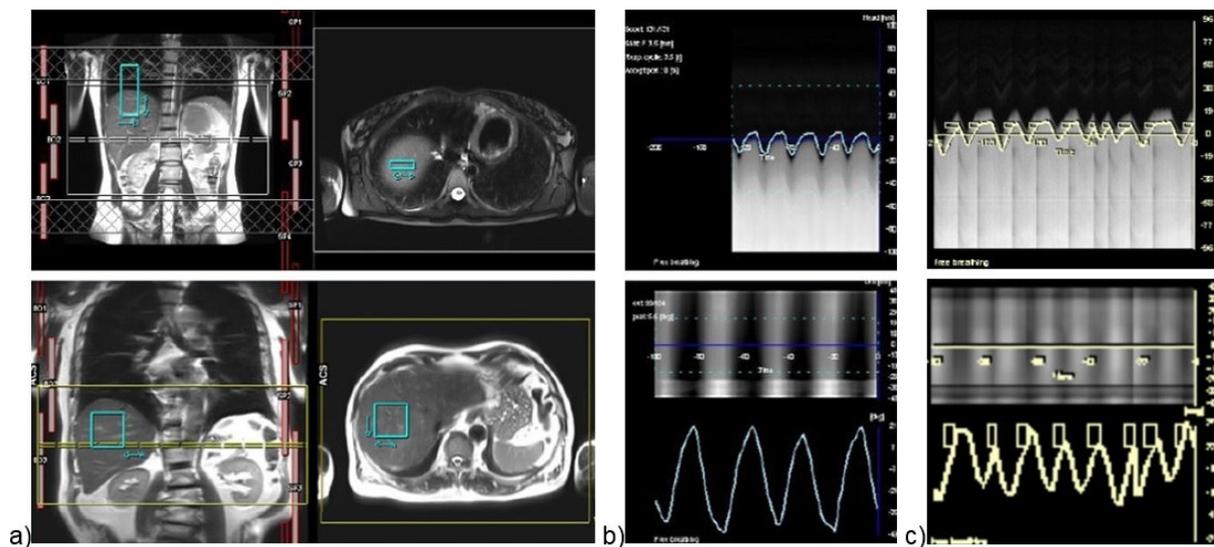


Figure 9 : Représentation des deux types d'échos navigateurs : le « Liver Dome Scout » en haut et le « Phase Scout » en bas. Illustration de l'étape du positionnement (a), de l'intégration du cycle respiratoire du patient (b) et de l'acquisition représentée par les rectangles jaunes (fenêtre d'acceptation) (c).

## 2.2 Objectif de l'étude

Suite à cette recherche, nous avons pris conscience qu'il n'existe pas de solutions parfaites et que l'optimisation sera dépendante d'un nombre de facteurs importants, tels que les spécificités de la séquence, le mode respiratoire (triggré ou en apnée) ou encore les paramètres techniques utilisés. Des choix doivent être faits afin de trouver un compromis, tout en étant conscient des conséquences sur la qualité de l'image. De plus, la littérature ne nous a rien apporté concernant la perte de qualité d'image lors de l'utilisation d'un type d'écho navigateur ou d'un autre.

L'objectif de ce travail est de trouver une séquence qui serait prête à subvenir à la T2 TSE FS triggré lorsque cette dernière est péjorée par les artéfacts de mouvements respiratoires. Pour ce faire, nous avons décidé d'analyser la qualité d'image de trois séquences T2 FS possédant différentes caractéristiques diminuant les artéfacts de mouvements respiratoires. Il est par conséquent nécessaire de prendre en compte les multiples facteurs influençant cette qualité d'image en vue de déterminer la séquence la plus appropriée. Nous avons décidé de conserver une pondération T2 afin de garder sa capacité de détection des lésions. L'intérêt serait aussi de garder une certaine résolution, même s'il est vrai qu'elle est relativement diminuée lors d'utilisation de l'apnée. Le but ultime consisterait en la mise en place d'un protocole hépatique standardisé afin d'homogénéiser la pratique actuelle.

Nous avons également profité de l'étude pour quantifier le nombre d'exams péjorés par les artéfacts de mouvements respiratoires sur la totalité des exams effectués pendant la récolte des données. Ce chiffre nous a permis d'appuyer notre problématique et de connaître l'ampleur du problème dans la pratique. De plus, nous avons tenté d'analyser les divers éléments pouvant partiellement expliquer la présence de ce type d'artéfacts sur cette séquence, afin d'éventuellement y remédier.

### **3 MATERIEL ET METHODE**

Notre travail s'est déroulé en trois grandes parties. Nous avons en premier lieu procédé à la récolte des données. Une fois celle-ci terminée, nous sommes passées au traitement des informations reçues par le biais des questionnaires afin d'en ressortir les éléments nécessaires à notre analyse rétrospective. Cette phase nous a permis d'exclure certains questionnaires mais également de dénombrer et de trier les séquences réalisées en tant qu'alternative. La troisième et dernière étape a concerné l'analyse des examens récoltés. Une radiologue expérimentée nous a aidées en analysant qualitativement les alternatives proposées pour remplacer la T2 TSE FS triggée trop artéfactée. De notre côté, nous avons repris toutes les T2 TSE FS triggées réalisées afin d'évaluer l'importance des artéfacts de mouvements respiratoires présents sur l'image. Nous allons reprendre tous ces éléments d'une manière plus précise dans les paragraphes suivants.

Notre étude a été réalisée sur deux IRM 3T Magnetom Skyra de Siemens pendant une période de 3 mois (17 aout 2015 au 10 novembre 2015). La problématique ayant été proposée par le service d'IRM du CHUV, c'est en toute logique et avec leur accord que nous avons réalisé notre recherche dans cette institution. Etant donné que le CHUV collabore avec le Centre d'Imagerie Diagnostique (CID) pour ce qui est de l'IRM, une partie des examens a été réalisée sur la machine se situant dans ce centre.

#### **3.1 Instrument de collecte des données**

La récolte des données s'est faite à l'aide d'un questionnaire papier [annexe I], présent sur chacun des postes de travail des deux IRM et accompagné par une feuille expliquant notre étude et nos attentes envers les TRM. Ils ont également reçu ces informations par mail avant le début de la recherche [annexe II]. Nous leur avons demandé de le remplir pour chaque examen nécessitant l'acquisition d'un foie en entier par la séquence T2 TSE FS triggée, soit les examens du foie et du pancréas. Il a été élaboré en regard de divers objectifs déterminés à l'avance et ainsi divisé en trois parties :

- Informations relatives au patient et à sa prise en charge
- Données concernant la réalisation de la séquence T2 TSE FS triggée
- Choix de l'alternative

La première partie nous a prioritairement permis d'avoir accès aux données identifiant le patient et ainsi aux images de son examen. Elle nous a également aiguillées sur l'état du patient, l'indication à l'examen et les éventuels problèmes de communication et/ou de prise en charge rencontrés par les TRM. Ces points ont facilité la sélection des cas pathologiques par le biais des indications, mais surtout permis d'écarter, à posteriori, les examens qui auraient pu être influencés par un problème de compréhension et/ou de communication du patient ou alors lorsque celui-ci présentait un état général

pouvant dégrader la qualité de l'examen. Nous ne sommes effectivement pas en mesure de savoir si cela a une réelle influence au niveau de la qualité d'image. Dès lors, nous avons décidé de les exclure afin de ne pas avoir de biais quant à notre analyse.

La seconde aborde la raison de ces artéfacts de mouvements respiratoires présents sur la T2 TSE FS triggée. Nous nous sommes intéressées à trouver une explication à ces artéfacts. Est-ce réellement dû à la respiration irrégulière du patient ? Ou y aurait-il d'autres motifs ? C'est pourquoi nous avons non seulement demandé si le TRM avait une explication mais également le mode de l'écho navigateur (automatique ou manuel) utilisé. Le but premier était de ne garder que les examens réalisés avec l'écho navigateur « Phase Scout » automatique afin d'unifier notre étude, mais aussi parce que nous avons compris qu'il était majoritairement utilisé. Après la fin de notre récolte, il s'est avéré que les deux modes automatique et manuel étaient utilisés à peu près à parts égales. Il n'était pas envisageable pour nous d'exclure la moitié des examens réalisés et encore moins de ne pas prendre en compte cette différence d'utilisation. Nous avons donc décidé d'analyser si le choix de cet écho navigateur pouvait influencer la qualité d'image en termes d'artéfacts. Etant donné que nous n'avions pas demandé spécifiquement quel type d'écho navigateur était utilisé en mode manuel (« Phase Scout » ou « Liver Dome Scout »), cette information a été récupérée à posteriori. Pour ce faire, nous avons pu compter sur l'aide précieuse de Mme Chantal Rohner, qui a eu la gentillesse de reprendre sur la console d'acquisition chaque examen réalisé en mode manuel, afin de différencier l'écho navigateur utilisé.

La dernière partie traite de l'alternative choisie par le TRM en cas d'artéfacts de mouvements respiratoires trop importants sur la T2 TSE FS triggée et nécessitant une séquence supplémentaire. Nous avons proposé plusieurs alternatives, décrites ci-dessous, et demandé la raison de ce choix car nous souhaitions comprendre sur quelles bases le TRM décide de son alternative.

### 3.1.1 Paramètres d'acquisition de la T2 TSE FS triggée

Les paramètres techniques par défaut présents lors de l'ouverture de la séquence T2 TSE FS triggée par le TRM sont énoncés dans le tableau ci-dessous (tableau 1).

Tableau 1: Présentation des paramètres techniques par défaut de la T2 TSE FS triggée

TR [ms]	TE [ms]	NEX	ETL	FOV (Phase x Fréquence)	Matrice (P x F)	Sens Np
2200	70	2	18	362x400	294x448	AP
Nombre de coupes	Epaisseur de coupe [mm]	GAP [mm]	Echo navigateur utilisé	Type de saturation de graisse	Angle de bascule [°]	TA [min]
36	5	1	Phase Scout automatique	SPAIR	160	03:04

Elle a été préprogrammée ainsi sur la console et correspond à l'acquisition d'un foie standard. Le TRM peut modifier certains paramètres comme le nombre de coupes, le Field of View (FOV) ou l'épaisseur de coupe afin de s'adapter à la taille du foie mais aussi en vue d'obtenir un temps d'acquisition acceptable. Il peut également intervenir sur chacun des autres paramètres afin d'optimiser l'examen, tout en ayant conscience que tous influencent la qualité d'image. Concernant la matrice, celle-ci n'est pas acquise à 100%. Comme mentionné dans la partie 2.1.2, les propriétés en « miroir » du plan de Fourier sont utilisées afin d'en acquérir qu'une partie, ce qui permet ainsi un gain de temps lors de l'acquisition des données de cette séquence triggée.

Toutes les séquences ont été réalisées avec une ou deux antennes « Body Flex 18 », selon la grandeur du patient. Il s'agit d'une antenne réceptrice composée de 18 canaux, ajustés en réseau phasé. Ces séquences ont également été acquises avec un facteur de deux provenant de l'imagerie parallèle de type « GRAPPA », technique utilisant la sensibilité des antennes de surface. En effet, en connaissant leur profil de sensibilité, il est possible d'acquérir moins de lignes du plan de Fourier et par conséquent de réduire le temps d'acquisition en reconstruisant les lignes manquantes. Cette méthode permet de diminuer les artéfacts de mouvement respiratoires en réduisant le temps nécessaires à l'examen. La contrepartie est la perte de rapport signal sur bruit, néanmoins compensée par le gain en SNR du champ à 3T. A l'inverse, il est également possible d'utiliser l'imagerie parallèle pour augmenter le SNR, tout en gardant le même temps d'acquisition.

Pour ce qui est de la saturation de la graisse, toutes nos séquences ont été réalisées avec une saturation de type « SPAIR ». Tout comme la saturation de graisse spectrale « basique » de type FatSat, cette technique permet une suppression du signal de la graisse par destruction de son aimantation longitudinale. Elle repose sur la différence de fréquence de résonance entre les protons de l'eau et de la graisse. En connaissant cet écart, il est possible d'incorporer une impulsion sélective centrée exactement sur le pic de résonance de la graisse afin d'en saturer le signal. Ce qui distingue le type SPAIR du FatSat, c'est que cette dernière utilise une impulsion sélective de  $90^\circ$ , alors qu'elle est de  $180^\circ$  pour la SPAIR. Il s'agit effectivement d'une alternative utilisant une impulsion d'inversion adiabatique, un type d'impulsions de radiofréquences spéciales capable de modifier avec précision l'aimantation longitudinale et transverse malgré le manque d'uniformité du champ  $B_1$ . Ceci la rend plus robuste comparée à de la saturation de graisse simple car même si elle reste un peu sensible aux inhomogénéités du champ magnétique principal  $B_0$ , elle devient insensible aux inhomogénéités du champ de radiofréquence  $B_1$ , servant à l'excitation des spins présents au sein de ce champ.

Ces deux dernières caractéristiques, autrement dit l'utilisation de l'imagerie parallèle ainsi que le type de saturation de graisse SPAIR, ont également été appliquées pour l'acquisition des diverses alternatives réalisées dans le cadre de cette étude.

### **3.1.2 Détermination des alternatives à proposer aux TRM**

Trois séquences ont été retenues et proposées aux TRM pour remplacer une T2 TSE FS triggée trop artéfactée. Il s'agit de la séquence T2 TSE FS en apnée, de la séquence HASTE FS en apnée et de la séquence BLADE FS triggée. Nous les avons choisies sur la base des caractéristiques propres à chacune analysées dans notre recherche documentaire, mais également selon les avis de la radiologue et de la cheffe TRM afin d'intégrer la pratique actuelle du service. Elles possèdent au final toutes, d'une manière ou d'une autre, différents moyens existants à la réduction des artéfacts de mouvements respiratoires, tous décrits à la section 2.1.

La T2 TSE FS en apnée a été prise en vue de garder la même séquence mais en changeant uniquement le mode respiratoire afin d'analyser son impact quant à la réduction des artéfacts de mouvements respiratoires. La séquence HASTE FS utilise quant à elle du single-shot, un mode d'acquisition très rapide remplissant l'entier des pas de codage de phase en un seul TR. Ceci ne devrait techniquement pas engendrer d'artéfacts de mouvements respiratoires. L'intérêt de tester cette séquence serait de voir si, malgré une diminution du contraste, elle serait tout de même envisageable avec l'utilisation de coupes plus fines. De plus, nous voulons la tester avec une saturation de graisse. Celle-ci a son intérêt dans la visualisation du parenchyme hépatique et des lésions focales, qui se trouvent tous les deux améliorés lors de l'utilisation d'une saturation de graisse. La dernière est la BLADE FS triggée, séquence reposant sur un codage radial du plan de Fourier, méthode spécifique à la réduction des artéfacts de mouvements.

## **3.2 Méthode d'analyse qualitative des images**

L'analyse de la qualité d'image a été faite par la Dre Sabine Schmidt Kobbe, radiologue responsable de l'imagerie abdominale au CHUV. Une grille d'évaluation contenant nos différents critères de jugement a été élaborée, discutée et approuvée avec elle [annexe III]. Les critères nécessaires à l'analyse de nos images ont tous été notés sur une échelle croissante allant de 1 à 5 vers une amélioration de la qualité d'image.

Cette analyse s'est basée sur 10 séquences de chacune des trois alternatives proposées, auxquelles nous avons ajouté 10 T2 TSE FS triggées, ce qui nous donne 40 séquences analysées à l'aide de cette grille. Ces 40 séquences ont toutes été numérotées de 1 à 40 aléatoirement et dans le désordre, puis gravées sur un CD contenant uniquement la séquence anonymisée. L'analyse s'est faite à l'aveugle et sur une courte période (2 semaines) afin d'éviter un changement au niveau des critères de lecture de la part de la radiologue. En effet, un délai trop important entre la visualisation des différents cas aurait pu faire augmenter le risque de subjectivité.

### **3.2.1 Détermination des alternatives à inclure dans l'analyse qualitative**

Cette étape a été faite et adaptée suite à la récolte des données afin d'inclure un nombre de séquences faisable en termes de quantité de séquences réalisées en amont, mais aussi en termes de temps nécessaire à l'analyse de la qualité des images par la radiologue. Un accord pour 10 séquences de chaque alternative a été trouvé.

Une sélection des alternatives à inclure dans l'analyse a dû être faite lorsque plus de 10 alternatives avait été réalisées, ce qui concerne la T2 TSE FS en apnée et la séquence HASTE FS. Le seul critère que nous avons décidé de retenir pour l'inclusion est la présence de lésions car notre analyse d'image comporte un critère jugeant la capacité de détection des lésions. Nous avons tenté d'insérer au mieux ce type d'examen dans le choix de nos cas. Nous avons tout d'abord pris en compte l'indication décrite sur le questionnaire puis nous nous sommes référées au rapport radiologique dans le cas où aucune information en rapport avec la présence de lésions n'était mentionnée. Dans les deux cas nous n'arrivions pas à un total de 10 et l'échantillon a donc été complété totalement aléatoirement par des examens « non pathologiques ».

La sélection des 10 séquences T2 TSE FS triggées s'est faite sur la base de l'échantillon entier d'examen récoltés. Néanmoins, nous avons décidé d'ôter ceux ayant nécessité la réalisation d'une alternative pour cause de T2 TSE FS triggées de mauvaise qualité. Le but de cette manœuvre était avant tout de ne pas avoir d'analyses péjorées par trop d'artefacts et la rendant ainsi très compliquée, voire impossible, alors que l'objectif est quand même de pouvoir juger cette qualité d'image. Cette fois-ci, nous avons tiré au sort une à une chaque séquence en regardant qu'elle soit pathologique (même système de l'indication puis du rapport radiologique), jusqu'à obtenir 10 séquences.

### **3.3 Enjeux éthiques**

Une demande auprès de la commission d'éthique du CHUV a été faite selon les normes en vigueur. Nous avons reçu l'accord pour récupérer les images du patient à posteriori, sans requérir son consentement. Les images ont été anonymisées et seront détruites à la fin du travail. Aucun renseignement autre que mentionné n'a été récolté. De plus, nous considérons que tout TRM ayant rempli notre questionnaire était d'accord de participer, sachant que ce dernier était anonyme et qu'en aucun cas il nous était possible de remonter à l'identité du TRM. En cas de refus de participer de la part du TRM, celui-ci ne remplissait simplement pas le questionnaire. Notre travail intègre l'analyse d'images acquises avec la collaboration du CHUV, notamment de la cheffe de l'IRM, Mme Chantal Rohner, ainsi que de la Dre Sabine Schmidt Kobbe, radiologue responsable de l'IRM abdominale dans ce centre. Toutes les deux ont donné leur accord pour intégrer votre projet.

## **4 RESULTATS**

Un total de 154 questionnaires nous a été retourné à la fin de la période de collecte. 134 ont été inclus dans notre recherche. En effet, nous avons dû en exclure 20 rétrospectivement, pour diverses raisons allant du manque d'informations sur le déroulement de l'examen jusqu'au problème de communication. Plus précisément : quatre n'étaient pas complets et quatre autres ont été considérés comme incomplets car la partie concernant la T2 TSE FS triggée était remplie mais la séquence introuvable. Ne sachant pas ce qui s'était passé (problème technique et/ou arrêt de la séquence) et sans aucune explication ou remarque transmise de la part du TRM, nous avons décidé de les exclure afin qu'ils n'aient pas d'influence sur notre étude. Un examen a été stoppé en cours de route suite à un problème avec le patient et un autre a été réalisé alors que le patient était sous Dormicum®, calmant provoquant une légère sédation et pouvant peut-être agir sur la qualité d'image engendrée. Pour finir, nous avons également exclus 10 cas où le TRM avait rencontré des difficultés de communication avec le patient (langue étrangère, personne âgée, personne alcoolisée) pouvant perturber la compréhension de l'examen et par conséquent la réalisation de la séquence triggée.

Le service d'IRM du CHUV prévoit, par semaine, 45 plages horaires ambulatoires pour tous les examens abdominaux, sans compter les patients hospitalisés, qui sont entre 5 et 10. A l'intérieur de cette fourchette, nous estimons que 30-35 englobent une indication hépatique ou pancréatique. Notre récolte s'est déroulée sur 12 semaines, avec 144 questionnaires rendus à la fin de celle-ci. N'ayant pas eu de séquences BLADE réalisées en tant qu'alternative, nous avons demandé aux TRM du CHUV de réaliser dix BLADE triggées lorsqu'ils avaient le temps de les faire, ce qui a prolongé notre récolte de trois semaines. Pour la période des 12 semaines, nous obtenons finalement un taux de réponse à nos questionnaires de 35-40% environ. Le manque de temps et le stress du planning sont probablement une cause de ce faible taux, qui n'est par ailleurs qu'une grossière estimation.

