

CE QU'IL FAUT SAVOIR SUR L'IRM DU FOIE EN PRATIQUE QUOTIDIENNE : INDICATIONS, LIMITES, SÉMÉIOLOGIE ET PLACE PAR RAPPORT AU SCANNER

D. REGENT*, A. RODDE, C. BAZIN, M. CLAUDON
A. BRESSON, B. BOYER, A. BLUM

RÉSUMÉ

L'IRM du foie reste à l'heure actuelle une technique de dernier recours qui n'est mise en œuvre que pour pallier les défaillances des autres méthodes d'imagerie morphologique du foie. C'est pourtant un moyen diagnostique sensible, précis, atraumatique, qui devrait très souvent intervenir beaucoup plus tôt dans le bilan des hépatopathies focales. Il supplantera sans aucun doute la scannographie tant pour le diagnostic que pour la surveillance des lésions focales du foie et de certaines hépatopathies diffuses lorsque la diffusion des appareils et de la méthode rendront son accès beaucoup plus facile.

Malgré plusieurs années de recherches et d'applications cliniques, l'IRM n'a pas encore trouvé sa véritable place dans l'imagerie quotidienne de l'abdomen et du pelvis. Cette technique prometteuse, non agressive, d'ores et déjà indispensable dans l'imagerie du névraxe, se heurte en effet pour l'exploration de l'abdomen aux deux facteurs limitants classiques de la radiologie viscérale que sont les artefacts dus aux mouvements (en particulier respiratoires) lorsque la durée des acquisitions est longue et l'indispensable repérage du tube digestif par un produit de contraste. Ces différents problèmes font bien entendu l'objet de recherches actives et l'on enregistre déjà d'importants progrès tant

Mots clés : Foie : néoplasmes, stéatose, hémochromatose, angiome, adénome, hyperplasie nodulaire focale.

Département de Radiologie (Pr D. REGENT), CHU Nancy-Brabois.

dans la mise au point de techniques limitant les artefacts (méthodes d'« imagerie rapide », logiciels de suppression des artefacts vasculaires etc...) que dans l'élaboration de produits de contraste adaptés.

En dépit de ces difficultés qui s'amenuisent d'ailleurs régulièrement, l'IRM est dès à présent une technique complémentaire et concurrente de l'échographie et du scanner dans l'exploration de certains parenchymes pleins de l'abdomen (foie, surrénales, reins, rate). De nombreuses études cliniques lui reconnaissent déjà une supériorité assez nette tant en sensibilité qu'en spécificité, dans des domaines précis de la pathologie hépatique focale (angiomes en particulier mais aussi métastases, hépatocarcinomes) ou des hépatopathies diffuses (hémochromatose).

Il est donc nécessaire de connaître dès à présent les indications et les limites de l'IRM hépatique. En dépit de son coût élevé, cette technique peut en effet, en se substituant à l'enchaînement habituel des diverses méthodes d'imagerie (échographies et scanners souvent itératifs en cas d'incertitude diagnostique) représenter en définitive le moyen le moins onéreux, le moins traumatique et le plus sûr, pour rassurer le malade et son médecin en affirmant par exemple la nature angiomateuse de lésions focales hépatiques découvertes échographiquement.

I — IRM DU FOIE DES PRINCIPES GÉNÉRAUX A LA PRATIQUE QUOTIDIENNE

L'exposé des principes physique de l'IRM constitue toujours une rude épreuve pour le conférencier comme

pour ses auditeurs, pour les auteurs d'un article comme pour leurs lecteurs. Il est pourtant important de connaître la signification des différents paramètres qui vont se refléter dans les images et autoriser légitimement à un certain nombre de déductions visant à « caractériser » certains composants tissulaires « in situ ». La répétition restant une base fondamentale de la pédagogie, il faut donc qu'une fois de plus le lecteur tente d'appréhender les principales étapes de cette extraordinaire mais très ésotérique technique d'imagerie.

A) Principe de base

Les applications courantes de la résonance magnétique nucléaire en imagerie concernent les protons (ou noyaux des atomes d'hydrogène). Ces particules tournent sur elles mêmes (spin) et ce mouvement, en provoquant le déplacement de leur charge électrique, crée un petit champ magnétique qui permet donc de les assimiler à de petits aimants. Lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique, les protons s'orientent suivant le sens des lignes de forces du champ et décrivent un mouvement de rotation particulier ou mouvement de précession, analogue à celui que décrit une toupie qui tourne à la fois sur elle même et autour d'un axe vertical déterminé par le champ de gravitation terrestre (fig. 1). La fréquence du mouvement de précession des protons est directement liée à l'intensité du champ magnétique dans lequel ils sont placés. Lorsqu'on apporte de l'énergie à l'échantillon examiné en irradiant par des ondes de radiofréquence (RF) « accordées » à la fréquence de précession, on observe 2 phénomènes :

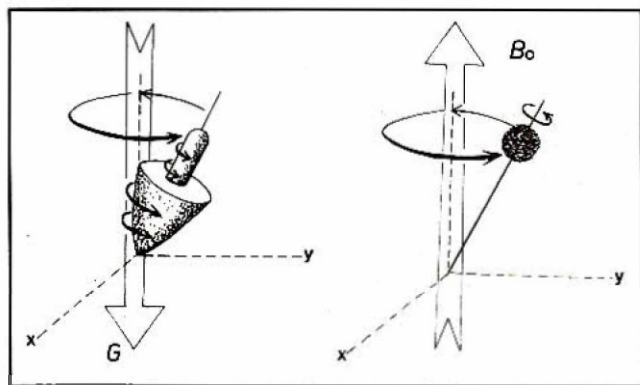


Fig. 1. — Le mouvement de précession.

A : La toupie placée dans le champ de gravitation terrestre (G) tourne sur elle-même (spin) et décrit un mouvement de rotation autour de l'axe du champ G qui est le mouvement de précession.