### **4.1 Analyse des questionnaires**

Les 134 questionnaires inclus signifient que 134 patients adultes (80 hommes, 54 femmes ; de 19 à 88 ans ; moyenne d'âge de  $58.8 \pm 13.5$  ans) ont effectué une IRM hépatique et/ou pancréatique durant cette période. Concernant l'analyse statistique, tous les tests statistiques effectués dans cette partie ont été réalisés à l'aide du programme XLSTAT et avec un intervalle de confiance à 95%.

#### 4.1.1 Proportion de séquences T2 TSE FS triggées artéfactées

Afin d'avoir un aperçu de la fréquence d'apparition de ces artéfacts de mouvements respiratoires, nous avons toutes les deux et en parallèle évalué toutes les séquences T2 TSE FS triggées (n = 132 : une séquence n'a pas été réalisée par faute de temps et une autre a rencontré un problème de réalisation et n'a pas donné de résultat imagé). L'analyse s'est faite sur la base d'une échelle de 1 à 5 et a touché uniquement les artéfacts de mouvements respiratoires présents sur la séquence (1 = sévères, 2 = considérables, 3 = acceptables, 4 = faibles, 5 = absents). Un arrangement était trouvé lorsqu'un désaccord concernant la note attribuée survenait.

12,1% des séquences (n = 16) sont apparues comme sévèrement artéfactées, 18,9% (n = 25) l'étaient considérablement, 31,8% (n = 42) étaient « acceptables », 31,1% (n = 41) n'étaient que faiblement artéfactées et finalement, seules 6,1% (n = 8) des séquences ne contenaient pas d'artéfacts. Le score moyen obtenu sur les 132 séquences était de  $2.95 \pm 1.16$ .

Nous nous sommes également intéressées aux séquences qui ont dû être refaites pour cause d'artéfacts de mouvements respiratoires bien trop conséquents : 87,5% (n = 14) des séquences ayant des artéfacts « sévères » ont été refaites, 28% (n = 7) ont été réitérées lorsque ceux-ci étaient « considérables » et 7% (n = 3) lorsque les artéfacts étaient considérées comme « acceptables » (figure 10).

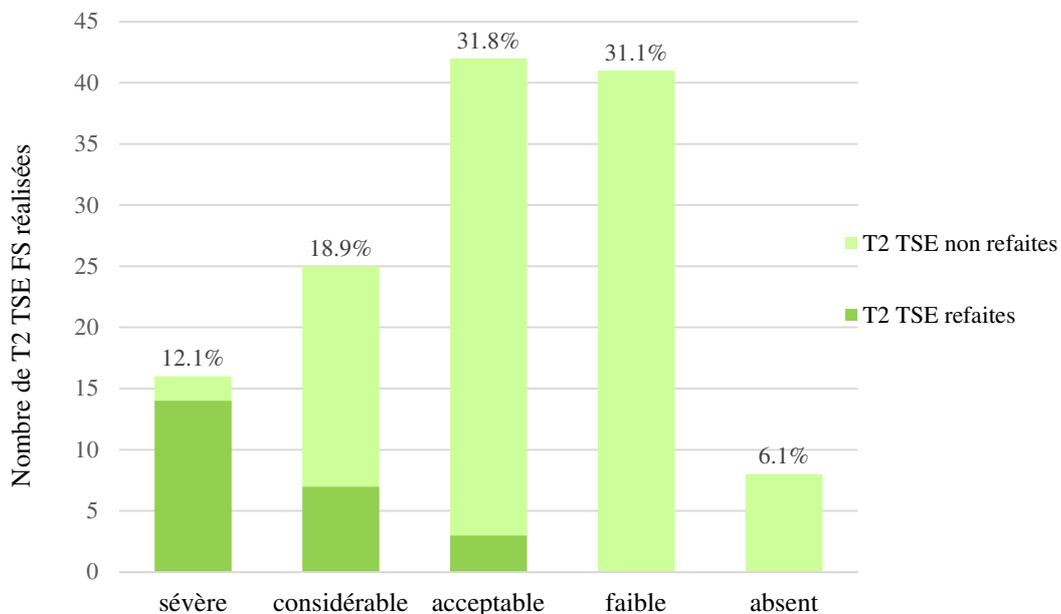


Figure 10: Représentation des proportions de séquences T2 TSE FS triggées selon les artéfacts de mouvements respiratoires présents sur l'image. Mise en évidence en vert foncé des séquences refaites à cause d'artéfacts de mouvements respiratoires trop gênant pour le diagnostic.

#### 4.1.2 Raisons évoquées pour expliquer la présence d'artéfacts

Lorsque le TRM jugeait que la séquence présentait des artéfacts de mouvements respiratoires, nous lui avons demandé s'il avait une explication à leur présence en prenant en compte l'examen dans sa globalité et l'état du patient. 60 examens sont ainsi concernés par la question « Avez-vous une explication à la présence de ces artéfacts ? ». Les TRM n'ont pas donné de réponses dans 50% (n = 30) des cas. Pour 17% (n = 10) des examens, c'est l'endormissement du patient qui a été cité comme la cause de ces artéfacts, alors que 15% (n = 9) ont été péjorés par l'irrégularité ou la difficulté respiratoire du patient. Dans 10% (n = 6) des cas, il s'agit de réponses diverse tels que : l'obésité, une forte toux ou des problèmes techniques. Enfin, pour 8% (n = 5) des séquences de mauvaise qualité, les TRM n'ont pas d'explications à ces artéfacts de mouvements respiratoires (figure 11).

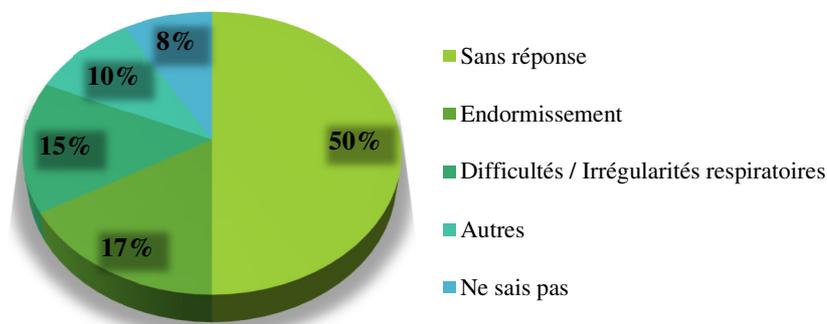


Figure 11: Diagramme représentant la répartition des raisons évoquées par les TRM pour expliquer la présence d'artéfacts de mouvements respiratoires sur la séquence T2 TSE FS triggée.

#### 4.1.3 Proportion d'artéfacts selon l'écho navigateur utilisé

Suite à ces raisons évoquées, nous avons décidé d'approfondir la question en tentant de savoir si l'écho navigateur utilisé pouvait avoir une influence sur la qualité d'image engendrée, à nouveau en analysant l'importance des artéfacts de mouvements respiratoires présents sur l'image. Comme décrit au point 2.1.4, l'écho navigateur utilisé par défaut est le « Phase Scout » en mode automatique. Néanmoins, le TRM a la possibilité de passer en mode manuel, c'est-à-dire qu'il place lui-même le boîtier. Dans ce cas, il peut utiliser un écho navigateur de type « Phase Scout » ou « Liver Dome Scout ».

La figure 12 montre la répartition des échos navigateurs utilisés pour notre étude. 48% (n = 63) étaient de type « Phase Scout » automatique et 20% (n = 27) du même type mais en mode manuel. Quant au « Liver Dome Scout » manuel, il représente 32% (n = 42) des séquences utilisées.

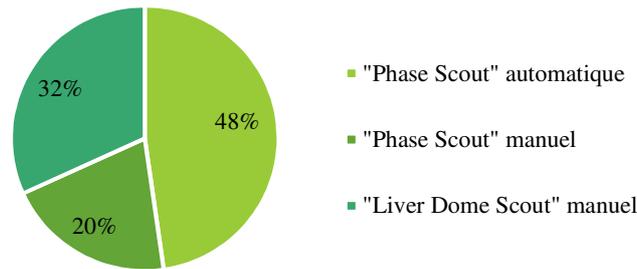


Figure 12: Diagramme démontrant la distribution des différents échos navigateurs utilisés pour acquérir la T2 TSE FS triggée

- **« Phase Scout »**

Lors de l'utilisation du « Phase Scout » en mode automatique (n = 63), 14.3% (n = 9) des séquences ont été classées comme sévèrement artéfactées, 20.6% (n = 13) comme considérablement artéfactées, 34.9% (n = 22) étaient « acceptables », 27% (n = 17) faiblement artéfactées et 3.2% (n = 2) n'ont présenté aucun artéfact de mouvements respiratoires. Quant au mode manuel de ce même type d'écho navigateur (n = 27), 7.4% (n = 2) des T2 TSE FS triggées se sont retrouvées avec de sévères artéfacts, 33.3% (n = 9) avaient des artéfacts jugés comme « considérables », alors que 37% (n = 10) étaient « acceptables » et 22.2% (n = 6) faiblement artéfactées. Aucune séquence ne présentait d'absence d'artéfacts (figure 13). Concernant le placement du boîtier par le TRM, dans 93% des cas (n = 25), il a été placé sur le dôme du foie. Les 3% restant concernent un positionnement qui ne nous a pas été précisé et un autre a été placé dans le parenchyme hépatique. Ce dernier a donné une qualité d'image jugée « acceptable » en termes d'artéfacts de mouvements respiratoires.

- **« Liver Dome Scout »**

Pour ce qui est de la présence d'artéfacts de mouvements respiratoires lors de l'utilisation de l'écho navigateur de type « Liver Dome Scout » en mode manuel (n = 42), 11.9% (n = 5) des images ont présenté un niveau d'artéfacts « sévère », 7.1% (n = 3) un niveau jugé « considérable » et 23.8% (n = 10) « acceptable ». Pour 42.9% (n = 18), ce niveau était « faible » et pour finir, 14.3% (n = 6) des images n'étaient pas artéfactées (figure 13). Tous ont été placés sur le dôme hépatique.

A l'aide de différents tests statistiques, nous avons ensuite analysé de plus près ces données afin d'examiner l'efficacité d'un mode et/ou d'un type vis-à-vis de l'autre. Concernant l'utilisation du mode manuel ou automatique, sur un total de 132 cas, 48% (n = 63) étaient en mode automatique contre 52% (n = 69) en mode manuel. Leur score moyen était respectivement de 2.84 pour l'automatique  $\pm$  1.08 et de 3.15  $\pm$  1.13 pour le manuel. Cette supériorité dans l'utilisation du mode manuel n'était tout juste pas significative (Test Z ; p = 0.057). C'est ce dernier résultat qui nous a alors données l'envie de différencier le type d'écho navigateur utilisé en mode manuel de manière à obtenir des données approfondies et plus significatives, présentées à la suite de la figure 13.

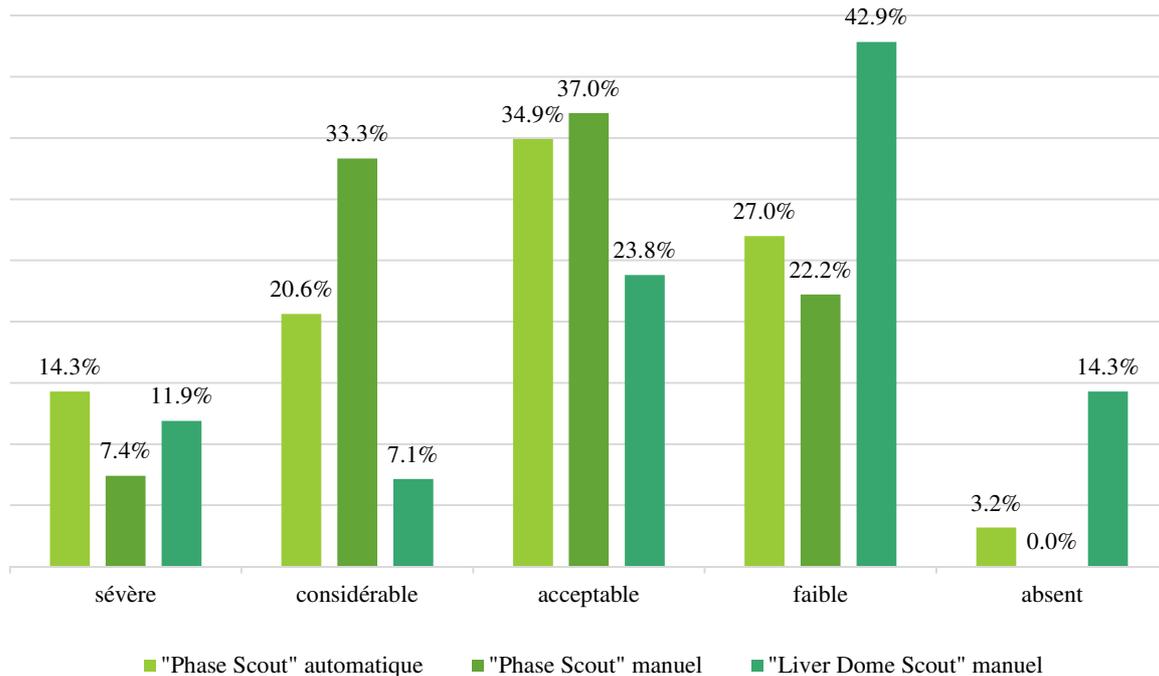


Figure 13: Graphique représentant la proportion des trois différents échos navigateurs utilisés selon l'importance des artéfacts présents sur la séquence T2 TSE FS triggée pour chacun d'eux

- **« Phase Scout » vs « Liver Dome Scout »**

Si on se penche sur le type d'écho navigateur utilisé, autrement dit le « Phase Scout » ou le « Liver Dome Scout », nous trouvons un score moyen de  $2.81 \pm 1.03$  pour le premier, utilisé à 68,2% (n = 90) et de  $3.4 \pm 1.19$  pour le second, choisi pour 31,8% des cas (n = 42). Le résultat est une diminution des artéfacts de mouvements respiratoires lors de l'utilisation du type « Liver Dome Scout » par rapport au « Phase Scout » (Test Z ; p = 0.003).

- **Mode manuel « Phase Scout » vs manuel « Liver Dome Scout »**

Lorsqu'on se plonge uniquement dans la catégorie des échos navigateurs utilisés en mode manuel, on recense 39.1% (n = 27) de « Phase scout » contre 60.9% (n = 42) de « Liver Dome Scout ». Le premier nous donne un score moyen de  $2.74 \pm 0.9$  et le second  $3.4 \pm 1.19$ . Une réduction significative des artéfacts de mouvements respiratoires a été mesurée sur les images acquises avec le type « Liver Dome Scout » face au « Phase Scout » (Test T ; p = 0.008).

- **« Phase Scout » automatique vs manuel**

Nous avons également comparé la différence de qualité d'image entre les modes automatiques et manuels des échos navigateurs de type « Phase scout ». Au niveau du score moyen, nous avons obtenu respectivement  $2.84 \pm 1.08$  en automatique et  $2.74 \pm 0.9$  en manuel. Le premier a été utilisé pour 70% des cas (n = 63), alors que le second dans 30% des cas (n = 27). L'utilisation de l'un ou de l'autre n'aurait pas d'influence sur la qualité d'image, la différence entre les scores n'étant pas significative.

#### 4.1.4 Raisons évoquées pour expliquer le choix de l'alternative

Le but était cette fois-ci de comprendre pourquoi le TRM choisissait une alternative proposée plutôt qu'une autre. 28 séquences ont été réalisées en tant qu'alternative : 17 T2 TSE FS en apnée et 11 HASTE FS. Comme décrit précédemment, suite à ce résultat nous avons directement réagi en demandant au service de réaliser 10 BLADE FS triggées afin d'avoir ce type de séquences pour notre analyse. Pour ces cas, la raison était donc simplement que nous l'avions demandé. Le nombre total d'alternatives s'élève donc à 38.

La figure 14 montre que la T2 TSE FS en apnée a été réalisée dans 35% des cas ( $n = 6$ ) par habitude, pour 18% des cas ( $n = 3$ ) il s'agissait de sa rapidité et de même, à 18% pour son efficacité. Une séquence a été faite en tant que test. A noter que pour 23% des cas ( $n = 4$ ), aucune raison ne nous a été donnée. La HASTE a quant à elle été faite pour 46% des cas ( $n = 5$ ) par habitude et a été choisie pour sa rapidité à 27% ( $n = 3$ ). Dans 18% des cas ( $n = 2$ ), la raison était un mélange de rapidité et d'habitude. Enfin, elle a été réalisée en test à une reprise également (figure 15).

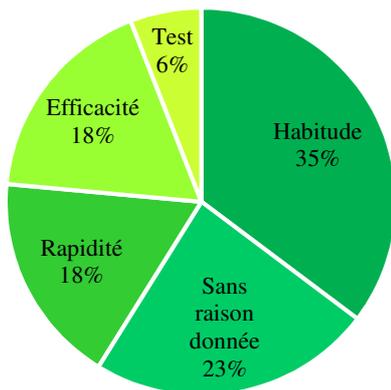


Figure 14: Diagramme représentant les raisons évoquées par les TRM pour le choix de la séquence T2 TSE FS en apnée en tant qu'alternative

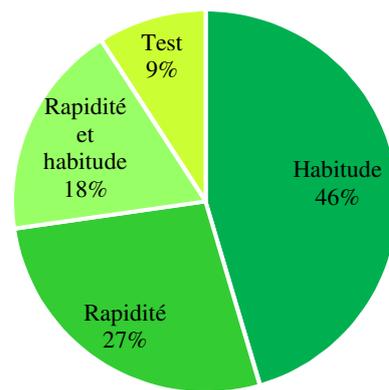


Figure 15: Diagramme représentant les raisons évoquées par les TRM pour le choix de la séquence HASTE FS en tant qu'alternative

## 4.2 Comparaison entre la T2 TSE FS triggée et l'alternative réalisée

Nous avons recherché si l'alternative réalisée permettait une amélioration significative de la qualité d'image en ce qui concerne les artéfacts de mouvements respiratoires. Cette partie inclut donc 3 échantillons (les 3 alternatives réalisées) ayant chacun une T2 TSE FS triggée faite en amont ( $n = 10$  pour la BLADE ;  $n = 10$  pour la T2 TSE FS en apnée ;  $n = 9$  pour la HASTE : une T2 TSE FS triggée n'avait pas été faite car faute de temps, le TRM avait directement réalisé l'alternative). La comparaison s'est faite à l'aide d'un test T de comparaison de deux moyennes d'échantillons appariés. Nous avons trouvé une diminution des artéfacts de mouvements par rapport à la T2 TSE FS triggée significative pour la séquence HASTE ( $p < 0.0001$ ) ainsi que pour la T2 TSE FS en apnée ( $p < 0.0001$ ) (tableau 2).

Ce résultat est à interpréter avec délicatesse car le score moyen de la T2 TSE FS triggée réalisée en amont est bien plus élevé pour la BLADE que pour les deux autres alternatives. Il s'explique par le fait que la BLADE a été réalisée à notre demande durant la période de prolongement de l'étude, dès que le TRM avait le temps pour l'acquérir et non uniquement lorsque que la T2 TSE FS triggée était trop péjorée, comme ce fut le cas pour la T2 TSE FS en apnée et la séquence HASTE FS. Ceci amène à un résultat légèrement faussé à prendre en considération.

*Tableau 2: Scores moyens obtenus concernant les artéfacts de mouvements respiratoires mesurés sur les séquences T2 TSE FS triggée et leur alternative respective*

Alternative réalisée	Score pour la T2 TSE FS triggée réalisée en amont	Score pour l'alternative choisie
<b>HASTE</b>	1.56 ± 1.01	4,67 ± 0.71
<b>T2 TSE Apnée</b>	1.5 ± 0.71	2.9 ± 0.74
<b>BLADE</b>	2.8 ± 1.23	2.5 ± 1.27

### 4.3 Analyse qualitative des alternatives

Comme décrit au point 3.2, 40 séquences comprenant 10 de chacune des alternatives ainsi que 10 T2 TSE FS triggées ont été analysées par la Dre Schmidt Kobbe. Leur évaluation s'est faite sur la base de notre grille de critères de qualité d'image [annexe III]. Afin d'avoir une représentation de la manière dont a été jugé chaque critère, des exemples illustrant l'analyse en fonction de notre échelle de classification se trouvent à l'annexe IV. Finalement, nous avons regroupé tous les scores obtenus dans un tableau se trouvant à l'annexe V. Pas tous les critères n'ont fait l'objet d'une analyse statistique car nous nous sommes focalisées sur certains points jugés primordiaux tels que les mouvements respiratoires, la netteté des contours du foie et des voies biliaires, la visibilité des lésions, la qualité globale de l'image ainsi que la confiance diagnostique. En ce qui concerne les autres critères d'évaluation, ils ne seront cités qu'en cas de nécessité. Dans les prochains paragraphes, nous avons à chaque fois mis en avant les scores moyens obtenus par catégories à l'aide d'un tableau.