B : Le proton placé dans le champ magnétique principal B_0 de l'imager RMN tourne sur lui-même (spin) et décrit un mouvement de précession autour de l'axe de B_0 ayant une fréquence (nombre de tours par secondes) directement proportionnelle à l'intensité de B_0 .

— la mise « en phase » des mouvements de précession de tous les protons de l'échantillon,

— le basculement de l'ensemble des protons par rapport aux lignes de forces du champ magnétique principal (fig. 2).

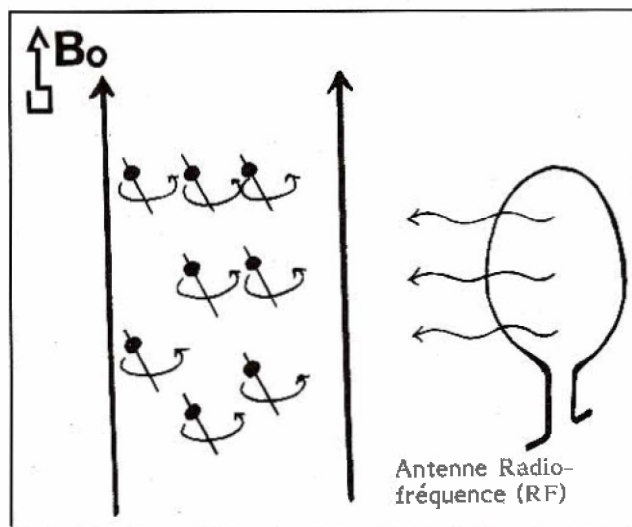


Fig. 2. — L'irradiation de l'échantillon placé dans le champ magnétique B_0 par des ondes RF permet d'apporter de l'énergie aux protons, dans la mesure où les ondes RF sont « accordées » à la fréquence du mouvement de précession des protons. L'apport d'énergie à l'échantillon entraîne :

1. la mise en phase des mouvements de précession de tous les protons de l'échantillon,
2. le basculement de l'ensemble des protons par rapport aux lignes de forces du champ B_0 .

L'importance de ce basculement est fonction de la durée d'application de l'onde RF (impulsions 90° , 180° , etc...).

L'échantillon emmagasine ainsi de l'énergie qu'il va restituer après arrêt de l'irradiation radiofréquence au cours de la « relaxation ». Cette énergie restituée durant la relaxation, va constituer le signal utilisé pour fabriquer une image, en le localisant dans chaque unité de volume de l'échantillon exploré et en le restituant sur un tube cathodique sous forme de variations de luminance.

B) Les paramètres de l'imagerie en résonance magnétique nucléaire du proton

● La densité protonique ρ dans les différentes structures explorées constitue un premier élément essentiel. Les tissus pauvres en protons (en eau) comme les corticales osseuses, l'air des alvéoles pulmonaires etc... ne sont pas explorés ici puisqu'il n'y a pas de « signal » à leur niveau, à l'inverse des tissus mous, riches en eau.

● Les paramètres liés à la relaxation des protons sont de 2 types : (fig. 3 et 4).

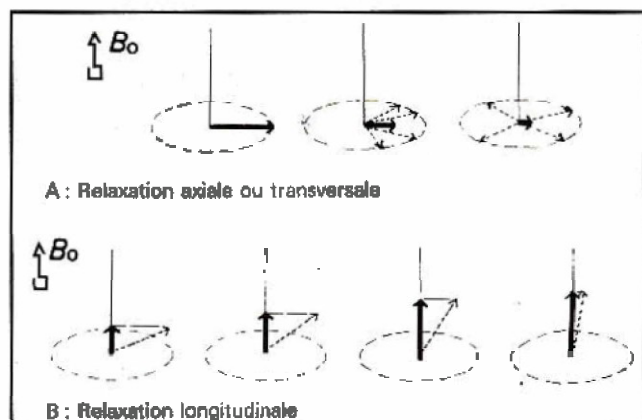


Fig. 3. — La relaxation. Elle correspond à la « restitution » de l'énergie emmagasinée par l'échantillon après arrêt de l'onde RF. Il existe 2 composantes simultanées mais asynchrones.

A. La relaxation axiale, de courte durée, correspond au déphasage des protons (lié aux interactions spin-spin) dans le plan perpendiculaire à B_0 .

B. La relaxation longitudinale, plus lente, correspond au réalignement progressif des protons dans l'axe B_0 .

— Le T_2 ou relaxation axiale correspond au déphasage progressif des mouvements de précession des différents protons qui traduit les interrelations entre les spins. Il est de courte durée dans les tissus biologiques (de 40 milliseconde à 1 sec) et varie selon une fonction exponentielle décroissante dont T_2 est la constante de temps.

— Le T_1 ou relaxation longitudinale correspond au retour progressif des protons dans l'axe des lignes de force du champ magnétique principal. Dans les tissus biologiques, il varie de 50 millisecondes à quelques secondes et est toujours plus long que T_2 . Il varie selon une fonction exponentielle croissante dont T_1 est la constante de temps.

C) On peut par des séquences d'excitation appropriées fabriquer des images dans lesquelles l'un ou l'autre des 3 paramètres principaux : densité protonique ρ , relaxation axiale T_2 , relaxation longitudinale T_1 , sera plus particulièrement privilégié. On parle de séquences « pondérées » en T_1 ou T_2 ou en ρ car il n'est pas possible d'obtenir d'images exclusivement liées à l'un ou l'autre de ces paramètres, du moins de façon directe. Les séquences d'acquisition sont très variées et ne représentent en pratique que des « recettes » pour moduler le signal recueilli en fonction des influences paramétriques que l'on veut étudier.

Pour la pratique, on retiendra les 2 grandes familles de séquences d'acquisition :

1) Les séquences « spin-écho » qui constituent la référence car elles sont utilisées depuis le début de l'IRM et fournissent des images précises dont on mal-

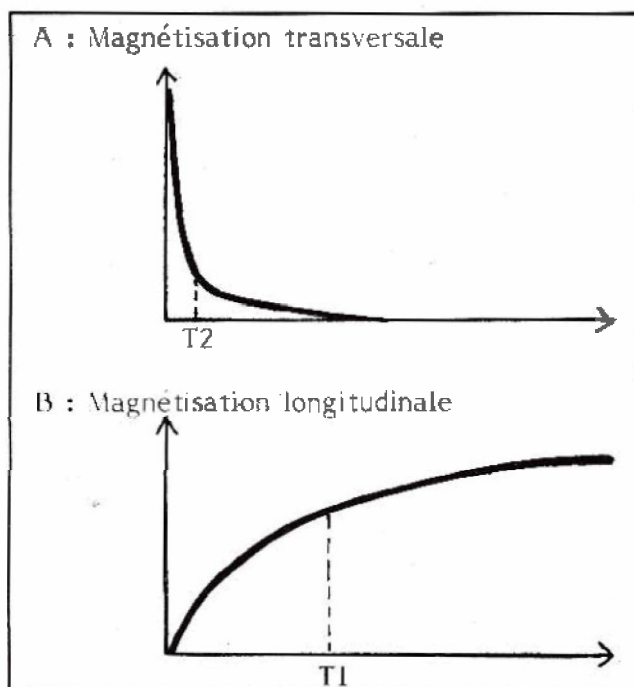


Fig. 4. — Signification de T_2 et T_1 .

A. La relaxation axiale des protons (dans le plan perpendiculaire à B_0) est une exponentielle décroissante. T_2 est sa constante de temps c'est-à-dire le temps nécessaire pour que la magnétisation transversale ait diminué de 63 % de sa valeur maximale.

B. La relaxation longitudinale des protons (dans le plan B_0) est une exponentielle croissante. T_1 est sa constante de temps, c'est-à-dire le temps nécessaire pour que la magnétisation longitudinale ait atteint 63 % de sa valeur maximale.

trise bien l'influence paramétrique par le choix de 2 variables qui sont :

- Le TR ou temps de répétition. C'est le temps au bout duquel on répète l'excitation ; il varie entre 200 ms et 2 000 ms et influe directement sur la durée totale des acquisitions pour chaque séquence.

- Le TE ou temps d'écho qui varie entre 20 et 200 ms ; il influe sur l'intensité du signal en pondération T_1 , T_2 ou ρ .

Globalement, on oppose les séquences « courtes » (à TR courts, inférieurs à 400 ms) qui sont pondérées en T_1 et représentent des durées d'acquisition de l'ordre de 3 à 8 minutes selon le type d'appareil et le nombre de coupes réalisées aux séquences « longues » (TR de l'ordre de 2 000 ms) pondérées en T_2 qui représentent des durées d'acquisition de l'ordre de 8 à 20 minutes.

2) Les séquences « rapides » ou images « en écho de gradient » représentent une modalité plus récente de l'IRM mais une voie d'avenir pleine de promesses. Elles peuvent comme les séquences spin-écho être pondérées en T_1 ou en T_2 mais sont, comme leur nom l'indique, obtenues avec des temps d'acquisition beau-

coup plus brefs. Certaines d'entre elles permettent l'acquisition d'une image de qualité dans des temps parfaitement compatibles avec une apnée (de l'ordre de la seconde). L'examen peut alors être réalisé coupe par coupe comme en scanographie.

D) Les images IRM

- *Les images de résonance magnétique nucléaire du proton* sont la représentation analogique par des niveaux de luminance variable (échelle de gris) des différents paramètres : ρ (densité protonique), T2 et T1 (relaxations axiale et longitudinale des protons qui dépendent des interrelations magnétiques des spins entre eux et des spins avec les atomes voisins). Selon la séquence choisie et caractérisée en spin écho par les valeurs de TR et TE, on obtient une « pondération » plus ou moins lourde par les paramètres ρ , T1 ou T2 (fig. 5).

- *Les images « pondérées en T1 »* (séquences courtes en « spin-écho ») sont les plus précises sur le plan anatomique, car elles ont la meilleure définition (netteté). La hauteur du signal (brillance du pixel) est d'autant plus grande que le T1 du tissu considéré est court (puisque la relaxation longitudinale est une fonction exponentielle croissante). Ainsi, la graisse qui a un T1 court donne un signal élevé par rapport aux structures pariétales ou aux viscères intra-abdominaux ou aux liquides qui ont un T1 très long et apparaissent en gris foncé sur les images (fig. 6).

- *Les images « pondérées en T2 »* (séquences « longues » en spin écho) sont moins précises que les précédentes mais plus riches de possibilités en ce qui concerne la caractérisation tissulaire. Elles se présentent sous forme de « séries » de 3 ou 4 images de la même coupe, correspondant à plusieurs échos successifs et qui sont de plus en plus lourdement pondérées en T2. C'est la hauteur du signal dans une région donnée et les variations de la brillance de ce signal sur les échos successifs qui permettent de préciser les variations de la relaxation axiale des protons liées aux interactions des spins entre eux. La hauteur du signal (brillance du pixel) est d'autant plus grande que le T2 est long puisque la relaxation axiale est une fonction exponentielle décroissante. Les liquides qui ont un T2 très long vont donc donner un signal très élevé par rapport aux structures « charnues » de la cavité abdominale ou des parois. On peut retenir de façon globale qu'un hypersignal sur les échos successifs d'une image obtenue en séquence spin écho « longue » correspond à une augmentation de la quantité de protons « libres » (c'est-à-dire de liquides au sens large) et traduit une lésion hypervascularisée inflammatoire, infectieuse ou tumorale. Si l'hypersignal est franc, intense et homo-