Concernant les statistiques, c'est le test T de comparaison de deux moyennes d'échantillons indépendants qui a été réalisé. Pour cela, nous avons comparé le score moyen de chacune des quatre séquences selon le critère choisi avec celui des trois autres. A chaque fois, un test bilatéral permettant de voir si la différence entre les deux scores était significative était réalisé en premier, suivi d'un test unilatéral afin de savoir si l'amélioration était également significative. Notre échantillon est composé de 10 séquences pour chacun des tests, sauf exception mentionnée.

### 4.3.1 Artéfacts

En ce qui concerne le critère d'analyse des artéfacts, il est vrai que l'image peut être péjorée par différents mécanismes (mouvements respiratoires, vasculaires ou encore péristaltiques). Toutefois, nous nous sommes uniquement orientées vers une analyse statistique des artéfacts de mouvements respiratoires, puisqu'ils concernent notre problématique. Au final, on trouve une diminution des artéfacts de mouvements respiratoires significative pour la séquence HASTE par rapport à la BLADE ( $p < 0.0001$ ), à la T2 TSE en apnée ( $p < 0.0001$ ), et à la T2 TSE triggée ( $p < 0.0003$ ) (tableau 3).

Tableau 3: Scores moyens obtenus par alternative au sujet des différents artéfacts

	T2 TSE Triggée	T2 TSE Apnée	HASTE	BLADE
Mouvements respiratoires	2.9 ± 1.1	2.9 ± 0.74	4.6 ± 0.7	2.5 ± 1.27
Mouvements péristaltiques	3.4 ± 0.97	3.4 ± 0.84	4.5 ± 0.71	3.3 ± 1.16
Pulsations vasculaires	3.5 ± 0.85	2.9 ± 0.88	4.1 ± 1.29	3.9 ± 0.99

### 4.3.2 Netteté des contours anatomiques

La netteté des contours du foie, de la vésicule biliaire et des voies biliaires (intra et extra hépatiques) a également été analysée par la radiologue, à nouveau sur une échelle de 1 à 5 (1 = inacceptable, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente). Nous avons privilégié l'analyse statistique de la netteté des contours du foie et des voies biliaires car ce sont des indications propres à réaliser une IRM hépatique.

Pour le foie, la T2 TSE triggée est significativement supérieure à la BLADE ( $p = 0.049$ ) et à la T2 TSE en apnée ( $p = 0.024$ ). Notons que la différence entre les scores concernant la netteté du contour du foie n'était pas significative entre la T2 TSE triggée et la BLADE ( $p = 0.098$ ).

Au sujet des voies biliaires, nous avons fait une moyenne entre les résultats des voies intra et extra hépatiques, tous les deux étant quasiment égaux. La séquence HASTE montre un score significativement supérieur par rapport à la BLADE ( $p < 0.0001$ ), à la T2 TSE en apnée ( $p = 0.0001$ ) et à la T2 TSE triggée ( $p = 0.001$ ). De plus, la T2 TSE triggée possède une netteté des contours des voies biliaires significativement plus élevée que la BLADE ( $p = 0.001$ ) et que la T2 TSE en apnée ( $p = 0.001$ ) (tableau 4).

Tableau 4: Scores moyens obtenus pour la netteté des contours du foie et des voies biliaires

	<b>T2 TSE Triggée</b>	<b>T2 TSE Apnée</b>	<b>HASTE</b>	<b>BLADE</b>
<b>Foie</b>	3.8 ± 0.63	3.2 ± 0.63	3.6 ± 0.52	3.1 ± 1.1
<b>Voies biliaires</b>	3.7 ± 0.82	2.95 ± 0.76	4.4 ± 0.6	2.8 ± 0.89

### 4.3.3 Démarcation des vaisseaux

Nous avons choisi d'intégrer un point sur la démarcation des vaisseaux intra hépatiques car lorsqu'il n'y a pas de lésions (ce qui est le cas pour certaines de nos alternatives réalisées), il permet de donner une idée quant à la visibilité que pourrait avoir d'éventuelles lésions. Dans certains cas, les vaisseaux étaient bien visibles, mais leurs contours n'étaient pas forcément très nets. Ce point a alors été évalué de la manière suivante : 1 = invisible (vaisseaux très flous), 2 = faible (uniquement veine porte visible), 3 = acceptable (branches principales visibles), 4 = bonne (petites branches visibles), 5 = excellente (vaisseaux périphériques visibles).

Les résultats sont les suivants : la T2 TSE triggée obtient un score moyen significativement supérieur à la HASTE ( $p < 0.0001$ ) et à la BLADE ( $p = 0.004$ ), alors que la T2 TSE en apnée est quant à elle significativement supérieure à la HASTE ( $p = 0.005$ ) (tableau 5).

Tableau 5: Score moyen pour la démarcation des vaisseaux intra hépatiques

	<b>T2 TSE Triggée</b>	<b>T2 TSE Apnée</b>	<b>HASTE</b>	<b>BLADE</b>
<b>Visibilité des vaisseaux intra hépatiques</b>	4.3 ± 0.48	3.9 ± 0.88	3 ± 0.47	3.4 ± 0.84

### 4.3.4 Visibilité des lésions

Cette catégorie a été divisée en deux groupes : les lésions solides et celles liquidiennes. Il se trouve que les cas de notre échantillon ne contenaient pas tous de lésions, ce qui rend nos statistiques peu fiables. Ainsi, le nombre d'examen présentant ce type de lésions a été spécifié à l'aide d'un (n) dans le tableau 6. Il s'agit d'un critère essentiel dans l'analyse d'un examen hépatique, c'est pourquoi nous l'avons gardé malgré ce manque de cas. De plus, plusieurs avaient une qualité d'image tellement pauvre qu'il était impossible de dire si des lésions étaient présentes. Dans ce cas de figure, la détectabilité a été notée comme « inacceptable » et comptabilisée dans le nombre de cas avec lésions. La visibilité des lésions a été jugée par la radiologue sur une échelle de 1 à 5 (1 = inacceptable, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente).

Pour la détectabilité des lésions liquidiennes, c'est la HASTE qui est significativement meilleure par rapport à la BLADE ( $p < 0.022$ ) et à la T2 TSE en apnée ( $p = 0.017$ ). En ce qui concerne les lésions solides, la T2 TSE FS triggée obtient un score moyen significativement supérieur à la HASTE ( $p = 0.0002$ ), à la T2 TSE en apnée ( $p = 0.0002$ ) mais aussi à la BLADE ( $p = 0.001$ ). Afin d'avoir un échantillon plus important, nous avons réalisé une analyse de toutes les lésions confondues. Dans ce cas, la T2 TSE triggée possède à nouveau un score supérieur à la BLADE ( $p = 0.0004$ ), à la T2 apnée ( $p = 0.001$ ) et à la HASTE ( $p = 0.031$ ). Notons que la différence entre les scores moyens de la T2 TSE triggée et la HASTE ( $p = 0.062$ ) n'était pas significative (tableau 6).

Tableau 6: Scores moyens obtenus pour les lésions solides, liquidiennes et toutes les lésions confondues

	<b>T2 TSE Triggée</b>	<b>T2 TSE Apnée</b>	<b>HASTE</b>	<b>BLADE</b>
<b>Lésions liquidiennes</b>	4 ± 1 (n=3)	3.2 ± 0.84 (n=5)	5 ± 0 (n=2)	3 ± 1 (n=5)
<b>Lésions solides</b>	4.17 ± 0.5 (n=9)	2 ± 1 (n=3)	2 ± 1.15 (n=4)	2.4 ± 1.14 (n=5)
<b>Toutes les lésions</b>	4.13 ± 0.61 (n=10)	2.75 ± 1.04 (n=7)	3 ± 1.79 (n=5)	2.7 ± 1.06 (n=9)

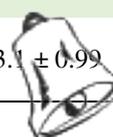
#### 4.3.5 Qualité globale de l'image et confiance diagnostique

Ces deux critères ont été prioritairement analysés selon la qualité du parenchyme hépatique et la possibilité de détecter des lésions focales. Ils ont leur importance car ils démontrent l'intérêt que la séquence pourrait avoir en pratique. La qualité globale a été évaluée selon les indicateurs suivants : 1 = inacceptable, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente alors que ceux de la confiance diagnostique se présentaient ainsi : 1 = aucune, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente.

En termes de résultats pour la qualité globale de l'image, la T2 TSE triggée obtient un score moyen significativement supérieur à la BLADE ( $p = 0.017$ ) et à la T2 TSE en apnée ( $p = 0.01$ ). Pour ce qui est de la confiance diagnostique, celle-ci est significativement améliorée en utilisant la séquence T2 TSE triggée par rapport à la T2 TSE en apnée ( $p = 0.005$ ), à la BLADE ( $p = 0.014$ ) et à la HASTE ( $p = 0.026$ ). Relevons le fait que la différence des scores entre la T2 TSE triggée et la HASTE n'était tout juste pas significative ( $p = 0.051$ ) (tableau 7).

Tableau 7: Scores moyens obtenus pour la qualité globale de l'image ainsi que pour la confiance diagnostique des alternatives

	<b>T2 TSE Triggée</b>	<b>T2 TSE Apnée</b>	<b>HASTE</b>	<b>BLADE</b>
<b>Qualité globale</b>	3.7 ± 0.67	2.9 ± 0.74	3.3 ± 0.95	2.8 ± 1.03
<b>Confiance diagnostique</b>	3.6 ± 0.6	3.1 ± 0.74	3.5 ± 0.81	3.1 ± 0.99



#### 4.4 Paramètres techniques des alternatives analysées

Les séquences analysées possèdent toutes des paramètres d'acquisition différents. Que ce soit le TR, le TE, le nombre d'excitations (NEX), l'épaisseur de coupe, le facteur turbo, la matrice, le FOV ou encore le temps d'acquisition. Ces divers critères influencent d'une manière ou d'une autre la qualité de l'image, c'est pourquoi nous avons choisi de les présenter ici. Ils seront repris dans la discussion en élaborant des liens entre la qualité d'image obtenue et les paramètres utilisés pouvant interagir et ainsi expliquer certains résultats. Dans l'idéal, il aurait fallu garder les mêmes paramètres d'acquisition afin de mieux les comparer, mais il n'a pas été possible de mettre en place ceci. Nous avons préféré ne pas interférer dans la pratique et laisser le TRM adapter sa séquence aux particularités du foie du patient. Des tableaux regroupant les paramètres d'acquisition par alternative se trouvent à l'annexe VI. Nous allons tout de même évoquer les plus importants dans les prochains paragraphes

Tout d'abord, la majorité des T2 TSE FS triggées ont été acquises avec les paramètres techniques suivants : une matrice de 294x448 mm, un FOV de 262x400 mm, une épaisseur de coupe de 5 mm et un facteur turbo de 18. A noter son nombre d'excitations de deux alors que les trois autres alternatives n'en possèdent qu'un seul. Cette même séquence, acquise en apnée, voit ses paramètres changer ainsi : une matrice de 240x320 mm, un FOV de 285x380 mm, une épaisseur de coupe de 5 mm et un ETL de 25. Quant à la séquence BLADE, elle possède une matrice de 256x256 mm, un FOV de 380x380 mm, une épaisseur de coupe de 5 mm et son facteur turbo est de 23. Et enfin, la séquence HASTE a été principalement acquise avec une matrice de 250x320 mm, un FOV de 312x400 mm, une épaisseur de coupe plus fine de l'ordre de 3 à 4 mm et un ETL de 122. A part pour la séquence BLADE, les FOV ont généralement été modifiés selon la taille du patient et certains sont alors légèrement différents. Cependant, la taille de la matrice était adaptée en conséquence et les tailles de pixels sont ainsi restées équivalentes au sein de la même séquence. De plus, l'épaisseur de coupe de certaines séquences variait de 0.5 à 1 mm.

Quant aux TR recensés, ils fluctuent fortement entre les séquences. En effet, le TR dépend du cycle respiratoire pour les séquences triggées et comme il est généralement long, le TR le sera également. Celui-ci était de 6'504 ms en moyenne pour la T2 TSE FS triggée contre 5'117 ms pour la BLADE. Pour les séquences en apnée, on retrouve un TR moyen de 3'366 ms pour la T2 TSE FS en apnée et de 1600 ms pour la séquence HASTE.

Il semble nécessaire de signaler que pour plusieurs alternatives, la matrice n'est acquise que partiellement afin d'augmenter la résolution temporelle. Dans ce cas, le nombre de pas de codage de phase ( $N_p$ ) diffère de celui de la matrice et le nombre de lignes restant est reconstruit. C'est le cas pour la T2 TSE FS triggée ainsi que pour la séquence HASTE.

Un autre point important concerne le sens du pas de codage de phase. Ce dernier a été acquis en antéro-postérieur (AP) pour toutes les séquences demandant un remplissage cartésien. La séquence BLADE utilise quant à elle un codage radial : chaque ligne du plan de Fourier passe par le centre de celui-ci. Le sens du pas de codage de phase n'est plus en AP mais en oblique ou dit « rotatoire », raison pour laquelle la case se référant au sens du pas de codage de phase est remplie par un « O ».

Enfin, le temps d'acquisition (TA) correspond au temps complet nécessaire à l'acquisition de la séquence. Pour les apnées, le temps de pause entre ces dernières est alors comptabilisé dans le temps d'acquisition. On retrouve donc un temps moyen de 1 minute 55 pour la T2 TSE FS en apnée et de 2 minutes 35 pour la séquence HASTE. Pour cette dernière, nous avons voulu gagner en résolution en l'acquérant avec une épaisseur de coupe plus fine, ce qui a nécessité plus de coupes et par conséquent plus d'apnées, d'où l'allongement du temps d'acquisition par rapport à la T2 TSE en apnée. Pour les séquences triggées, c'est sans surprise que leur temps d'acquisition moyen obtenu était bien plus important que celui des apnées, étant donné que celui-ci voit son TR asservi à la respiration du patient. Il était respectivement de 6 minutes 45 pour la T2 TSE FS triggée et de 5 minutes 23 pour la séquence BLADE.

## 5 DISCUSSION

Cette étude a été réalisée non seulement en tentant de comprendre pourquoi la séquence T2 TSE FS triggée pouvait engendrer des artéfacts de mouvements respiratoires, mais également en recherchant une séquence pouvant la remplacer. Notre discussion se divise ainsi en deux parties. La première concerne notre problématique des artéfacts de mouvements respiratoires, les possibles raisons de leurs apparitions ainsi que de l'impact du dispositif de synchronisation respiratoire sur ces artéfacts. Quant à la seconde, elle aborde notre analyse de qualité d'image. Cette discussion a été élaborée dans le but d'expliquer nos résultats et de les confronter avec la littérature pour finalement tenter de répondre au mieux à notre question de recherche qui est : « *Comment optimiser le protocole IRM hépatique lorsque la séquence T2 TSE FS triggée est péjorée par des artéfacts de mouvements respiratoires ?* ». Pour finir, nous avons exposé les différentes limites de notre travail ainsi que plusieurs perspectives.

### 5.1 Synthèse

Le score moyen de 2.95 obtenu pour les artéfacts de mouvements respiratoires présents sur les 132 séquences T2 TSE FS triggées montre que la qualité d'image n'est tout juste pas acceptable. En outre, il appuie la nécessité de trouver une solution à ce problème. Lorsqu'on se penche sur les séquences escomptées en pratique, autrement dit celles considérées comme faiblement ou pas artéfactées, on ne trouve que 37% des séquences (figure 10). Ce taux est extrêmement bas et reflète notre problématique ainsi que le risque constant de manquer des petites lésions. De plus, 31% des séquences T2 TSE FS triggées ont été jugées inacceptables. Dans cet échantillon, nous avons aussi remarqué qu'environ 90% des séquences sévèrement artéfactées étaient répétées. Toutefois, lorsqu'on passait à celles considérablement artéfactées, ce taux de répétition chutait à 28%. Ces chiffres induisent plusieurs hypothèses dont la plus probable est un manque de temps pour répéter cette séquence. Nous pensons également à une certaine banalisation, voire habitude de travailler avec ces artéfacts de la part des TRM et des radiologues, qui se contentent de ce résultat pour analyser l'examen avec les autres séquences réalisées, souvent bien moins artéfactées.

La fréquence d'apparition de ce type d'artéfacts est donc très élevée et semble indiquer que ceux-ci ne se manifestent pas uniquement lorsque le patient rencontre des difficultés à respirer régulièrement. Ce point a été confirmé par les réponses des TRM : seuls 15% des examens péjorés par des artéfacts de mouvements respiratoires semblaient l'être à la suite d'irrégularités respiratoires. Malheureusement, nous n'avons pas pu trouver l'origine de ces artéfacts car pour 58% des séquences, les TRM n'avaient pas d'explications ou n'ont pas répondu (figure 11).

- **Proportion d'artéfacts selon l'écho navigateur utilisé**

N'ayant pas pu déterminer la cause des artéfacts de mouvements respiratoires par le biais des TRM, nous avons alors décidé de rechercher si le dispositif de synchronisation respiratoire employé pour la T2 TSE FS triggée avait un impact sur la qualité d'image. Nos résultats montrent que l'utilisation du « Liver Dome Scout » en mode manuel provoque moins d'artéfacts de mouvements respiratoires que les deux autres possibilités (figure 13). En effet, 57% des séquences réalisées avec celui-ci ne sont pas ou faiblement artéfactées, alors que ce taux est respectivement de 30% pour le « Phase Scout » automatique et de 22% pour le « Phase Scout » manuel. Ce dernier donne d'ailleurs une proportion de séquences jugées inacceptables en pratique relativement haute de 40% environ. Nous supposons que cette proportion élevée résulte d'un mauvais placement de l'écho navigateur. En effet, selon le manuel d'utilisation Siemens, le boîtier du type « Phase Scout » manuel devrait se placer à l'intérieur du parenchyme hépatique. Or, nous avons pu remarquer lors de notre étude que dans 93% des cas, il a été installé sur le dôme hépatique. Par conséquent, nous pensons que cette catégorie pourrait être considérablement améliorée avec un positionnement adéquat de l'écho navigateur.

Même s'il est utilisé majoritairement, le « Phase Scout » automatique donne un score moyen de 2.84 pour ce qui est des artéfacts de mouvements respiratoires, score légèrement plus bas que l'acceptable. N'ayant pas eu la possibilité de connaître son placement au sein du bloc de coupes, nous étions dans l'incapacité d'affirmer si ce résultat était dû à un mauvais positionnement ou à une différence dans sa propre technique d'acquisition comparée à celle du « Liver Dome Scout ». Le « Phase Scout » automatique est malgré tout préférable au « Phase Scout » manuel mais tous les deux se trouvent derrière le « Liver Dome Scout » manuel. Etant donné que ce dernier n'a été utilisé que pour 32% des séquences, son utilisation à plus grande échelle pourrait probablement faire augmenter la proportion de T2 TSE FS triggées contenant pas ou peu d'artéfacts de mouvements respiratoires.

Toutefois, il nous a été rapporté que le « Liver Dome Scout » pouvait de temps en temps présenter des difficultés à suivre le mouvement diaphragmatique du patient. Lors de très fortes irrégularités respiratoires, l'écho navigateur essaye de suivre la courbe respiratoire mais sans réel succès. Ceci provoque un allongement du temps de la séquence au fur et à mesure de l'avancée de celle-ci. En effet, pour les séquences triggées, le temps d'acquisition est dépendant du TR, qui est lui-même asservi au cycle respiratoire du patient. L'acquisition devenant bien trop longue, le TRM se voit alors dans l'obligation d'arrêter la séquence. Malgré ce dernier point, nos résultats nous permettent de suggérer la mise en place d'une séquence T2 TSE FS triggée utilisant un écho navigateur de type « Liver Dome Scout » manuel au sein du protocole actuel.