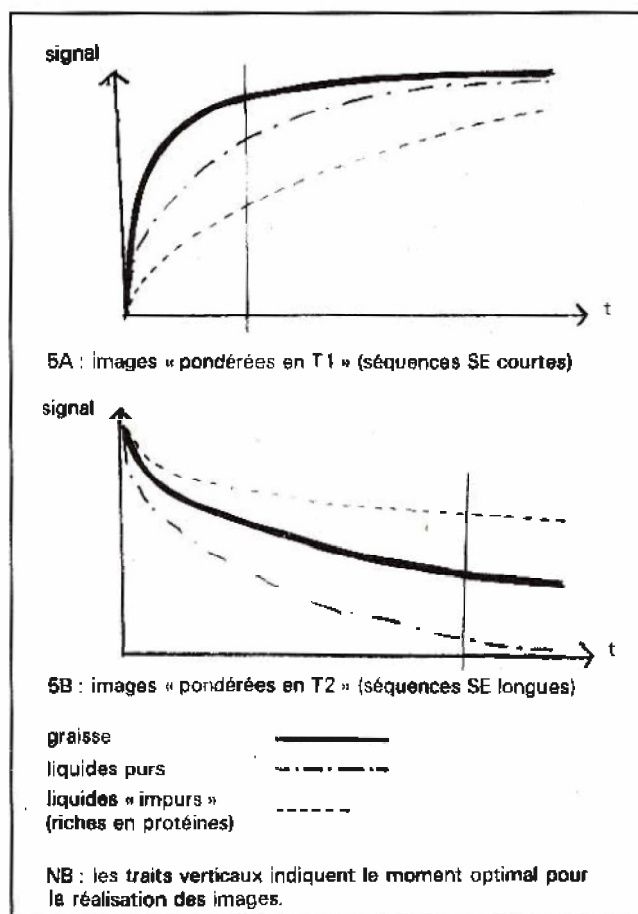


Fig. 5. — Relations signal (brillance de l'image) et valeurs absolues de T1 et T2. Application à la « caractérisation tissulaire » en IRM.

5A : Images pondérées en T1. Les tissus ont un signal d'autant plus élevé que le T1 est COURT : la graisse est blanche ; les liquides purs sont noirs.

5B : Images pondérées en T2. Les tissus ont un signal d'autant plus élevé que leur T2 est LONG ; les liquides purs ont un signal très élevé (images blanches) par rapport à la graisse et aux liquides impurs.

gène, il s'agit d'une collection liquidienne (kyste, abcès) ou d'une tumeur à très forte composante liquidienne (angiomes hépatiques en particulier).

- Il y a ainsi une complémentarité des informations apportées par les images pondérées en T1 et en T2 ce qui explique que, dans l'exploration hépatique en particulier, ces 2 types d'acquisitions sont systématiquement réalisées (fig. 7).

E) Les principales contre-indications à l'exploration IRM abdominale sont représentées par :

- *Les pace-markers* dont le fonctionnement ne s'accommode pas de l'intensité du champ magnétique ni des ondes de radio-fréquence de même que les prothèses valvulaires cardiaques à composants métalliques.

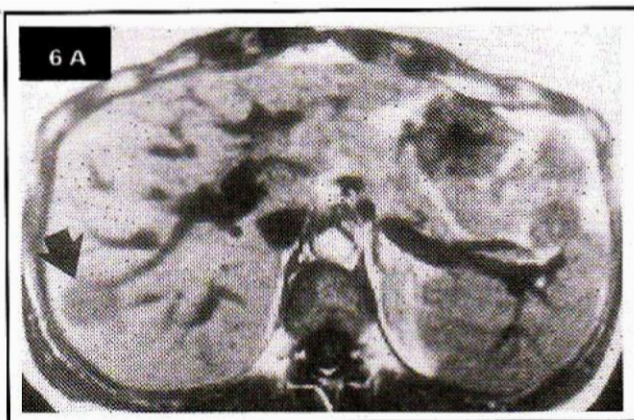
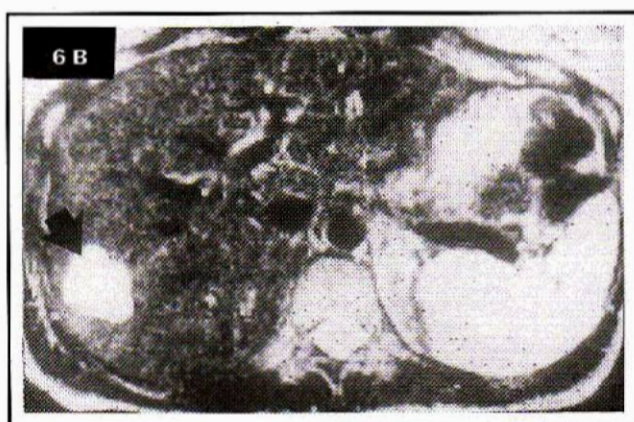


Fig. 6. — IRM du foie.
6A : Image « pondérée en T1 » (séquence spin écho « courte » ; environ 8 minutes d'acquisition pour 6 coupes). Excellente définition anatomique. Les lumières vasculaires sont parfaitement visibles. Présence d'une lésion focale du lobe droit (flèche).



6B : Image fortement « pondérée en T2 » (3^e écho d'une séquence spin écho « longue », environ 15 minutes d'acquisition pour 8 coupes comportant chacune 3 « échos » successifs soit 24 images en tout). La résolution spatiale est nettement moins bonne mais l'hypersignal homogène très net de la lésion focale confirme sa nature angiomateuse.

- La présence de clips vasculaires endocrâniens et de corps étrangers métalliques intra-oculaires qui peuvent être « mobilisés » sous l'action du champ magnétique.

- La claustrophobie qui empêche les malades de supporter un séjour de plusieurs dizaines de minutes dans un tunnel très long à l'intérieur duquel leur corps est engagé en totalité.

Par contre, les prothèses métalliques même en métaux magnétisables, les clips vasculaires extra-encéphaliques (en particulier après chirurgie coronaire ou les filtres caves) ne représentent pas des contre-indications. Tout au plus provoqueront-ils des artefacts sur les images à leur proximité immédiate, tout comme en scannographie.

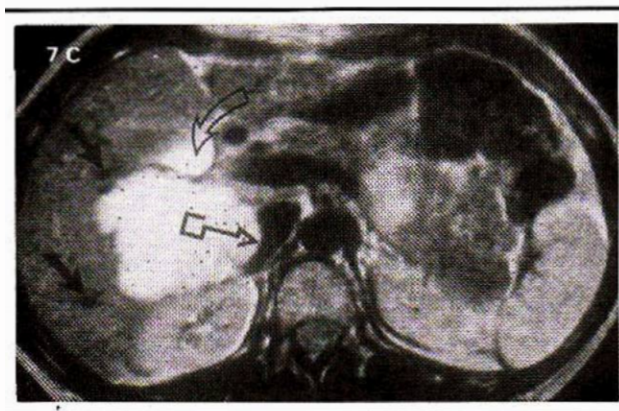


Fig. 7. — Complémentarité des images « pondérées en T1 et en T2 ».

7A : Scanner avec injection de produit de contraste. Volumineuse lésion hypodense du segment 1 (flèches) refoulant le bord externe de la VCI.



7B : IRM image « pondérée en T1 ». On retrouve dans la zone pathologique un hyposignal homogène ; l'emprunte sur la lumière de la VCI (flèche courbe) est beaucoup mieux visible.



7C : IRM image faiblement pondérée en T2 (2^e écho). Les contours de la lésion sont parfaitement définis ainsi que ses rapports avec les structures vasculaires avoisinantes : VCI (flèche courbe) et veines sus hépatiques (flèche oblique). La plage d'hypersignal sus jacent à l'angiome (flèche droite) correspond à la vésicule biliaire.

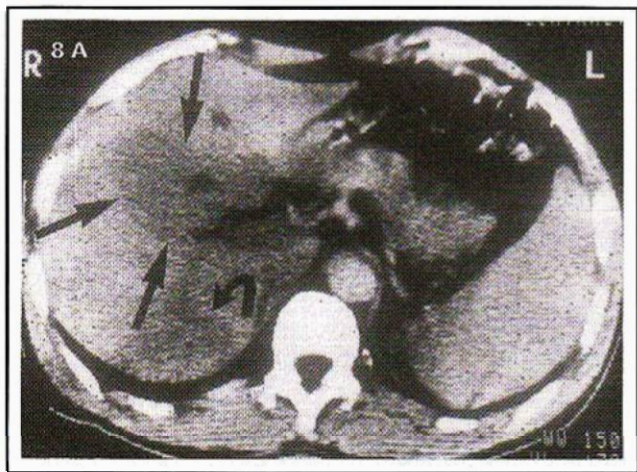
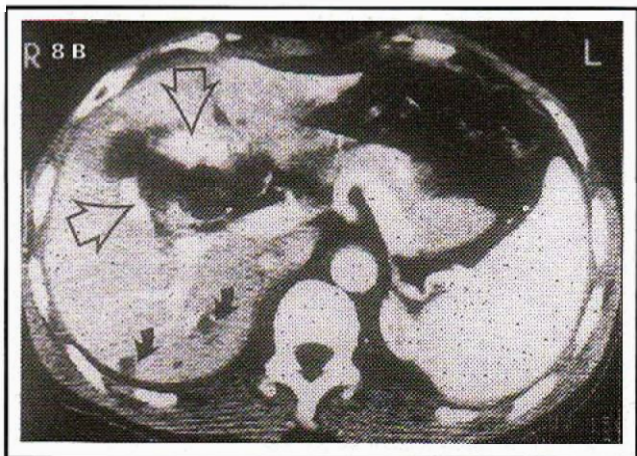


Fig. 8. — Hémangiomes du foie - séméiologie IRM ; confrontation scanner - IRM.

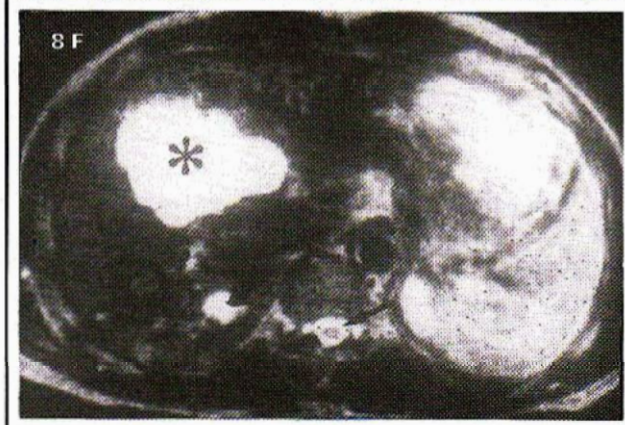
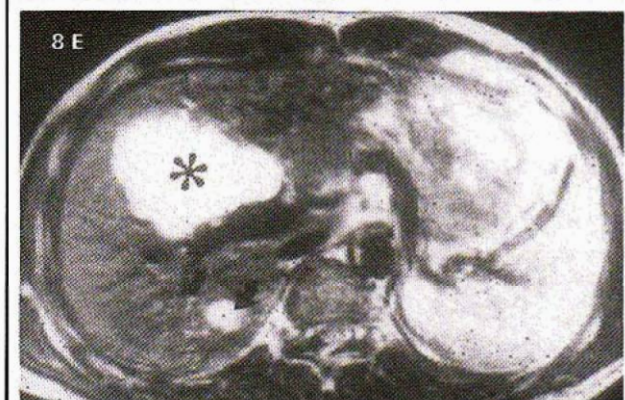
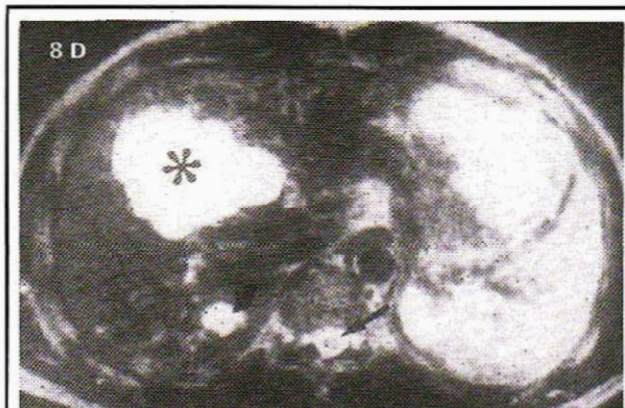
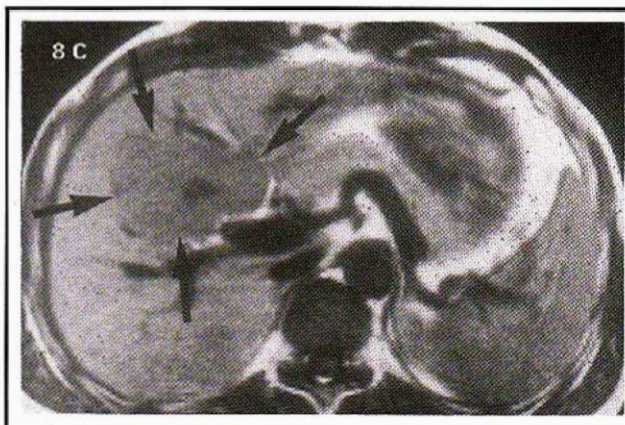
8A : Scanner sans injection de produit de contraste : plages hypodenses du secteur juxta-hilaire (flèches droites) et de la partie postérieure du lobe droit (flèche courbe).