- **Artéfacts de mouvements**

Lorsque le patient rencontre des difficultés à respirer de manière régulière ou qu'il s'endort, il est alors logique de recourir à une séquence en apnée. Ce sont effectivement celles-ci qui ont été choisies par les TRM comme alternative à une séquence T2 TSE FS triggée bien trop péjorée par des artéfacts de mouvements respiratoires. Une autre raison qui peut être avancée est leur rapidité. Elle a d'ailleurs été évoquée par les TRM pour chacune des séquences en apnée que sont la HASTE FS et la T2 TSE FS (figure 14 et 15), ce qui est compréhensible au vue de leur technique d'acquisition. En plus de cette rapidité, nous avons pu démontrer que ces deux séquences permettaient une diminution des artéfacts de mouvements respiratoires par rapport à leur T2 TSE FS triggée respective acquise en amont sur le même patient (tableau 2). Même si la T2 TSE FS triggée réalisée était fortement artéfactée et que nous ne pouvions nous attendre qu'à une amélioration, ce résultat prouve que l'apnée apparaît comme une bonne solution dans les cas où la T2 TSE FS triggée est de mauvaise qualité.

L'analyse qualitative réalisée a non seulement permis d'appuyer la décision des TRM de l'utilisation de l'apnée, mais également d'explicitier cette approche. En effet, nous avons pu observer une diminution significative des artéfacts de mouvements respiratoires exclusivement lors de la réalisation de la séquence HASTE, comparée aux trois autres séquences testées (T2 TSE FS triggée, T2 TSE FS en apnée et BLADE FS triggée). Ce résultat est semblable à celui de Klessen et al. (2005, p.580), comparant la séquence HASTE à la T2 TSE FS triggée. Il s'agit de la seule étude séparant les artéfacts de mouvements respiratoires des autres artéfacts de mouvements tels que ceux de pulsations vasculaires ou de péristaltisme. Cependant, même avec une analyse confondant tous les types d'artéfacts de mouvements, la séquence HASTE reste la seule admettant une diminution significative des artéfacts de mouvements par rapport à la T2 TSE FS triggée et à celle en apnée (Lee et al., 2007, p.326). Nous n'avons pas fait d'analyses statistiques sur une moyenne des scores englobant tous les types d'artéfacts. Néanmoins, au vu des scores obtenus et résumés dans le tableau 3, nos résultats évoquent une tendance similaire.

La supériorité de la séquence HASTE est selon nous explicable par la technique du single-shot. Cette séquence ultrarapide acquiert la moitié des données de l'espace K en un seul TR. L'intervalle de temps entre chaque pas de codage de phase est alors ultra-court et les artéfacts de mouvements n'ont par conséquent pas ou que très peu le temps d'apparaître. De plus, le long TE utilisé dans les séquences pondérées en T2 se prête bien à l'acquisition en single-shot, dans laquelle une seule impulsion d'excitation est suivi par une grande série d'impulsions de refocalisation de 180°. Ces multiples excitations permettent de corriger la susceptibilité des artéfacts (Guglielmo & al., 2014, p. 265). Ainsi, la séquence HASTE est généralement plus résistante aux artéfacts de mouvements que les autres séquences.

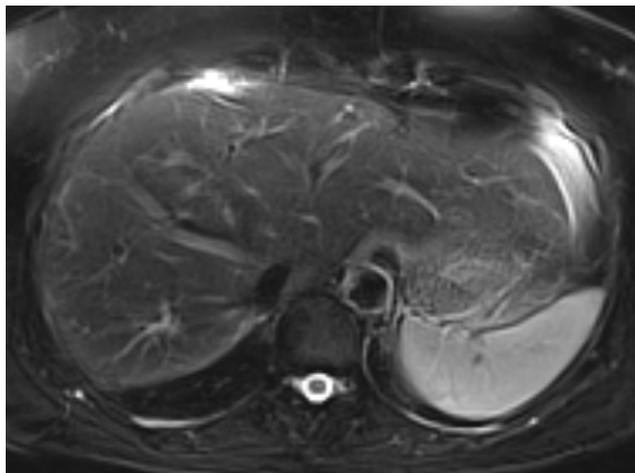
Quant à la séquence BLADE, elle obtient le score le plus bas en termes d'artéfacts de mouvements respiratoires et péristaltiques. Ce résultat nous interpelle car cette séquence se base sur un remplissage radial du plan de Fourier et sur une accumulation des données au centre de celui-ci, technique spécialement conçue pour diminuer les artéfacts de mouvements. Notre étude ne montre aucune différence statistiquement notable entre la BLADE et la T2 TSE FS triggée. Ce résultat rejoint celui de Haneder et al. (2011, p.179), mais contredit les travaux de Bayramoglu et al. (2010, p. 369) et de Zang et al. (2015, p. 586). Ces deux derniers montrent en effet une diminution des artéfacts de mouvements lors de l'utilisation de la séquence BLADE par rapport à la T2 TSE FS triggée et/ou à la séquence T2 TSE FS en apnée.

Notre résultat s'explique partiellement par le fait que tout comme Haneder et al., nous avons réalisé une étude analysant rétrospectivement diverses séquences réalisées en inter patients. Les différentes séquences testées n'ont ainsi pas été acquises sur un seul et même patient, ce qui aurait permis une meilleure comparaison. Le manque de significativité entre la BLADE et la T2 TSE FS triggée de Haneder et al. (2011, p.179) peut non seulement s'expliquer par une analyse traitant uniquement des mouvements péristaltiques, mouvements qui sont bien moins conséquents que ceux de la respiration, mais également par le très long ETL (50) utilisé dans sa recherche. Selon Hirokawa et al. (2008, p.961), un long ETL provoque une diminution de la qualité d'image, une augmentation du flou de l'image et bien plus de « streaking artifacts » ou « artéfacts en étoile », qui correspondent aux mouvements respiratoires du patient, mais se manifestant de manière radiale.

La séquence BLADE fonctionne sur l'acquisition de plusieurs paquets de lignes, appelés « blade » et tournant autour de l'espace K de manière iso centrique. Le nombre de lignes par blade est déterminé par l'ETL et correspond au nombre de lignes du plan de Fourier acquises. A chaque TR, un nouveau blade est réalisé et une correction de phase est appliquée sur chacun. Un long ETL procure ainsi une diminution du sur-échantillonnage par réduction du nombre de blades. Etant donné que c'est ce sur-échantillonnage qui permet d'obtenir moins d'artéfacts en étoile et une augmentation de la qualité d'image, il est alors normal d'en retrouver à nouveau si l'ETL est autant élevé que celui de Haneder et al. (2011, p.178). Afin de remédier à ces artéfacts, Zang et al. (2015, p.586) a non seulement utilisé une plus grande matrice afin d'amplifier le sur-échantillonnage mais il a également doublé le NEX qui est passé de un à deux. Ces deux points n'ont pas supprimé les artéfacts de mouvements mais ont permis de diminuer leur intensité et de les espacer en les chassant en dehors du parenchyme hépatique, tout en gardant un bon SNR. Le seul bémol est l'augmentation du temps d'acquisition. Pour les diverses raisons citées ci-dessus, l'étude de Zang et al. (p.589) n'a pas jugé ces artéfacts responsables d'une baisse de la qualité d'image car malgré leurs présences, ils ne péjorent pas le diagnostic.

Ces artefacts en étoile sont, selon nous, la raison principale du mauvais score obtenu par la séquence BLADE dans notre recherche. En effet, ils étaient présents sur la majorité des séquences analysées et notre radiologue les a notifiés comme relativement gênants et pouvant provoquer un léger flou diffus sur la totalité des images (figure 16). Sachant que nous avons acquis la séquence BLADE avec un ETL à peine plus élevé que celui de l'étude de Bayramoglu et al. (2010, p.369) ainsi qu'une matrice similaire, nous ne sommes pas en mesure d'expliquer la raison de cette présence élevée d'artefacts en étoile dans notre travail, par rapport à l'étude de Bayramoglu et al. Nous avons quand même trouvé que cette technique d'acquisition permettait de corriger les mouvements apparaissant dans le plan de coupe, mais pas ceux en travers (dans la direction z). Cependant, cet argument n'a pas suffisamment de poids pour être pris en compte car il a également été évoqué par Zang et al. (2015, p.589), malgré une très bonne notation de la séquence BLADE de son étude.

Suite à ces résultats, si nous devons proposer une séquence permettant de diminuer les artefacts de mouvements respiratoires, nous recommanderions en premier lieu la séquence HASTE.



*Figure 16: Illustration d'artefacts en étoile, visibles au niveau des voies biliaires et provoquant de plus un léger flou*

- **Netteté des contours anatomiques**

Notre étude a montré que pour la netteté des contours des voies biliaires, la séquence HASTE domine les 3 autres, tandis que la T2 TSE FS triggée est supérieure à la BLADE et à la T2 TSE FS en apnée. La figure 17 illustre les résultats obtenus. Aucune autre étude n'a jugé la netteté des voies biliaires et il n'est alors pas possible de comparer nos résultats avec ceux de la littérature pour ce critère. Notre résultat peut partiellement s'expliquer par ceux obtenus et discutés dans les précédents paragraphes au sujet des artefacts de mouvements. Effectivement, nous savons que ce type d'artefacts provoque un flou diffus sur la totalité de l'image et peut par conséquent diminuer la netteté des contours. Or, la séquence HASTE n'en contient que très peu, ce qui lui donne une très bonne netteté des contours des voies biliaires, grâce à la diminution de ce flou péjorant la résolution de l'image.

La résolution détermine la visualisation de détails et se mesure ici par le biais d'un contour net des organes. Généralement, les séquences en apnées perdent en résolution et en SNR à cause de leur court TR saturant les protons (Bayramoglu & al., 2010, p.369). De plus, afin d'avoir un temps d'apnée acceptable, leur matrice est bien souvent diminuée par rapport aux séquences triggées, ce qui induit une augmentation de la taille des pixels et donc une moins bonne résolution. Ces éléments expliqueraient l'infériorité de la T2 TSE FS en apnée. En conséquence, nous avons optimisé la séquence HASTE afin de tenter de compenser cette perte de résolution accentuée par l'acquisition en single-shot. Ainsi, des coupes de l'ordre de 3-4 mm ont été réalisées alors qu'elles étaient de 5-6 mm pour les trois autres séquences. Ce gain en résolution est une des raisons rendant le critère de la netteté des contours relativement bon avec la séquence HASTE.

Pour les contours du foie, c'est à contrario la T2 TSE FS triggée qui est significativement meilleure que la BLADE et que la T2 TSE FS en apnée. Ce résultat rejoint celui de Lee et al. (2007, p.326) et de Bayramoglu et al. (2010, p.371) pour la supériorité de la T2 TSE FS triggée face à la T2 TSE FS en apnée. Cependant, il contredit cette dernière étude ainsi que celle de Zang et al. (2015, p.587), qui ont toutes les deux trouvé une amélioration de la netteté des contours du foie en utilisant la séquence BLADE. Cette différence provient très probablement des artefacts en étoile recensés dans notre étude et rendant le contour des organes flous. De plus, nous invoquons des changements au niveau de la résolution spatiale, plus précisément de l'épaisseur de coupe et de la taille des pixels. Dans notre cas, la taille des voxels de la T2 TSE FS triggée était légèrement plus petite que pour les trois autres alternatives, ce qui devrait techniquement permettre une meilleure résolution spatiale. Bayramoglu et al. (p.369) a utilisé une séquence BLADE avec une taille de pixel plus petite que la T2 TSE FS triggée, ce qui a pu provoquer une amélioration de la netteté des contours.

Seul Zang et al. (2015, p.586) a comparé la séquence BLADE et la T2 TSE FS triggée à paramètres techniques égaux, dont un nombre d'excitations de deux pour la séquence BLADE. Pour notre travail, ce dernier paramètre était de deux uniquement pour la T2 TSE FS triggée, les trois autres alternatives ont été acquises avec un nombre d'excitations de un. Comme décrit auparavant, l'augmentation du NEX permet de combler la perte de SNR provoquée par la diminution de la résolution. Il s'agit là du dernier élément pouvant expliquer les raisons de la supériorité de la T2 TSE FS triggée en ce qui concerne la netteté des contours du foie.

Suite à ces résultats et en vue d'obtenir des contours anatomiques nets, nous suggérons l'utilisation soit de la séquence HASTE, soit de la séquence T2 TSE FS triggée.

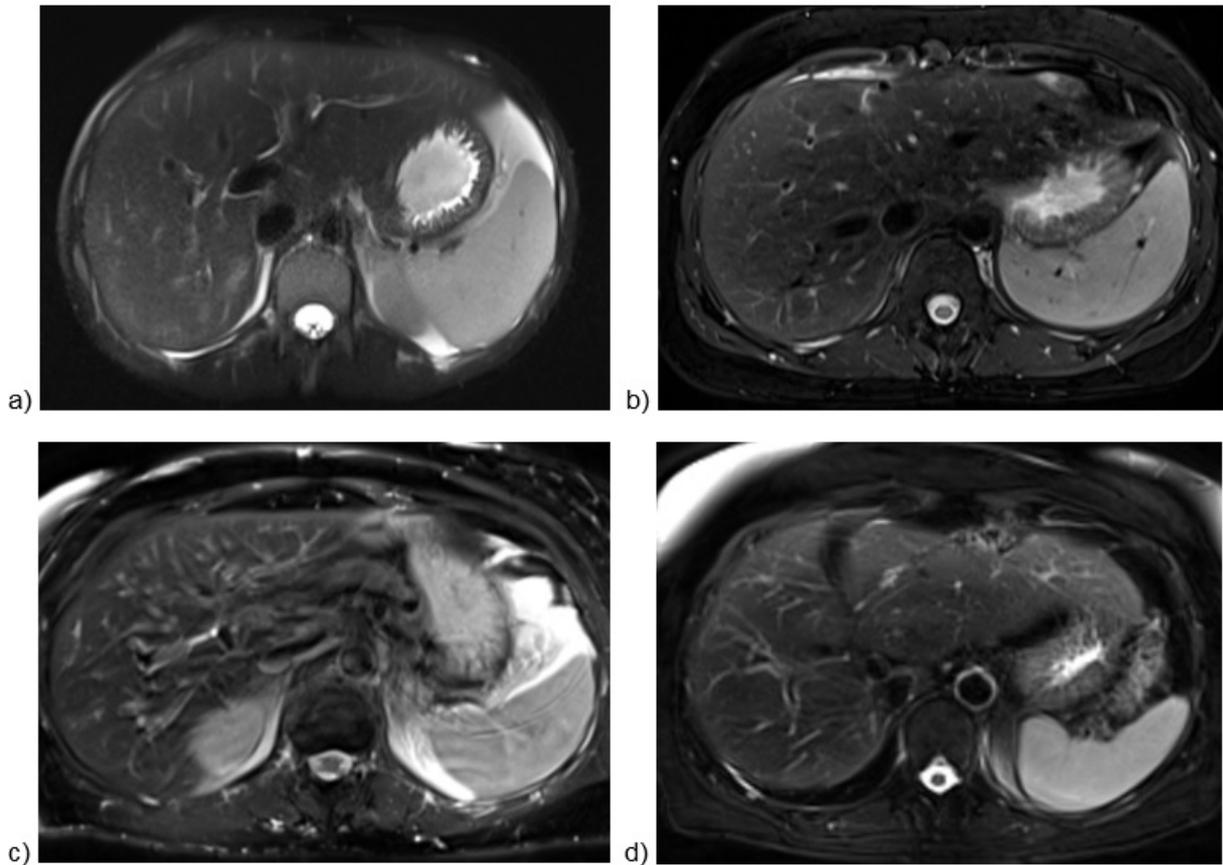


Figure 17 : Illustration de la netteté des voies biliaires, meilleure avec l'utilisation de la séquence HASTE FS (a) par rapport aux trois autres séquences. Illustration également de la supériorité de la séquence T2 TSE FS triggée (b) au sujet des contours du foie et des voies biliaires, comparée à la T2 TSE FS en apnée (c) et à la BLADE FS triggée (d).

- **Visibilité des lésions et des vaisseaux sanguins**

Tout d'abord, nous tenons à préciser que pour ce critère, la difficulté de notre étude réside dans le fait qu'une bonne partie des séquences ne contenait pas de lésions. Seules 50% des séquences HASTE étaient pathologiques, alors que ce chiffre était de 100% pour la T2 TSE FS triggée. Nous avons ainsi pris la décision de nous limiter à discuter uniquement de la rubrique englobant la détectabilité des lésions liquidiennes et solides confondues. Cette analyse se base sur le contraste foie-lésion, relativement bon en pondération T2 et permettant une bonne détectabilité des lésions, critère important pour une IRM hépatique.

Notre étude a mis en avant une nette supériorité de la séquence T2 TSE FS triggée pour ce qui est de la détectabilité des lésions (figure 18). Ce résultat est identique à celui de Lee et al. (2007, p.326) et de Bruegel et al. (2008, p.1424), qui comparent cette séquence à la T2 TSE FS en apnée et à la HASTE. Nous expliquons cette distinction de la T2 TSE FS triggée sur les séquences en apnées de la manière suivante : l'utilisation de la synchronisation respiratoire provoque un allongement du TR, ce qui admet un très bon contraste T2. Cette meilleure détectabilité obtenue avec la T2 TSE FS triggée peut également provenir de l'utilisation d'un facteur turbo plus petit pour la T2 TSE FS triggée par rapport

aux deux autres séquences en apnée. En effet, selon Lee et al. (p.327), l'utilisation de longs ETL péjore le contraste foie-lésion mais est cependant nécessaire afin de rendre le temps de l'apnée réalisable pour le patient. Il s'agit d'un point critique surtout pour la séquence acquise en single-shot, technique demandant un ETL très élevé car ce dernier correspond à la totalité du nombre de lignes du plan de Fourier acquises. Ceci rend la séquence HASTE très pauvre en matière de visibilité des lésions solides parenchymateuses. Ce point nous a non seulement été signifié par notre radiologue lors de son analyse mais a aussi été exposé dans l'étude de Bruegel et al. (p.1428), traitant de la détection de métastases hépatiques.

Concernant la comparaison de nos résultats avec la littérature pour la séquence BLADE, nous n'avons malheureusement aucun article analysant ce critère. Seul Bayramoglu et al. (2010) a tenté de traiter de la visibilité des lésions mais l'analyse a été abandonnée à cause des trop rares cas de lésions solides recensées. Cependant, Zang et al. (2015, p.589) prétend que la séquence BLADE admet un meilleur contraste que la T2 TSE FS triggée. En effet, l'acquisition radiale couplée à un sur-échantillonnage, réalisée par l'étude de Zhang et al. peut considérablement réduire la fréquence d'apparition des artéfacts de mouvements et de ce fait augmenter le contraste avec les structures avoisinantes.

Lorsque l'examen ne présente aucune lésion, la qualité d'image s'évalue par la visibilité des vaisseaux sanguins. A nouveau, c'est la T2 TSE FS triggée qui s'est révélée être supérieure, de même que la séquence HASTE a prouvé son infériorité. Ceci conforte les résultats que nous avons obtenus au sujet de la détectabilité des lésions. Dans le cadre de notre travail, la séquence BLADE est significativement moins bonne que la T2 TSE FS triggée. Ce résultat contredit l'étude de Bayramoglu et al. (2010, p.371) qui a effectivement trouvé l'inverse. Nous pensons que la cause principale est la présence d'artéfacts en étoile. Par ailleurs, Lee et al. (2007, p.326) a évalué le contraste foie-lésion de manière quantitative et a montré une augmentation du contraste entre le foie et les lésions avec une séquence T2 TSE FS triggée.

Tous ces résultats vont dans le même sens que les nôtres, et nous recommandons ainsi une utilisation de la séquence T2 TSE FS triggée en vue d'améliorer la visibilité des lésions.

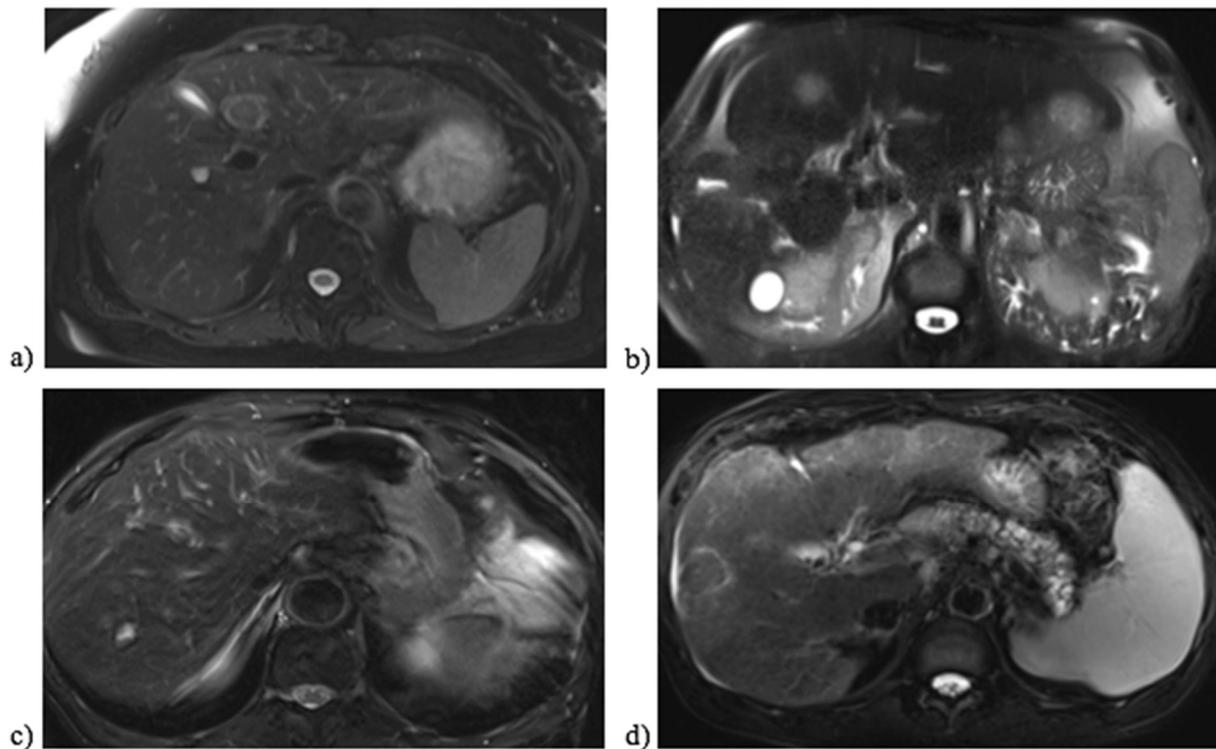


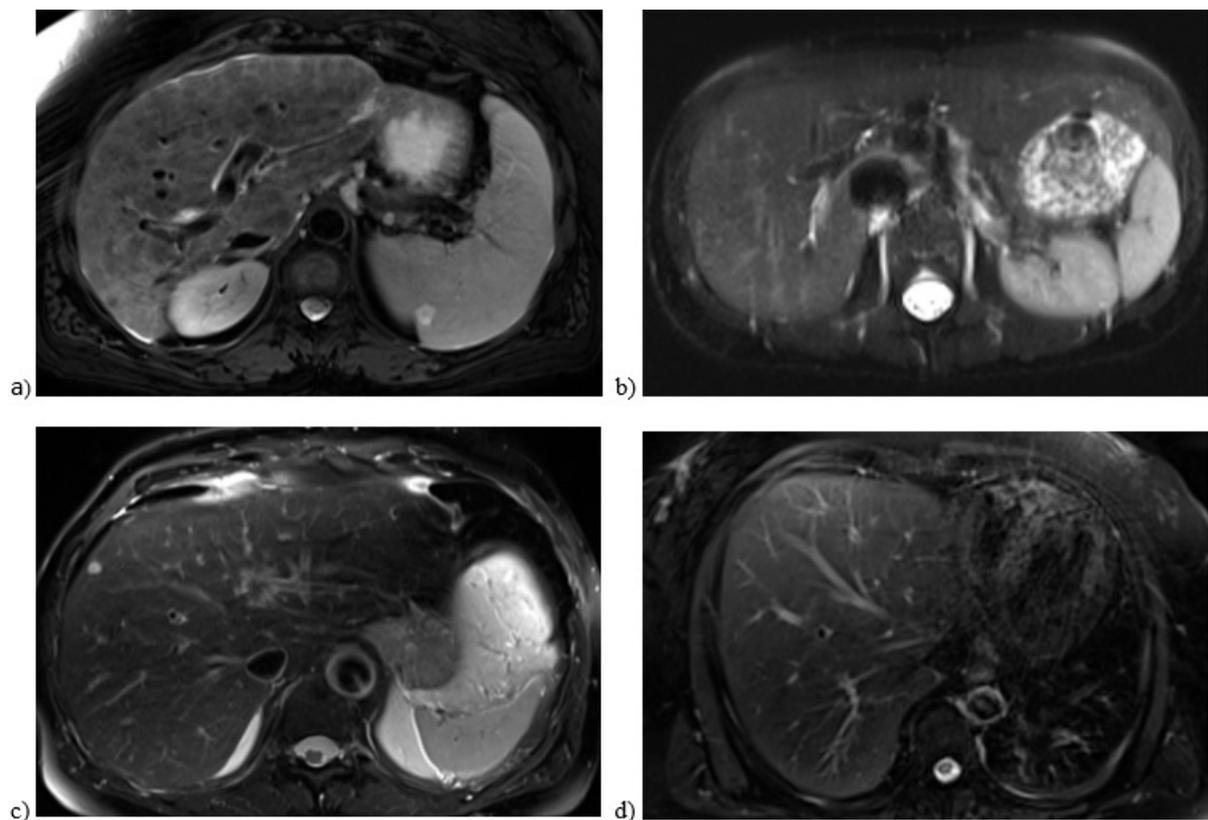
Figure 18: Illustration de la visibilité des lésions, meilleure avec l'utilisation de la séquence T2 TSE FS triggée (a) comparée à la séquence HASTE FS (b), à la T2 TSE FS en apnée (c) ainsi qu'à la BLADE FS triggée (d).

- **Qualité globale de l'image et confiance diagnostique**

Ces deux critères que sont la qualité globale de l'image et la confiance diagnostique ont finalisé l'évaluation qualitative. Ils ont ainsi pu donner un aperçu général de toutes nos séquences évaluées qualitativement, c'est-à-dire la T2 TSE FS triggée, la T2 TSE FS en apnée, la HASTE FS et la BLADE FS triggée. L'analyse de ces critères s'est principalement faite selon la qualité du parenchyme hépatique et la possibilité de détecter des lésions. Pour ces deux points, nous retrouvons une séquence T2 TSE FS triggée bien meilleure. Comme expliqué plus précisément lors de l'analyse des contours anatomiques ainsi que de la détection des lésions et des vaisseaux, elle possède des paramètres techniques qui la rendent relativement efficace et de confiance pour poser un diagnostic. Il est possible que ce résultat soit influencé par l'habitude de travailler avec cette séquence, sachant que son score en termes d'artéfacts n'était pas très élevé. En effet, des artéfacts de mouvements respiratoires ont été responsables de légers flous sur certaines séquences, mais selon notre radiologue, le parenchyme restait suffisamment préservé pour permettre la visualisation de petites lésions (figure 19).

Ce résultat correspond à ce que nous avons trouvé dans la littérature, surtout lorsque la séquence T2 TSE FS triggée est comparée à la T2 TSE FS en apnée (Bayramoglu & al., 2010 ; Haneder & al., 2011, p.179 ; Zang & al., 2015, p.589).

La séquence HASTE arrive en seconde position et serait une bonne alternative pour ce qui est de la qualité globale, comme le soutient également Bruegel et al. (2008, p.1428). Celle-ci se montre excellente en terme de diminution des artéfacts de mouvements, et relativement bonne pour l'analyse de la netteté des contours anatomiques, notamment des voies biliaires. Néanmoins, son gros bémol reste son mauvais contraste, alors même que la détection des lésions hépatiques focales est un élément primordial pour l'examen du foie.



*Figure 19: Illustration de séquences présentant des artéfacts de mouvements respiratoires considérés comme "acceptables". Malgré ces artéfacts, la séquence T2 TSE FS triggée (a) admet une qualité d'image globale ainsi qu'une confiance diagnostique supérieure à la séquence HASTE FS (b), à la T2 TSE FS en apnée (c) et à la BLADE FS (d).*

## 5.2 Limites

Tout d'abord, cette recherche est spécifique au service d'IRM du CHUV et à son propre protocole hépatique sur un appareil 3T. A ce propos, la majorité de nos références littéraires sont des études faites sur une machine 1.5T. L'IRM à 3T offre un meilleur SNR par rapport à du 1.5T, amélioration qui peut être utilisée soit pour augmenter la résolution spatiale soit dans le but de diminuer le temps d'acquisition, tout en gardant un SNR équivalent. Dès lors, cette différence a pu induire quelques biais en termes de qualité d'image lors de notre comparaison avec la littérature.

Pour ce qui est de la récolte des données, celle-ci s'est faite sur une période de l'ordre de 3 mois environ, période relativement courte comparée à d'autres études. Elle englobait tous les patients et pas uniquement des volontaires (comme certaines études), ce qui la rend à la fois plus réaliste mais en même temps dépendante du patient, de sa compréhension de l'examen et de sa prise en charge par différents TRM. Tous ces éléments peuvent de même impliquer des écarts si nous les confrontons à une prise en charge de tous les patients inclus dans l'échantillon par une seule et même personne.

Concernant les alternatives réalisées, il aurait été préférable d'utiliser les mêmes paramètres techniques afin de ne pas influencer les résultats de la qualité d'image. Il n'était pas possible pour nous d'en définir des constants au risque de compliquer l'acquisition et de ne pas prendre en compte le patient et ses particularités. Nous avons alors décidé de ne pas intervenir sur la pratique des TRM et de les laisser adapter les paramètres de la séquence selon le patient. Ceci implique des résultats fortement dépendants de leur technique d'acquisition et plus difficilement comparables entre eux. La significativité de la majorité de nos résultats est ainsi biaisée par cette fluctuation dans nos paramètres techniques. En plus d'une différence de paramètres d'acquisition déjà relativement importante à l'intérieure de notre étude, nous avons dû faire face à de multiples paramètres qui diffèrent pour chacun des articles de la littérature intégrés à la discussion, notamment l'utilisation de l'imagerie parallèle, l'épaisseur de coupe, la matrice ou encore l'ETL. Nous avons tenté au mieux d'en tenir compte mais tout ceci a malgré tout rendu la comparaison de nos résultats avec la littérature complexe. Notre étude a été faite en inter patients et sur un nombre restreint de sujets, ce qui rend notre population très hétérogène. L'idéal aurait été une recherche faite en intra patients, autrement dit que chaque alternative puisse être acquise sur chacun des patients et permettre une analyse quantitative.

L'analyse qualitative des 40 séquences a été faite par une radiologue habituée à analyser des images d'IRM abdominales et donc familière aux séquences. Il aurait été plus judicieux d'avoir d'autres points de vue. Cependant, il était difficile d'obtenir la disponibilité de plusieurs radiologues et nous n'avions finalement plus assez de temps pour nous le permettre. Il est également important de signaler que pour l'analyse de la détection des lésions, nous n'avons procédé à aucune forme de confirmation de la présence des lésions évoquées par la radiologue. Il se peut que notre travail contienne ainsi des faux positifs et/ou des faux négatifs. De plus, notre étude n'aborde que le côté qualitatif. Plusieurs recherches de la littérature ont réalisé des analyses quantitatives à l'aide de ROI (régions d'intérêt) afin d'obtenir des données concernant le SNR et le contraste foie-lésion. Cette analyse aurait pu nous apporter un plus mais ce n'est pas reproductible en inter patients, c'est pourquoi elle n'a pas été réalisée.

### 5.3 Perspectives

En vue de réduire ces artéfacts de mouvements respiratoires, plusieurs actions pourraient être envisagées. Tout d'abord, il serait intéressant de mettre en place dans le protocole de la T2 TSE FS triggée l'utilisation du « Liver Dome Scout » en tant qu'écho navigateur par défaut. Ensuite, étant donné le mauvais positionnement de l'écho navigateur de type « Phase Scout » manuel, nous pouvons également proposer de tester son impact lorsqu'il est correctement placé à l'intérieur du parenchyme hépatique, en vue de le comparer aux deux autres.

Nous avons pu observer lors de nos différents stages que plusieurs services utilisaient la séquence BLADE à la place de la séquence T2 TSE FS triggée. Elle doit donc donner de bons résultats et il serait intéressant de comparer leurs paramètres d'acquisition afin d'adapter les nôtres pour diminuer ces artéfacts en étoile. Une autre option serait d'augmenter le NEX et la matrice mais le temps d'acquisition se verrait bien trop prolongé et difficilement réalisable en pratique. Hirokawa et al. (2008, p.961) propose d'élever la couverture de l'espace K. Elle est généralement de 100% afin d'obtenir un temps d'acquisition équivalent à un remplissage cartésien, mais le remplissage radial provoque des espaces entre les blades, étant donnée qu'il réalise un sur-échantillonnage au centre. L'accroissement de cette couverture donne un résultat similaire à l'allongement du NEX mais sans aller jusqu'à en doubler le temps d'acquisition. Ceci permettrait de réduire les artéfacts en étoiles par diminution de l'espacement entre les blades, mais aussi d'augmenter le SNR.

Enfin, concernant l'analyse de la qualité d'image, il serait bien de faire une étude incluant les quatre séquences proposées dans le cadre de notre recherche, mais cette fois-ci en intra patients, et surtout avec un plus grand échantillon par séquence. Ceci permettrait de réaliser une analyse quantitative des différentes séquences et ainsi de mieux appuyer les résultats obtenus qualitativement. Un élément qui pourrait être pertinent est de le faire de manière à ce que chaque séquence testée ait ses propres paramètres identiques afin de faciliter la comparaison intra séquences et ensuite inter séquences. L'idéal serait également d'obtenir plusieurs avis au sujet de l'analyse, par exemple deux radiologues, voire plus, et même d'allonger le temps de recherche afin de ne pas se restreindre à une courte période.

## 6 CONCLUSION

Le but de notre étude était de trouver une séquence dite « alternative » pouvant potentiellement remplacer la séquence T2 TSE FS triggée contenant des artéfacts de mouvements respiratoires bien trop conséquents pour envisager un diagnostic correct. L'étude que nous avons réalisée a pu démontrer que la séquence HASTE serait une excellente alternative si nous nous basons uniquement sur la problématique des artéfacts. Sa qualité d'image globale n'est pas excellente mais sachant qu'un protocole hépatique comprend d'autres séquences, cela resterait la meilleure option selon l'analyse qualitative réalisée.

Notre recherche nous a également permis de nous rendre compte que la proportion de séquence T2 TSE FS triggées péjorées par des artéfacts de mouvements respiratoires est très élevée et gênante en pratique. Nous avons pu mettre en avant plusieurs raisons pouvant potentiellement l'expliquer, dont celle touchant au type d'écho navigateur utilisé. Dans la littérature, nous n'avons trouvé aucune étude comparant l'influence du type d'écho navigateur sur les artéfacts de mouvements respiratoires. Nous avons pu le faire et obtenir un résultat significatif de bon augure pour le futur.

Par le biais de l'analyse qualitative des quatre types de séquences, nous avons pu confirmer la supériorité déjà connue de la séquence T2 TSE FS triggée, que nous préconisons de garder en remplaçant l'écho navigateur nécessaire à son acquisition par le « Liver Dome Scout » manuel. Nous pouvons également relever le mauvais résultat obtenu par la séquence BLADE. Nous nous attendions à la trouver au niveau de la T2 TSE FS triggée mais ce ne fut pas le cas, alors même que cette séquence est techniquement conçue pour diminuer les artéfacts de mouvements respiratoires.

En pratique, le TRM doit prendre en compte plusieurs facteurs déterminants, notamment celui de la capacité respiratoire du patient et du temps de l'examen. Il n'est ainsi pas toujours évident de trouver le meilleur compromis lorsqu'une séquence doit être refaite pour cause de qualité insuffisante et nous avons pu le constater au travers de l'analyse qualitative. En effet, il était difficile de répondre à un critère d'évaluation sans perdre en qualité d'image pour un autre critère. Finalement, nous avons pu répondre à notre objectif et proposer une séquence de remplacement qu'est la séquence HASTE FS. Elle est rapide pour le TRM et réalisable pour le patient, ce qui la rend tout à fait envisageable en pratique.

## 7 LISTE DES FIGURES ET ILLUSTRATIONS

**Figure 1:** Lee, S. S., Byun, J. H., Hong, H.-S., Park, S. H., Won, H. J., Shin, Y. M., & Lee, M.-G. (2007). Image Quality and Focal Lesion Detection on T2-Weighted MR Imaging of the Liver: Comparison of Two High-Resolution Free-Breathing Imaging Techniques with Two Breath-Hold Imaging Techniques. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(2), 323-330. doi:10.1002/jmri.21002

**Figure 2:** Bong, S. K., Kyung, R. L., & Myeng, J. G. (2014), New Imaging Strategies Using a Motion-Resistant Liver Sequence in Uncooperative Patients. *BioMed Research International*, 2014, 1-11. doi://dx.doi.org/10.1155/2014/142658

**Figure 3:** Kastler, B., Vetter, D., Patay, Z., & German, P. (2011). *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage* (7ème éd). p.113. Issy-les-moulineaux, France : Elsevier Masson

**Figure 4:** Lee, S. S., Byun, J. H., Hong, H.-S., Park, S. H., Won, H. J., Shin, Y. M., & Lee, M.-G. (2007). Image Quality and Focal Lesion Detection on T2-Weighted MR Imaging of the Liver: Comparison of Two High-Resolution Free-Breathing Imaging Techniques with Two Breath-Hold Imaging Techniques. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(2), 323-330. doi:10.1002/jmri.21002

**Figure 5:** Lee, S. S., Byun, J. H., Hong, H.-S., Park, S. H., Won, H. J., Shin, Y. M., & Lee, M.-G. (2007). Image Quality and Focal Lesion Detection on T2-Weighted MR Imaging of the Liver: Comparison of Two High-Resolution Free-Breathing Imaging Techniques with Two Breath-Hold Imaging Techniques. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(2), 323-330. doi:10.1002/jmri.21002

**Figure 6:** Nanko, S., Oshima, H., Watanabe, T., Sasaki, S., Hara, M., & Shibamoto, Y. (2009). Usefulness of the Application of the BLADE Technique to Reduce Motion Artifacts on Navigation-Triggered Prospective Acquisition Correction (PACE) T2-Weighted MRI of the Liver. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(2), 321-326. doi:10.1002/jmri.21855

**Figure 7:** Kastler, B., Vetter, D., Patay, Z., & German, P. (2011). *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage* (7ème éd). p.215. Issy-les-moulineaux, France : Elsevier Masson

**Figure 8 et 9 :** Siemens Healthcare: Medical Solutions, Magnetic Resonance. (2014). *Syngo MR E11: Manuel d'utilisation – Body*. p.47, 52 et 56. Erlangen, Allemagne.

## 8 LISTE DE REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Akin, O., Schwartz, L. H., Welber, A., Maier, C. F., DeCorato, D. R., & Panicek, D. M. (2006). Evaluation of focal liver lesions: fast-recovery fast spin echo T2-weighted MR imaging. *Clinical Imaging*, 30(5), 322-325. doi:10.1016/j.clinimag.2006.02.006
- Bayramoglu, S., Kilickesmez, O., Cimilli, T., Kayhan, A., Yirik, G., Islim, F., & Alibek, S. (2010). T2-weighted MRI of the Upper Abdomen: Comparison of Four Fat-Suppressed T2-weighted Sequences Including PROPELLER (BLADE) Technique. *Academic Radiology*, 17(3), 368-374. doi:10.1016/j.acra.2009.10.015
- Bong, S. K., Kyung, R. L., & Myeng, J. G. (2014). New Imaging Strategies Using a Motion-Resistant Liver Sequence in Uncooperative Patients. *BioMed Research International*, 2014, 1-11. doi://dx.doi.org/10.1155/2014/142658
- Bruegel, M., Gaa, J., Waldt, S., Woertler, K., Holzapfel, K., Kiefer, B., Rummeny E.J. (2008). Diagnosis of Hepatic Metastasis: Comparison of Respiration-Triggered Diffusion-Weighted Echo-Planar MRI and Five T2-Weighted Turbo Spin-Echo Sequences. *American Journal of Roentgenology*, 191(5), 1421-1429. doi:10.2214/AJR.07.3279
- Guglielmo, F. F., Mitchell, D. G., Roth, C. G., & Deshmukh S. (2014). Hepatic MR Imaging Techniques, Optimization, and Artifacts. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 22(3), 263-282.
- Haneder, S., Dinter, D., Gutfleisch, A., Schoenberg, S. O., & Michaely, H. J. (2011). Image quality of T2w-TSE of the abdomen and pelvis with Cartesian or BLADE-type k-space sampling: A retrospective interindividual comparison study. *European Journal of Radiology*, 79(2), 177-182. doi:10.1016/j.ejrad.2009.12.028
- Hirokawa, Y., Isoda, H., Maetani, Y. S., Arizono, S., Shimada, K., & Togashi, K. (2008). Evaluation of Motion Correction Effect and Image Quality With the Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction (PROPELLER) (BLADE) and Parallel Imaging Acquisition Technique in the Upper Abdomen. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 28(4), 957-962. doi:10.1002/jmri.21538.