8B : Scanner après injection de produit de contraste. Prise de contraste intense en périphérie de la lésion (flèches creuses) en faveur d'un gros hémangiome. Petits nodules hypodenses du segment 6 ; leur petite taille empêche l'analyse de la prise de contraste à leur niveau (flèches courtes).

8C : IRM - image pondérée en T1. La lésion principale se caractérise par son hypo-signal avec une image de « cible » correspondant à une plage centrale de T1 très long. Noter la qualité des images vasculaires portales et sus hépatiques.

8D, E, F : IRM images pondérées en T2 respectivement 1^{er} écho (8D), 2^e écho (8E), 3^e écho (8F) d'une coupe identique. L'hypersignal progressivement croissant de la lésion principale (astérisque) et d'un nodule du segment 6 (flèches courtes), contraste avec l'atténuation progressive du signal sur toutes les autres structures. Ces images sont caractéristiques de lésions à forte composante liquidienne (comparer avec le signal du LCR dans le canal médullaire) (flèches droites). Il s'agit d'angiomes hépatiques caractéristiques (il en existait 4 sur l'ensemble de l'examen IRM).



II — PRINCIPALES INDICATIONS DE L'EXPLORATION IRM DU FOIE ET DU SYSTÈME PORTE

L'apport de l'IRM devrait être évalué par comparaison aux autres méthodes d'imagerie en particulier l'échographie et surtout le scanner. Peu d'études ont été réalisées jusqu'à présent pour conduire cette évaluation de façon rigoureuse en particulier dans le domaine des relations « coût-efficacité », même dans les pays anglo-saxons traditionnellement friands de ce genre d'exer-

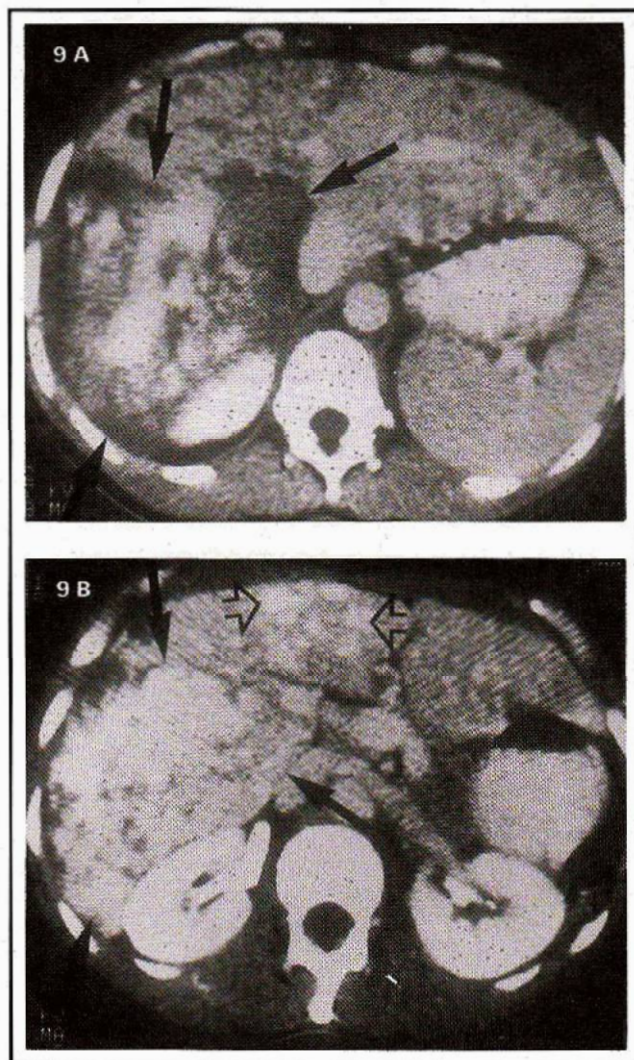
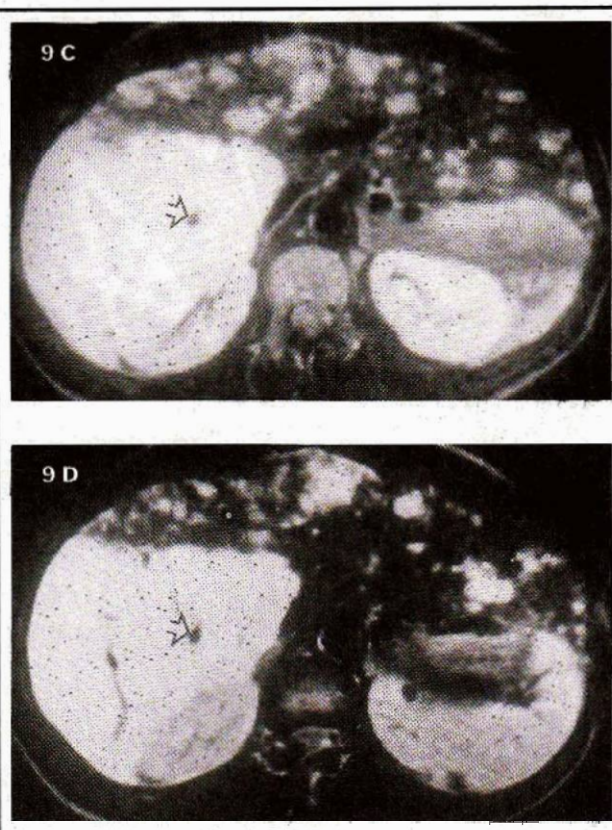


Fig. 9. — Hémangiomatose pseudotumorale multifocale du foie.