- Karantanas, A. H., & Papanikolaou, N. (2001), T2-weighted magnetic resonance imaging of the liver: Comparison of fat suppressed GRASE with conventional spin echo, fat-suppressed turbo spin echo, and gradient echo at 1.0 T. *Abdomen Imaging*, 26(2), 139-145. doi:10.1007/s002610000126
- Klessen, C., Asbach, P., Kroencke, T.J., Fischer, T., Warmuth, C., Stemmer, A., Hamm, B., & Taupitz, M. (2005). Magnetic Resonance Imaging of the Upper Abdomen Using a Free-Breathing T2-Weighted Turbo Spin Echo Sequence with Navigator Triggered Prospective Acquisition Correction. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 21(5), 576-582. doi:10.1002/jmri.20293
- Lee, S. S., Byun, J. H., Hong, H.-S., Park, S. H., Won, H. J., Shin, Y. M., & Lee, M.-G. (2007). Image Quality and Focal Lesion Detection on T2-Weighted MR Imaging of the Liver: Comparison of Two High-Resolution Free-Breathing Imaging Techniques with Two Breath-Hold Imaging Techniques. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(2), 323-330. doi:10.1002/jmri.21002
- Semelka, R. C., Martin, D. C., & Balci, N. C. (2006), Magnetic resonance imaging of the liver: How I do it. *Journal of Gastroenterology and Hepatology*, 21(4), 632-637. doi:10.1111/j.1440-1746.2006.04279.x
- Zhang, L., Tian, C., Wang, P., Chen, L., Mao, X., Wang, S., ... Wang, B. (2015). Comparative study of image quality between axial T2-weighted BLADE and turbo spin-echo MRI of the upper abdomen at 3.0T. *Japanese Journal of Radiology*, 33(9), 585-590. doi:10.1007/s11604-015-0463-9

## 9 BIBLIOGRAPHIE

- Albiin, N. (2012). MRI of Focal Liver Lesions. *Current Medical Imaging Reviews*, 8(2), 107-116. doi:10.2174/157340512800672216
- Bongartz, G., & Kekelidze, M. (2013). La place de l'IRM dans l'examen de l'abdomen. *Forum Médical Suisse*, 46(13), 943-946
- Bouchaibi, S. E., Coenegrachts, K., Bali, M. A., Absil, J., Metens, T., & Matos, C. (2015). Focal liver lesions detection: Comparison of respiratory-triggering, triggering and tracking navigator and tracking-only navigator in diffusion-weighted imaging. *European Journal of Radiology*, 84(10), 1857-1865. doi:10.1016/j.ejrad.2015.06.018
- Chang, K. J., Kamel, I. R., Macura, K. J., & Bluemke, D. A. (2008). 3.0-T MR Imaging of the Abdomen: Comparison with 1.5 T. *RadioGraphics*, 28(7), 1983-1998. doi: 10.1148/rg.287075154
- Chavhan, G. B., Babyn, P. S., & Vasanawala, S. S. (2013). Abdominal MR Imaging in Children: Motion Compensation, Sequence Optimization, and Protocol Optimization. *RadioGraphics*, 33(3), 703-719. doi:10.1148/rg.333125027
- De Bazelaire, C. M. J., Duhamel, G. D., Rofsky, N. M., & Alsop, D. C. (2003). MR Imaging Relaxation Times of Abdominal and Pelvic Tissues Measured in Vivo at 3.0 T: Preliminary Results. *Radiology*, 230(3), 652-659. doi:10.1148/radiol.2303021331
- Dohan, A., Gavini, J.-P., Placé, V., Sebbag, D., Vignaud, A., Herbin, C., Hamzi, L., Boudiaf, M., & Soyer, P. (2013). T2-weighted MR imaging of the liver: Qualitative and quantitative comparison of SPACE MR imaging with turbo spin-echo MR imaging. *European Journal of Radiology*, 82(11), e655-e661. doi: 10.1016/j.ejrad.2013.07.020
- Guiu, B., Loffroy, R., Krausé, D., & Cercueil, J.-P. (2011). Optimisation du temps d'écho en imagerie T2 du foie. *Journal de radiologie*, 92(1), 66-69. doi:10.1016/j.jradio.2010.01.001
- Hoa, D., Micheau, A., Gahide, G., Le Bars, E., & Taourel, P. (2008). *L'IRM pas à pas*. Montpellier, France : Sauramps Médical
- Hornak, J. P. (2014). *The Basics of MRI*. Repéré à : <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>

- Kastler, B., Vetter, D., Patay, Z., & German, P. (2011). *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage* (7ème éd). Issy-les-moulineaux, France : Elsevier Masson
- Kim, S. B., Kim, J. H., Choi, G. M., Kim, S. H., Park, J. K., Song, B.-C., & Kang, W. (2008). Comparison of Three Free-Breathing T2-Weighted MRI Sequences in the Evaluation of Focal Liver Lesions. *American Journal of Roentgenology*, 190(1), W19-W27. doi:10.2214/AJR.07.2043
- Lamprecht T. (2015). *PACE : Prospective Acquisition CorrEction*. Siemens Healthcare Training Center. Erlangen, Allemagne
- Nanko, S., Oshima, H., Watanabe, T., Sasaki, S., Hara, M., & Shibamoto, Y. (2009). Usefulness of the Application of the BLADE Technique to Reduce Motion Artifacts on Navigation-Triggered Prospective Acquisition Correction (PACE) T2-Weighted MRI (T2WI) of the Liver. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(2), 321-326. doi:10.1002/jmri.21855.
- Oliva, M.R., & Saini, S. (2004). Liver cancer imaging: role of CT, MRI, US and PET. *Cancer Imaging*, 4, 42-46. doi:10.1102/1470-7330.2004.0011
- Siemens Healthcare: Medical Solutions, Magnetic Resonance. (2014). *Syngo MR E11: Manuel d'utilisation – Body*. Erlangen, Allemagne.
- Stemmer, A., & Kiefer, B. (2010). Phase navigator for respiratory triggering. *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 18, 5022
- Westbrook, C., Roth, C. K., & Talbot, J. (2011). *MRI In Practice*. (4ème éd.). West Sussex, United Kingdom: Wiley-Blackwell
- Wile, G. E., & Leyendecker, J. R. (2010). Magnetic Resonance Imaging of the Liver: Sequence Optimization and Artifacts. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 18 (3), 525-547. doi:10.1016/j.mric.2010.07.010.
- Yang, R. K., Roth C. G., Ward, R. J., DeJesus, J. O., & Mitchell, D. G. (2010). Optimizing Abdominal MR Imaging: Approaches to Common Problems. *RadioGraphics*, 30(1), 185-199. doi:10.1148/rg.301095076

## **10 ANNEXES**

ANNEXE I : Questionnaire de récolte des données

ANNEXE II : Feuille d'informations à l'attention des TRM

ANNEXE III : Grille d'analyse qualitative des alternatives

ANNEXE IV : Illustration de l'échelle de classification utilisée pour analyser chaque critère

ANNEXE V : Tableaux de scores moyens obtenus par critère d'analyse qualitative

ANNEXE VI : Paramètres d'acquisition des quatre alternatives

ANNEXE VII : Résultats bruts de l'analyse qualitative

## ANNEXE I : Questionnaire de récolte des données

### Travail de Bachelor IRM abdominale

*« Comment optimiser la qualité d'image du protocole IRM hépatique lorsque la séquence T2 TSE FS est péjorée par des artéfacts de mouvements respiratoires ? »*

Nous débutons actuellement notre 3<sup>ème</sup> année Bachelor à l'HESAV de Lausanne, filière TRM. Dans le cadre de notre travail de Bachelor, nous souhaitons optimiser la séquence T2 TSE FS triggée lors d'explorations du foie, car elle peut être péjorée par des artéfacts de mouvements respiratoires malgré l'utilisation de l'écho navigateur. Afin de mener à bien notre recherche, nous allons effectuer une analyse d'images à postériori. Pour ce faire, nous souhaitons tout d'abord quantifier les acquisitions T2 TSE FS rendues ininterprétables par ces artéfacts. Ensuite, nous reprendrons ces examens du foie afin d'analyser la qualité d'image de la T2 TSE FS triggée artéfactée mais également celle de la séquence d'alternative que le TRM aura réalisée en plus de l'examen standard. Il est de même important pour nous de comprendre pourquoi cette alternative a été choisie. Notre but final serait d'instaurer un protocole avec une possibilité de séquence de remplacement dans le cas où la T2 TSE FS triggée ne donne pas le résultat escompté. C'est pourquoi nous souhaiterions que vous remplissiez ce questionnaire le plus précisément possible.

En cas de questions/problèmes, n'hésitez pas à nous contacter. Vous trouverez nos coordonnées ainsi que de plus amples informations sur ce travail dans le document détaillant notre travail.

Nous vous remercions d'avance de votre collaboration.

#### Informations concernant le patient

1. IPP :

Etiquette patient, ou :

- IPP : .....
- Date de l'examen : .....

2. Poids: ..... kg                      Taille: ..... cm                      Age: .....

3. Indications à l'examen :

.....

4. Etat général du patient :

- a. Est-il conscient ?     Oui     Non
- b. Comment se déplace-t-il ?     A pied     En chaise     En lit     Autre.....
- c. Peut-il se déplacer sur la table de manière autonome ?     Oui     Non
- d. Est-il sous monitoring ?     Oui     Non

5. Avez-vous rencontré des difficultés de communication/compréhension?  Oui  Non

Si oui, quelle en est la cause ? (plusieurs choix possibles)

- Langue étrangère                       Jeune enfant  
 Personne âgée                           Autre.....

**Informations spécifiques à la T2 TSE FS Triggée**

6. Quel mode a été utilisé pour l'écho navigateur ?  Automatique  Manuel

Si manuel, où l'avez-vous placé ?.....

7. Est-ce que la T2 TSE FS a été péjorée par des artéfacts de mouvements respiratoires ?

- Non  
 Oui, mais la qualité d'image est encore acceptable  
 Oui, suffisamment pour qu'elle soit difficilement interprétable. La séquence doit être refaite.

**Si oui**, avez-vous une explication à ces artéfacts (état du patient, difficulté respiratoire, mauvaise compréhension, endormissement...) ?

.....  
.....

*La suite concerne la/les séquence(s) réalisée(s) en plus du protocole standard. Il serait important pour nous d'en avoir au moins une, surtout si l'examen est pathologique et/ou que la T2 TSE FS triggée est « ratée ». Dans le cas contraire (manque de temps pour réaliser une alternative), vous pouvez vous arrêter là.*

**Informations spécifiques à l'alternative réalisée**

8. Quelle séquence avez-vous choisi pour remplacer la T2 TSE FS triggée?

- a.  T2 TSE FS     BLADE FS     HASTE FS     Autre: .....
- b. L'avez-vous effectuée en  Apnée ou  Triggée ?

Quel est la raison de ces choix (séquence et mode respiratoire) ?

.....

Remarques

.....  
.....

## **ANNEXE II : Feuille d'informations à l'attention des TRM**

### **Informations relatives à notre travail de Bachelor traitant de l'optimisation du protocole d'IRM hépatique**

Chers TRM, chères TRM,

Nous sommes deux étudiantes en 3<sup>ème</sup> année Bachelor à la Haute Ecole de Santé Vaud de Lausanne, filière TRM. Dans le cadre de cette formation, nous effectuons un travail de Bachelor traitant de l'optimisation du protocole d'IRM hépatique. Pour ce projet, nous collaborons d'ores et déjà avec Chantal Rohner et la Dre Sabine Schmidt, mais votre collaboration nous est également indispensable.

Voici ci-dessous une petite description de notre travail ainsi qu'une explication décrivant ce en quoi votre participation nous est indispensable. Nous vous remercions d'avance de votre collaboration et du temps que vous nous consacrez.

**Titre :** « Comment optimiser la qualité d'image du protocole IRM hépatique lorsque la séquence T2 TSE FS triggée est péjorée par des artefacts de mouvements respiratoires ? »

**Problématique :** La problématique générale de ce travail concerne les artefacts de mouvements respiratoires dégradant la qualité d'image de la séquence T2 TSE FS triggée. En effet, malgré qu'elle soit couplée à la respiration à l'aide de l'écho navigateur, des artefacts dus à la respiration irrégulière du patient peuvent venir compliquer le diagnostic.

**Objectif :** Le but de notre travail serait d'optimiser le protocole actuel en trouvant une alternative à la T2 TSE FS triggée lorsque celle-ci est péjorée par des artefacts de mouvements respiratoires.

**Méthode :** Nous prévoyons d'analyser différentes séquences T2 sous diverses formes respiratoires afin de déterminer laquelle serait la plus appropriée à subvenir à la T2 TSE FS triggée en termes de qualité d'image. En accord avec la Dre Schmidt, il s'agira des séquences HASTE FS, BLADE FS triggée ainsi que de la T2 TSE FS en apnée.

Notre récolte des données se déroulera au sein du service d'IRM du CHUV et à l'aide d'un questionnaire que nous vous demanderons de remplir **pour chaque examen ayant une indication hépatique** (une explication du questionnaire se trouve ci-dessous). Elle se déroulera sur une IRM 3T, Skyra, de mi-août à mi-novembre environ. Les questionnaires à remplir seront disponibles à côté de la console.

Dans l'idéal, il serait bien que vous puissiez **réaliser une des 3 séquences citées ci-dessus en plus du protocole hépatique prévu**, afin que la Dre Schmidt puisse analyser la T2 TSE FS triggée ainsi qu'une 2<sup>ème</sup> séquence supplémentaire pour le même patient. Nous comprenons que cela peut être relativement compliqué au niveau du temps d'examen prévu par patient et c'est pourquoi nous aimerions que vous le fassiez au mieux et dans la mesure du possible. Nous avons prévu une récolte assez large afin d'avoir suffisamment d'examens si jamais le temps venait à vous manquer pour effectuer les séquences supplémentaires.

**Questionnaire :** Pour ce point, votre aide nous est indispensable. Vous trouverez ci-joint un exemplaire de la feuille de récolte des données du patient, que nous avons élaborée sous forme de questionnaire. En effet, ce dernier va non seulement nous permettre de récupérer à posteriori les examens réalisés pendant cette période, mais également de prendre connaissance des raisons de l'échec de la séquence T2 TSE FS triggée, du choix de l'alternative et d'autres données nécessaires à l'analyse. Comme expliqué ci-dessus, il faudrait le remplir à chaque fois qu'une IRM hépatique est réalisée. Ceci nous permettra de quantifier le nombre de T2 TSE FS triggées ayant été artéfactées.

Nous avons séparé le questionnaire en trois parties : une première relative au patient et à son état général afin de faire des liens avec l'échec de la T2 TSE FS triggée. Une seconde partie traite de la T2 TSE FS triggée en elle-même et enfin une dernière spécifique à l'une des alternatives choisies. Par la suite, nous allons analyser les divers questionnaires, récupérer les images du patient et les transmettre à la Dre Schmidt afin d'avoir une analyse qualitative des différentes séquences proposées.

**Enjeux éthiques :** Cette étude ne nécessite pas directement l'accord du patient. Il n'y a pas de consignes spéciales pour celui-ci, qui va effectuer son examen de la même manière que s'il ne faisait pas partie de notre étude. Nous n'avons pas besoin de renseignements personnels (hormis ceux demandés dans le questionnaire) et il n'y aura alors pas à donner, ni à lui faire signer de feuille d'informations.

Au sujet du questionnaire que nous vous faisons remplir, il n'y a aucune donnée confidentielle vous concernant et aucune possibilité de remonter à l'auteur de l'examen. Une fois récoltées à l'aide de l'IPP, les images du patient seront traitées de manière confidentielle, anonymisées puis détruites à la fin de la recherche.

Il n'y a pas de risque ni pour le patient, ni pour le TRM à prendre part à cette étude. L'intérêt de la démarche est d'optimiser le protocole, avec tous les avantages que cela peut impliquer en termes de temps, de qualité d'image et de prise en charge du patient à l'avenir.

En espérant que notre étude vous intéresse et que vous allez y prendre part avec plaisir, nous vous remercions de l'attention et du temps que vous accorderez à notre travail.

En cas de doutes, questions, propositions ou toutes autres raisons, nous restons à votre entière disposition. N'hésitez surtout pas à nous contacter.

Nous vous prions de recevoir nos meilleures salutations.

Manuela et Estelle  
TRM 3<sup>ème</sup> BSc  
HESAV

Manuela Antonuccio  
[manuela.antonuccio@hesav.ch](mailto:manuela.antonuccio@hesav.ch)

Estelle Curty  
[estelle.curty@hesav.ch](mailto:estelle.curty@hesav.ch)

## ANNEXE III : Grille d'analyse qualitative des alternatives

### A. Données patient

N° du cas : .....

Nom ou type de la séquence supposée : .....

### B. Artéfacts

1 = sévères, 2 = considérables, 3 = acceptables, 4 = faibles, 5 = absents

		1	2	3	4	5
<b>Artéfacts</b>	Mouvements respiratoires					
	Mouvements péristaltiques					
	Pulsations vasculaires					
	« Ghosting » (vésicule biliaire, kystes)					
	Vide de flux dans les voies biliaires					

### C. Contours anatomiques (Edge sharpness)

1 = inacceptable, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente

		1	2	3	4	5
<b>Netteté des contours</b>	Foie					
	Vésicule biliaire					
	Voies biliaires intra hépatiques					
	Voies biliaires extra hépatiques					

1 = invisible (vaisseaux très flous), 2 = faible (uniquement veine porte visible), 3 = acceptable (branches principales visibles), 4 = bonne (petites branches visibles), 5 = excellente (vaisseaux périphériques visibles)

<b>Visibilité, démarcation des vaisseaux intra hépatiques</b>	1	2	3	4	5

## **D. Lésions**

### **1) *Liquides***

1 = inacceptable, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente

<b>Visibilité, démarcation des lésions (kystiques)</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>

Nombre de lésions visibles : .....

### **2) *Solides***

1 = inacceptable, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente

<b>Visibilité, démarcation des lésions solides</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>

Nombre de lésions visibles : .....

## **E. Qualité globale de l'image**

1 = inacceptable, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente

<b>Qualité globale de l'image</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>

## **F. Confiance diagnostique**

1 = aucune, 2 = faible, 3 = satisfaisante, 4 = bonne, 5 = excellente

<b>Confiance diagnostique</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>

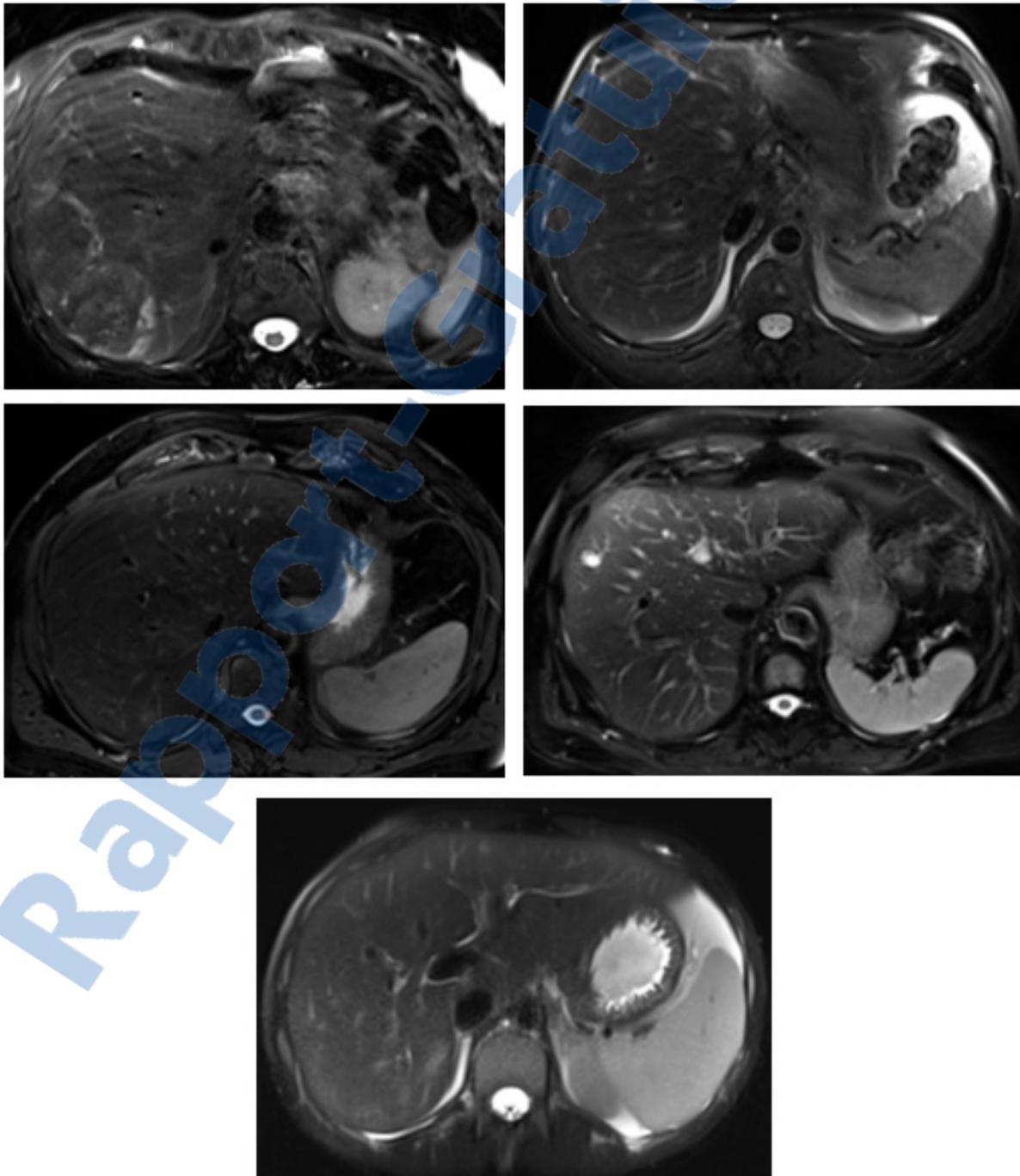
## **G. Remarques**

**ANNEXE IV: Illustration de l'échelle de classification utilisée pour analyser chaque critère**

**Artéfacts de mouvements respiratoires**

Avec de gauche à droite et de haut en bas :

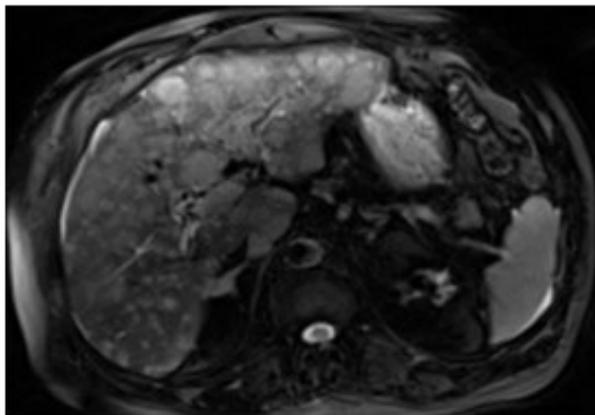
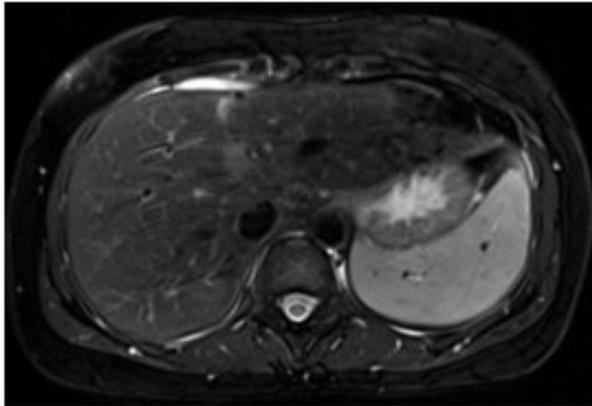
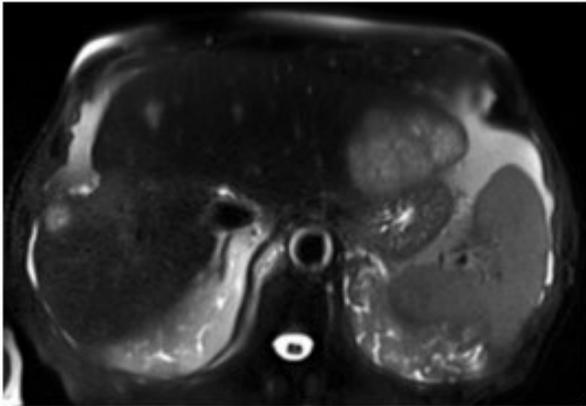
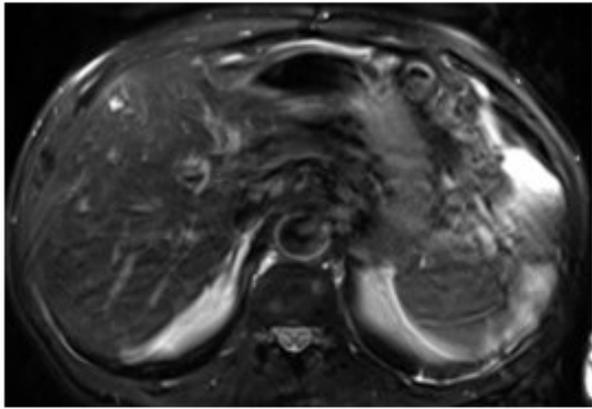
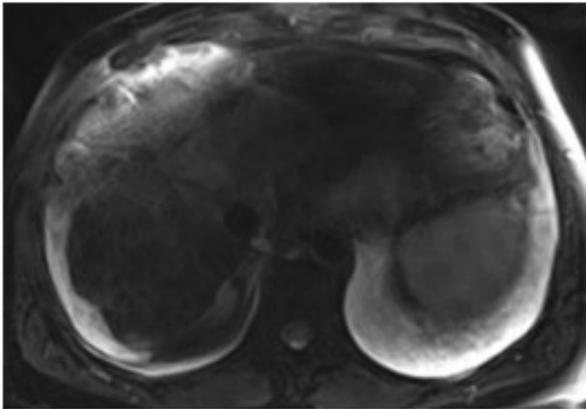
1 = sévères (T2 TSE FS triggée) / 2 = considérables (T2 TSE FS apnée) / 3 = acceptables (T2 TSE FS triggée) / 4 = faibles (BLADE FS) / 5 = absents (HASTE FS)



### Netteté des contours du foie

Avec de gauche à droite et de haut en bas :

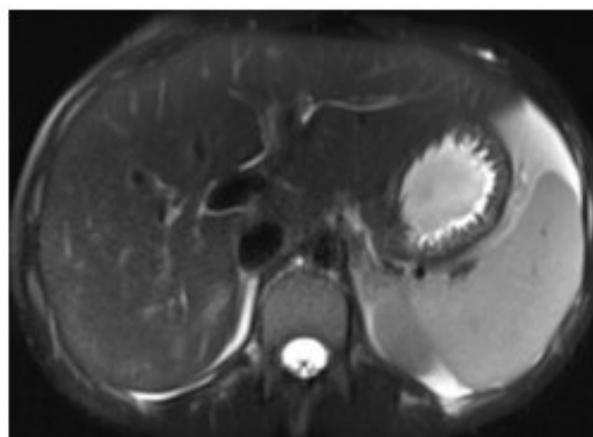
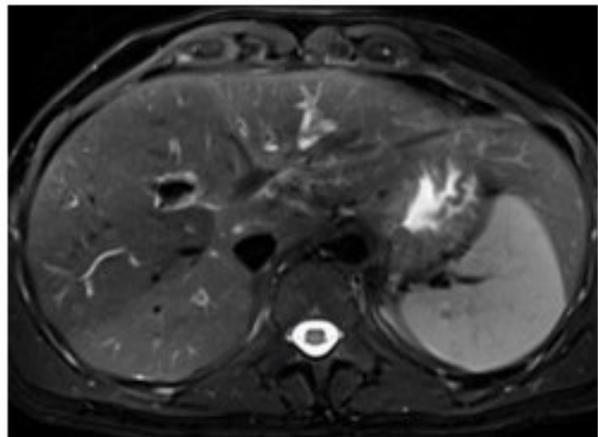
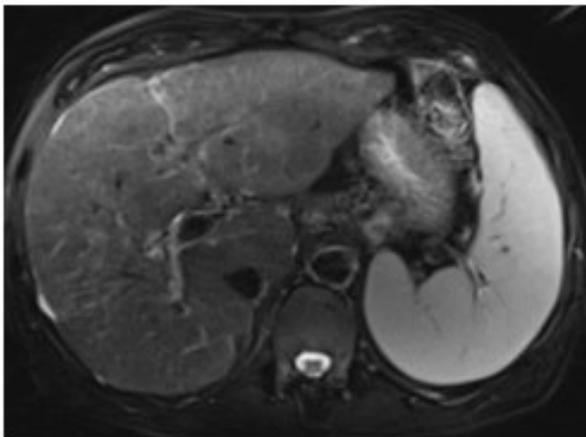
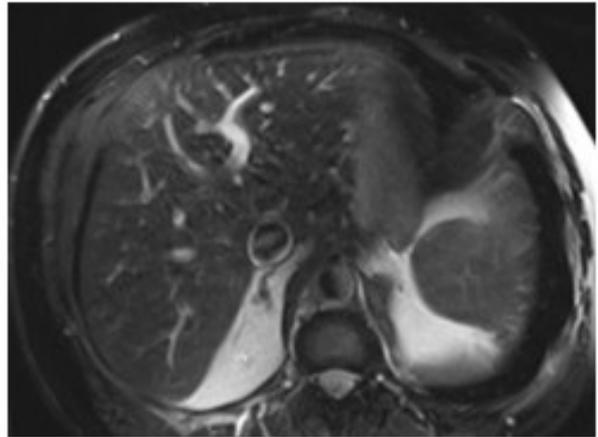
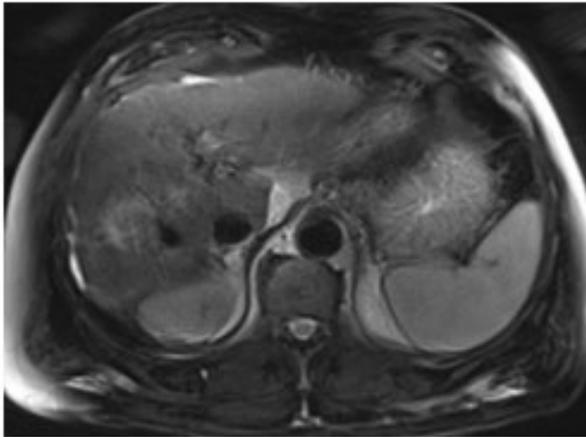
1 = inacceptable (BLADE FS) / 2 = faible (T2 TSE FS apnée) / 3 = satisfaisante (HASTE FS) / 4 = bonne (T2 TSE FS triggée) / 5 = excellente (BLADE FS)



### Netteté des contours des voies biliaires

Avec de gauche à droite et de haut en bas :

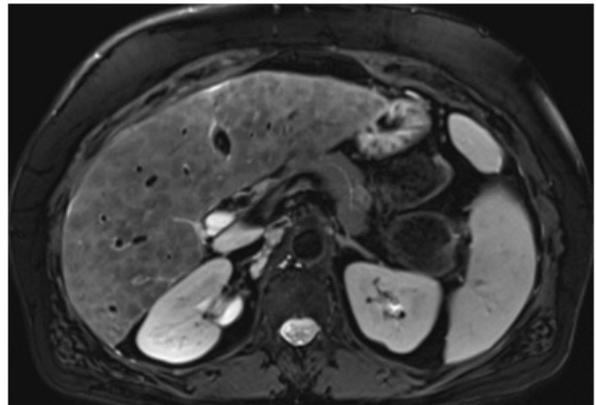
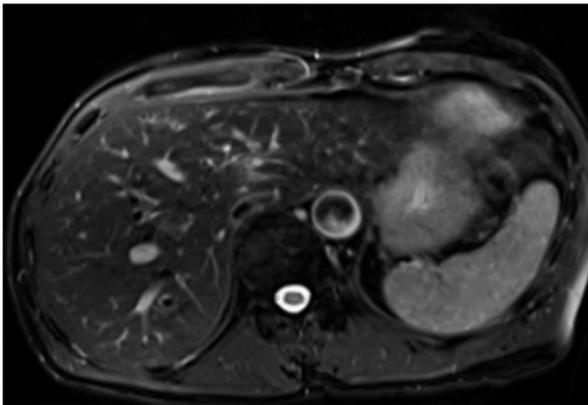
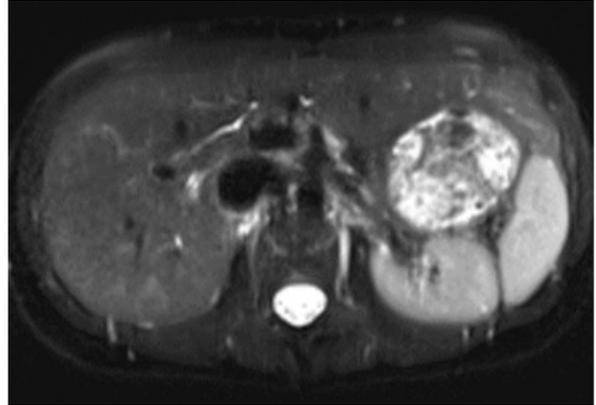
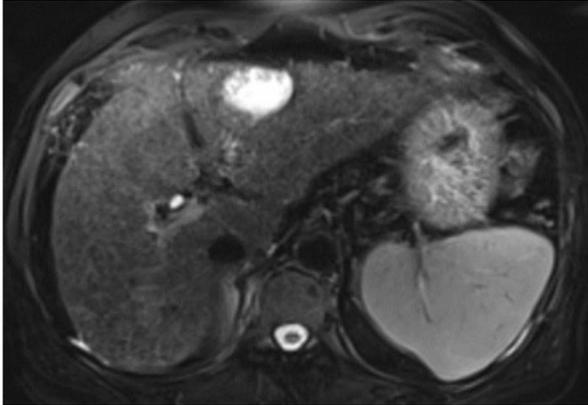
1 = inacceptable (BLADE FS) / 2 = faible (T2 TSE FS apnée) / 3 = satisfaisante (BLADE FS) / 4 = bonne (T2 TSE FS triggée) / 5 = excellente (HASTE FS)



### Visibilité des vaisseaux intra hépatiques

Avec de gauche à droite et de haut en bas :

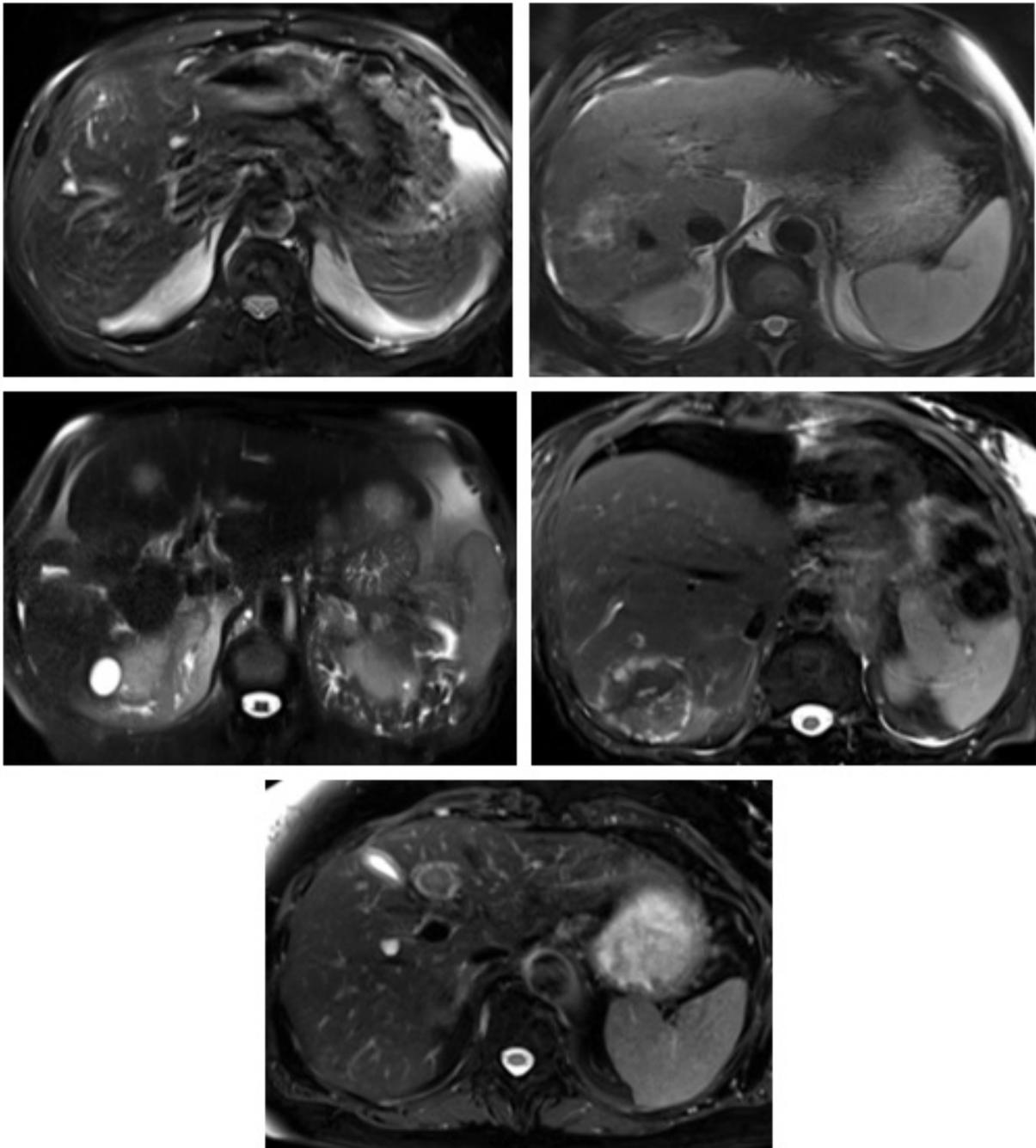
2 = faible (uniquement veine porte visible) (BLADE FS) / 3 = acceptable (branches principales visibles) (HASTE FS) / 4 = bonne (petites branches visibles) (T2 TSE FS apnée) / 5 = excellente (vaisseaux périphériques visibles) (T2 TSE FS triggée)



### Visibilité des lésions

Avec de gauche à droite et de haut en bas :