9A et B : Scanner après injection de produit de contraste chez une patiente de 35 ans, chez qui l'échographie a objectivé d'importantes anomalies échostructurales (clichés Dr PY, Hôpital Ste-Blandine Metz). Prise de contraste hétérogène progressivement croissante et à évolution centripète au niveau d'une énorme lésion du lobe droit (flèches droites). Nombreux foyers nodulaires centimétriques dans le segment 4 et le lobe gauche (flèches croisées).



9C et D : IRM images fortement pondérées en T2 2^e et 3^e échos. Toutes les lésions quelque soit leur taille sont le siège d'un hypersignal homogène. La veine sus hépatique droite est bien vue au sein de la masse (flèche croisée). L'aspect est typique d'une hémangiomatose diffuse du foie.

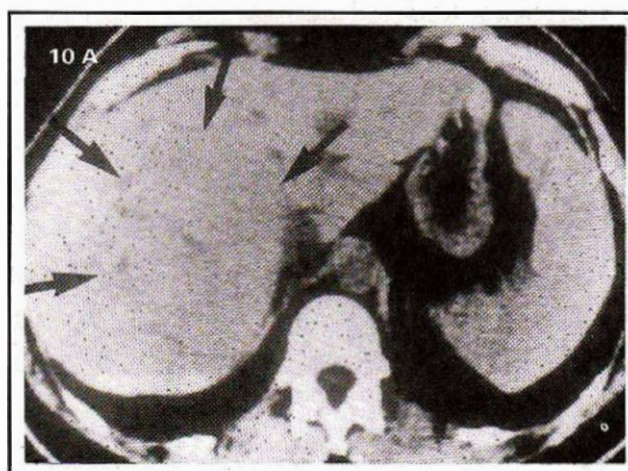
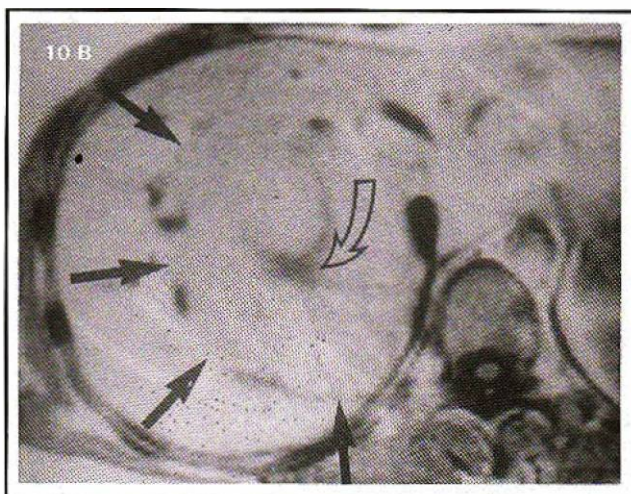
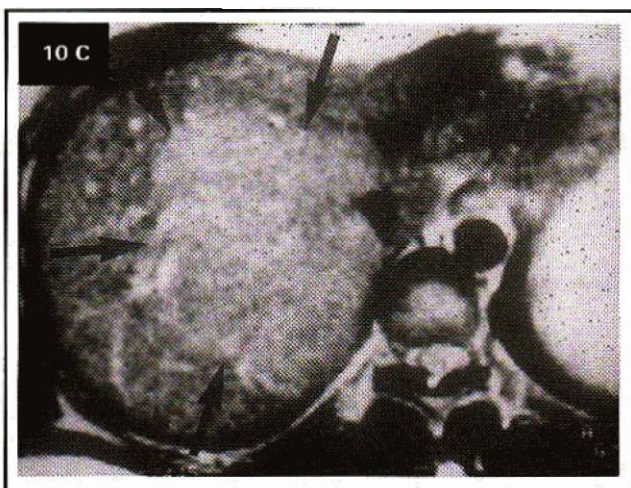


Fig. 10. — Hyperplasie nodulaire focale chez une femme de 35 ans (obs. Drs STINES et BECKER, Centre Alexis Vautrin).

10A : Scanner après injection de produit de contraste. Volumineuse lésion du foie D découverte en échographie et qui est presque inapparente au scanner où elle se manifeste seulement par l'effet de masse sur les structures vasculaires et une très discrète hypodensité homogène.



10B : IRM. Image pondérée en T1. L'effet de masse est ici beaucoup plus net grâce à la parfaite individualisation des structures vasculaires. Il existe un très discret hyposignal de la lésion dans son ensemble et une image stellaire centrale d'hyposignal net (flèche creuse).



10C : IRM image fortement pondérée en T2 (2^e écho). L'ensemble de la zone pathologique est maintenant en hypersignal par rapport au foie sain duquel elle se délimite nettement.