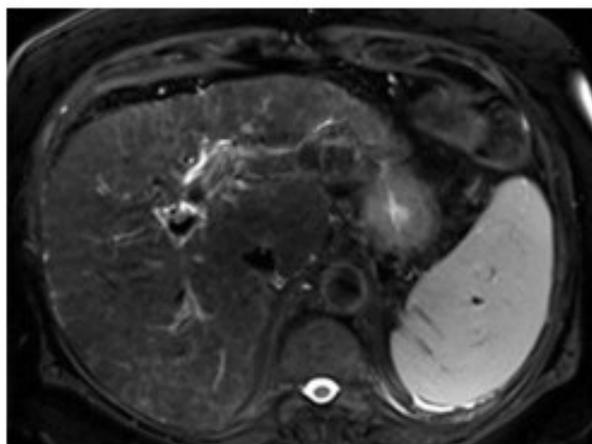
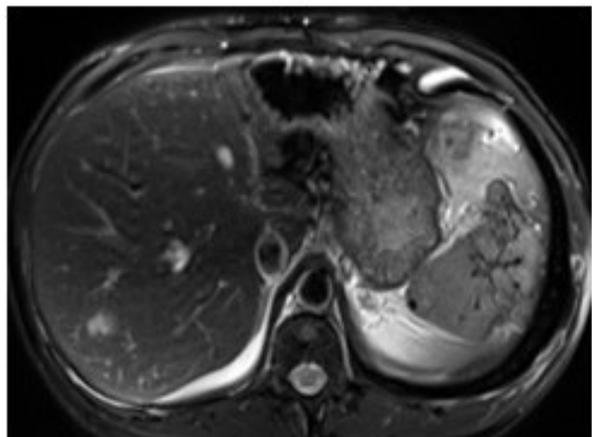
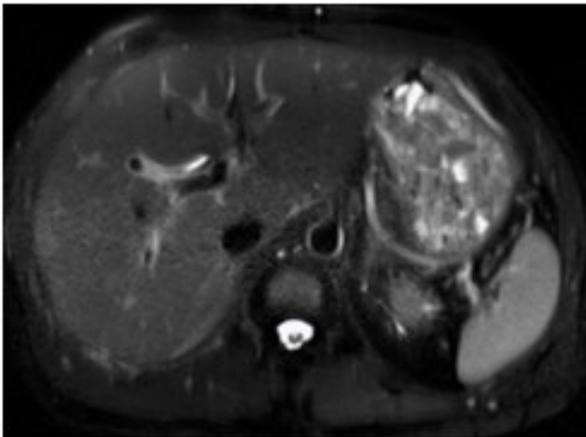
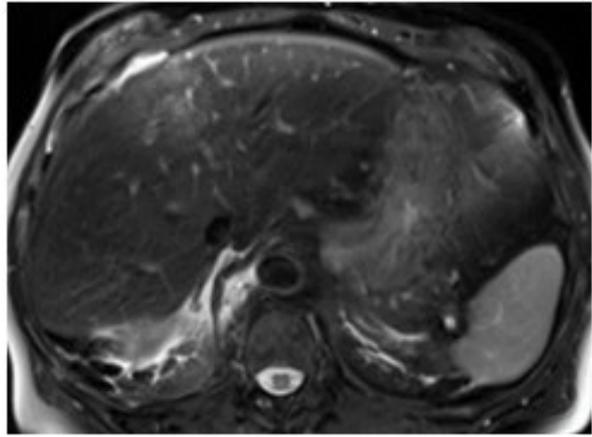
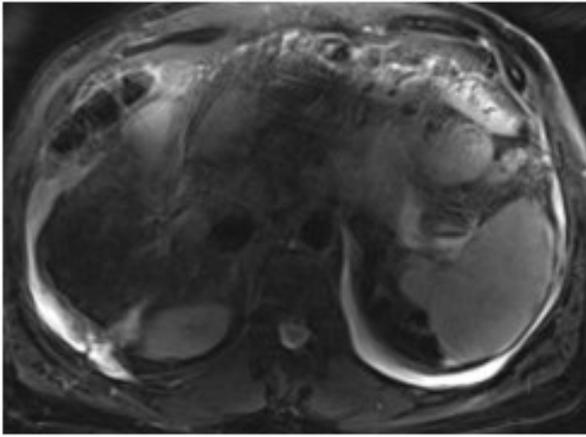
1 = inacceptable (T2 TSE FS apnée) / 2 = faible (BLADE FS) / 3 = satisfaisante (HASTE FS) / 4 = bonne (T2 TSE FS triggée) / 5 = excellente (T2 TSE FS triggée)



### Qualité globale de l'image

Avec de gauche à droite et de haut en bas :

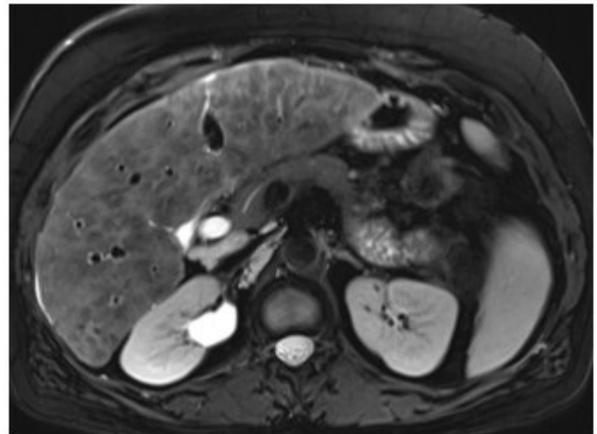
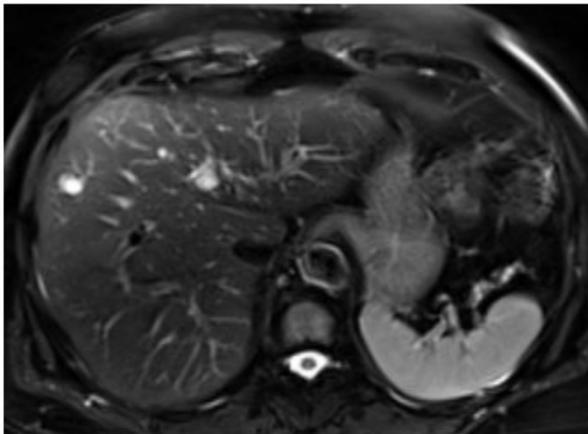
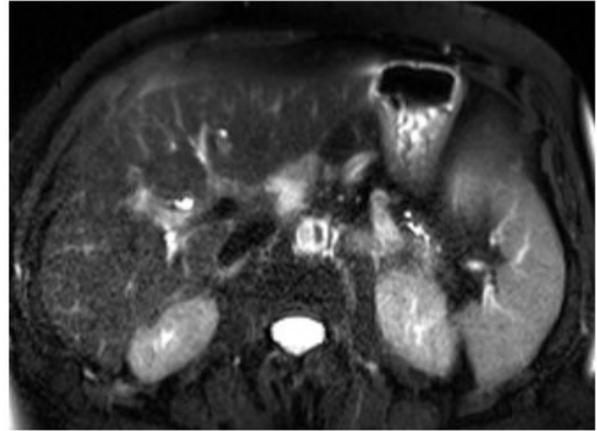
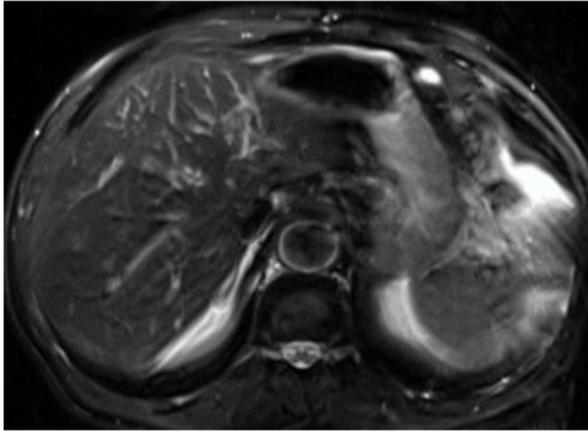
1 = inacceptable (BLADE FS) / 2 = faible (T2 TSE FS apnée) / 3 = satisfaisante (HASTE FS) / 4 = bonne (T2 TSE FS apnée) / 5 = excellente (T2 TSE FS triggée)



### Confiance diagnostique

Avec de gauche à droite et de haut en bas :

2 = faible (T2 TSE FS apnée) / 3 = satisfaisante (HASTE FS) / 4 = bonne (BLADE FS) / 5 =  
excellente (T2 TSE FS triggée)



## ANNEXE V : Tableaux de scores moyens obtenus par critère d'analyse qualitative

	T2 TSE FS triggée	T2 TSE FS apnée	HASTE FS apnée	BLADE FS triggée
<b>1) Artéfacts</b>				
Mouvements respiratoires	2.9 ± 1.1	2.9 ± 0.74	4.6 ± 0.7	2.5 ± 1.27
Mouvements péristaltiques	3.4 ± 0.97	3.4 ± 0.84	4.5 ± 0.71	3.3 ± 1.16
Pulsations vasculaires	3.5 ± 0.85	2.9 ± 0.88	4.1 ± 1.29	3.9 ± 0.99
Ghosting	4.6 ± 0.84	4 ± 0.94	5 ± 0	5 ± 0
Vide de flux dans les voix biliaires	5 ± 0	4.8 ± 0.63	4.8 ± 0.63	5 ± 0
<b>2) Contours anatomiques</b>				
<i>Netteté des contours</i>				
Foie	3.8 ± 0.63	3.2 ± 0.63	3.6 ± 0.52	3.1 ± 1.1
Vésicule biliaire	3.8 ± 1.3 (n=5)	3.13 ± 0.83 (n=8)	3.5 ± 0.93 (n=8)	3 ± 1.32 n=(9)
Voies biliaires intra hépatiques	3.7 ± 0.67	2.9 ± 0.74	4.4 ± 0.7	2.8 ± 0.92
Voies biliaires extra hépatiques	3.7 ± 0.82	3 ± 0.82	4.4 ± 0.52	2.8 ± 0.92
Voies biliaires	3.7 ± 0.73	2.95 ± 0.76	4.4 ± 0.6	2.8 ± 0.89
<i>Démarcation des vaisseaux intra hépatiques</i>	4.3 ± 0.48	3.9 ± 0.88	3 ± 0.47	3.4 ± 0.84
n = nombre de cas avec une vésicule biliaire				
<b>3) Lésions</b>				
Visibilité des lésions liquides	4 ± 1 (n=3)	3.2 ± 0.84 (n=5)	5 ± 0 (n=2)	3 ± 1 (n=5)
Visibilité des lésions solides	4.17 ± 0.5 (n=9)	2 ± 1 (n=3)	2 ± 1.15 (n=4)	2.4 ± 1.14 (n=5)
Toutes lésions confondues	4.13 ± 0.61 (n=10)	2.75 ± 1.04 (n=7)	3 ± 1.79 (n=5)	2.7 ± 1.06 (n=9)
n = nombre de séquences présentant des lésions				
<b>4) Qualité globale de l'image</b>	3.7 ± 0.67	2.9 ± 0.74	3.3 ± 0.95	2.8 ± 1.03
<b>5) Confiance diagnostique</b>	4 ± 0.67	3.1 ± 0.74	3.3 ± 0.82	3.1 ± 0.99

## ANNEXE VI : Paramètres d'acquisition des quatre alternatives

Paramètres techniques primordiaux ayant été nécessaires à l'acquisition de l'alternative T2 TSE FS triggée

N° Cas	TR [ms]	TE [ms]	NEX	ETL	FOV (P x F)	Matrice (P x F)	Np acquis	Sens Np	Nbre de coupes	Epaisseur de coupes [mm]	GAP [mm]	Echo navigateur	Type FS	Angle de bascule [°]	TA [min]
21	7434	70	2	18	262x400	294x448	181	AP	36	5	1	Phase auto	SPAIR	160	03:51
10	5320	70	2	18	262x400	294x448	181	AP	36	5	1	Liver Dome	SPAIR	160	06:16
35	5479	70	2	18	262x400	294x448	181	AP	36	6	1.2	Phase manuel	SPAIR	160	05:30
3	5562	70	2	18	262x400	294x448	181	AP	40	5	1	Phase manuel	SPAIR	160	09:32
33	6090	70	2	18	262x400	294x448	181	AP	38	5	1	Phase auto	SPAIR	160	05:15
20	5859	70	2	18	262x400	406x448	253	AP	47	5	1	Phase auto	SPAIR	160	12:06
31	6887	70	2	18	262x400	406x448	253	AP	40	5	1	Liver Dome	SPAIR	160	06:21
22	10822	70	2	18	262x400	322x448	181	AP	36	5	1	Phase manuel	SPAIR	160	05:45
13	6943	70	2	18	262x400	294x448	181	AP	39	5	1	Phase auto	SPAIR	160	08:15
8	4642	70	2	18	262x400	294x448	181	AP	36	5	1	Liver Dome	SPAIR	160	04:45

Paramètres techniques primordiaux ayant été nécessaires à l'acquisition de l'alternative T2 TSE FS en apnée

N° Cas	TR [ms]	TE [ms]	NEX	ETL	FOV (P x F)	Matrice (P x F)	Np acquis	Sens Np	Nbre de coupes	Epaisseur de coupes [mm]	GAP [mm]	Nombre d'apnées	Type FS	Angle de bascule [°]	TA [min]
23	3000	68	1	25	285x380	240x320	240	AP	36	5	1	5	SPAIR	160	02:38
9	3530	66	1	25	285x380	240x320	240	AP	36	6	1.2	3	SPAIR	160	01:36
30	3530	68	1	25	285x380	240x320	240	AP	36	5	1	3	SPAIR	160	01:36
2	3530	68	1	25	285x380	240x320	240	AP	36	5	1	3	SPAIR	160	01:36
14	3530	68	1	25	285x380	240x320	240	AP	36	5	1	3	SPAIR	160	01:42
29	3530	68	1	25	285x380	240x320	240	AP	36	5	1	3	SPAIR	144	01:36
18	3000	66	1	25	320x380	270x320	270	AP	30	5.5	1.1	3	SPAIR	160	01:20
32	3530	68	1	25	285x380	240x320	240	AP	35	5	1	3	SPAIR	160	02:29
25	2950	66	1	25	285x380	240x320	240	AP	38	6	1.2	4	SPAIR	160	02:10
28	3530	66	1	25	350x400	280x320	280	AP	36	5.5	1.1	4	SPAIR	160	02:24

Paramètres techniques primordiaux ayant été nécessaires à l'acquisition de l'alternative HASTE FS en apnée

N° Cas	TR [ms]	TE [ms]	NEX	ETL	FOV (P x F)	Matrice (P x F)	Np acquis	Sens Np	Nbre de coupes	Epaisseur de coupes [mm]	GAP [mm]	Nombre d'apnées	Type FS	Angle de bascule [°]	TA [min]
17	1600	96	1	122	312x400	250x320	122	AP	50	3	0.6	4	FatSat	160	02:24
24	1600	96	1	122	312x400	250x320	122	AP	50	3	0.6	4	FatSat	160	02:24
1	1600	96	1	122	312x400	250x320	122	AP	60	3	0.75	4	FatSat	160	02:40
11	1600	96	1	124	312x400	250x320	124	AP	60	3.5	0.875	4	FatSat	160	02:40
38	1600	96	1	140	398x440	290x320	140	AP	60	3.5	0.875	5	FatSat	160	03:02
26	1600	96	1	122	312x400	250x320	122	AP	52	3	0.6	4	FatSat	160	02:27
34	1600	96	1	124	312x400	250x320	124	AP	62	3.5	1.05	5	FatSat	160	03:02
15	1600	96	1	122	312x400	250x320	122	AP	54	3	0.6	4	FatSat	160	02:30
7	1600	96	1	124	312x400	250x320	124	AP	60	3.5	0.875	5	FatSat	160	03:02
40	1600	96	1	151	416x430	310x320	151	AP	50	4	0.8	4	FatSat	160	02:23

Paramètres techniques primordiaux ayant été nécessaires à l'acquisition de l'alternative BLADE FS

N° Cas	TR [ms]	TE [ms]	NEX	ETL	FOV (P x F)	Matrice (P x F)	Np acquis	Sens Np	Nbre de coupes	Epaisseur de coupes [mm]	GAP [mm]	Echo navigateur	Type FS	Angle de bascule [°]	TA [min]
16	7322	83	1	23	380x380	256x256	256	O	40	5	1	Phase auto	SPAIR	160	08:04
39	6926	83	1	23	380x380	256x256	256	O	36	5	1	Phase auto	SPAIR	134	04:21
4	3333	83	1	23	400x400	256x256	256	O	36	5	1	Phase auto	SPAIR	123	05:58
37	4078	83	1	23	380x380	256x256	256	O	40	5	1	Phase auto	SPAIR	142	07:28
5	4056	83	1	23	380x380	256x256	256	O	36	5	1	Phase auto	SPAIR	134	04:51
27	3539	83	1	23	380x380	256x256	256	O	40	5	1	Liver Dome	SPAIR	145	06:00
19	3872	83	1	23	380x380	256x256	256	O	35	5	1	Liver Dome	SPAIR	160	03:53
36	3465	83	1	23	380x380	256x256	256	O	35	5	1	Liver Dome	SPAIR	160	03:42
12	7063	83	1	23	380x380	256x256	256	O	35	5	1	Phase manuel	SPAIR	131	04:46
6	7518	83	1	23	380x380	256x256	256	O	35	5	1	Phase manuel	SPAIR	160	04:51

## Annexe VII : Résultats bruts de l'analyse qualitative

N° cas	Séquence	Artéfacts						Netteté des contours			Visibilité des lésions				Qualité globale de l'image	Confiance diagnostique	Remarques	
		Mouvements respiratoires	Mouvements péristaltiques	Mouvements vasculaires	Pulsations vasculaires	Ghosting	Vide flux voies biliaires	Foie	Vésicule biliaire	Voies biliaires intra hépatiques	Voies biliaires extra hépatiques	Démarcation vaisseaux intra hépatiques	Liquides	Nombre de liquides				Solides
17	HASTE	3	5	3	5	4	4	4	4	4	3	-	0	-	0	2	3	-
24	HASTE	4	4	4	5	3	3	3	5	4	3	-	0	-	0	2	2	-
1	HASTE	5	5	5	5	4	4	5	5	5	3	-	0	-	0	4	3	-
11	HASTE	5	5	5	5	3	4	4	5	4	4	5	1	-	0	3	4	-
38	HASTE	4	3	5	5	3	2	3	4	3	3	-	0	-	?	4	3	-
26	HASTE	5	4	2	5	4	-	5	4	2	2	-	0	3	1	3	3	Cholécystectomie
34	HASTE	5	5	5	5	3	3	3	5	3	3	5	1	3	>10	3	3	-
15	HASTE	5	5	2	5	4	-	4	4	3	3	-	0	1	?	3	3	Cholécystectomie
7	HASTE	5	5	5	5	3	5	5	5	3	3	-	0	-	0	5	5	-
40	HASTE	5	4	5	5	4	3	4	4	3	3	-	0	-	0	4	4	-
23	T2 apnée	4	4	3	5	4	4	4	3	4	4	-	0	3	1	4	4	-
9	T2 apnée	4	5	5	4	4	4	4	4	3	5	4	1	-	0	4	4	-
30	T2 apnée	2	3	2	4	3	-	2	3	3	3	2	5	1	?	2	2	Cholécystectomie
2	T2 apnée	4	4	3	5	3	3	3	3	4	4	3	1	-	0	3	3	-
14	T2 apnée	3	3	3	5	3	3	3	3	4	5	-	0	2	1	2	2	-
29	T2 apnée	2	2	2	3	3	-	2	2	2	3	-	0	-	0	2	3	Cholécystectomie
18	T2 apnée	3	3	3	5	4	2	2	2	5	5	-	0	-	0	3	3	-
32	T2 apnée	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3	-	0	-	0	3	3	-
25	T2 apnée	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	-	0	-	0	3	3	-
28	T2 apnée	3	4	3	3	3	4	4	4	4	4	4	1	-	0	3	4	-
16	BLADE	2	2	2	5	3	2	2	3	2	4	-	0	2	1	2	2	-
39	BLADE	3	4	4	5	4	4	4	3	4	4	4	4	3	1	4	4	-
4	BLADE	5	5	5	5	5	5	5	4	4	4	-	0	4	+++	4	4	-
37	BLADE	3	3	3	5	3	4	3	3	4	4	-	0	-	0	3	4	-
5	BLADE	1	5	5	5	3	-	3	3	3	3	4	1	-	0	3	4	Cholécystectomie
27	BLADE	4	3	4	5	4	4	4	4	4	4	3	7	-	0	4	4	-
19	BLADE	2	2	5	5	2	1	1	1	3	2	2	1	-	0	2	2	-
36	BLADE	1	2	4	5	5	2	2	3	2	2	-	0	1	?	1	2	-
12	BLADE	2	3	4	5	3	2	2	2	2	2	2	1	-	0	2	2	-
6	BLADE	2	4	3	5	3	3	3	3	4	4	-	0	2	2	3	3	-
21	T2 triggée	2	3	4	3	4	4	3	4	3	4	3	2	-	0	3	3	-
10	T2 triggée	2	2	2	5	3	3	3	3	4	4	-	0	4	1-2	3	3	-
35	T2 triggée	4	3	3	5	3	-	4	5	4	4	-	0	3.5	10	4	4	Cholécystectomie
3	T2 triggée	4	5	4	3	5	5	4	3	4	4	5	2	4	2	4	4	-
33	T2 triggée	4	4	3	3	4	-	3	3	4	4	-	-	4	1	4	4	Cholécystectomie
20	T2 triggée	3	4	4	5	5	4	-	5	4	5	-	0	5	+++	4	5	Cholécystectomie
31	T2 triggée	4	4	5	5	4	-	5	5	5	5	-	0	5	+++	5	5	Cholécystectomie
22	T2 triggée	3	3	3	5	4	-	4	4	4	4	4	6	4	3	4	4	Cholécystectomie
13	T2 triggée	1	2	4	5	4	2	2	3	3	4	-	0	4	4.5	3	4	-
8	T2 triggée	2	4	3	5	4	5	4	4	5	5	-	0	4	+++	3	4	-