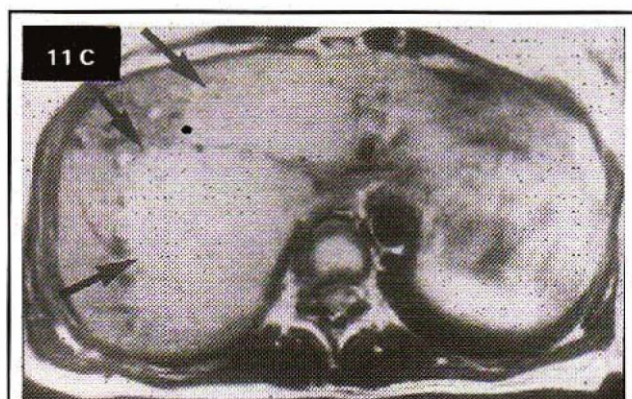
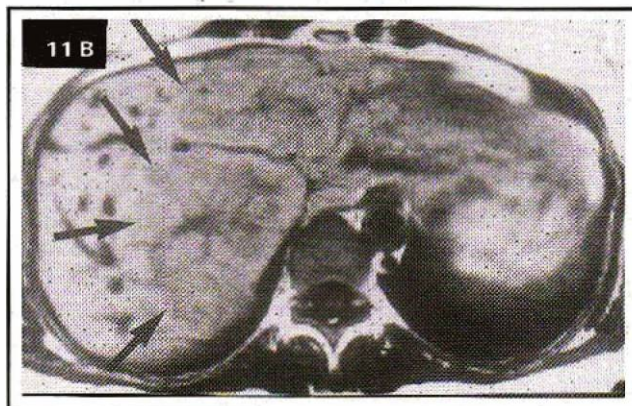
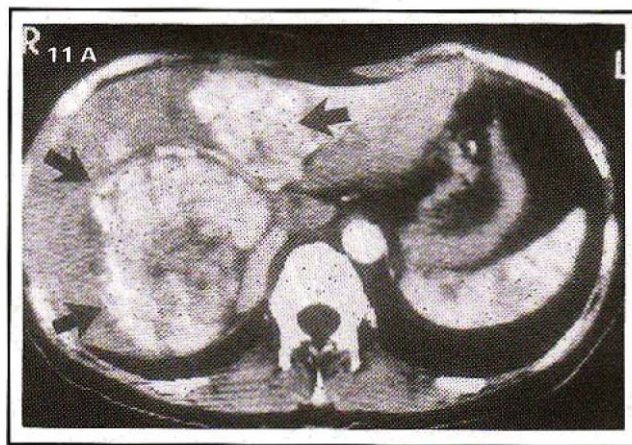


Fig. 11. — Hyperplasie nodulaire multifocale - forme atypique - 35 ans (obs. Drs KALT et KAHN, Épinal).

11A : Scanner après injection de produit de contraste chez une femme de 34 ans. 2 grosses lésions focales hypervascularisées des segments 4 et 6 avec zone hypodense centrale dans la 2^e.

11B : IRM image pondérée en T1. Les zones lésionnelles sont en hyposignal et leurs rapports vasculaires sont parfaitement précisés. On retrouve l'image stellaire centrale en hyposignal, très évocatrice (flèche).

11C et D : Images pondérées faiblement (C) puis fortement (D) en T2 (1^{er} et 2^e échos). Hypersignal progressivement croissant de la zone pathologique. Hypersignal « pseudoliquidien » de la zone stellaire centrale qui confirme la présence de structures vasculaires et/ou biliaires à ce niveau (flèche creuse).

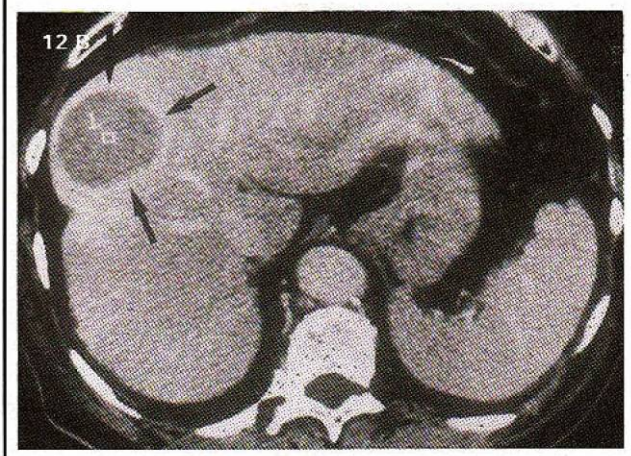
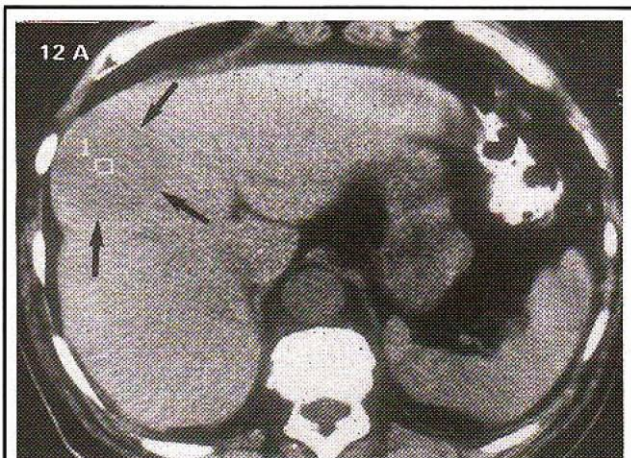
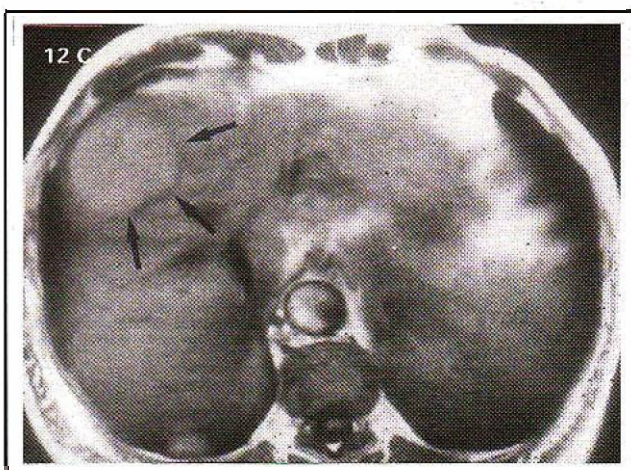
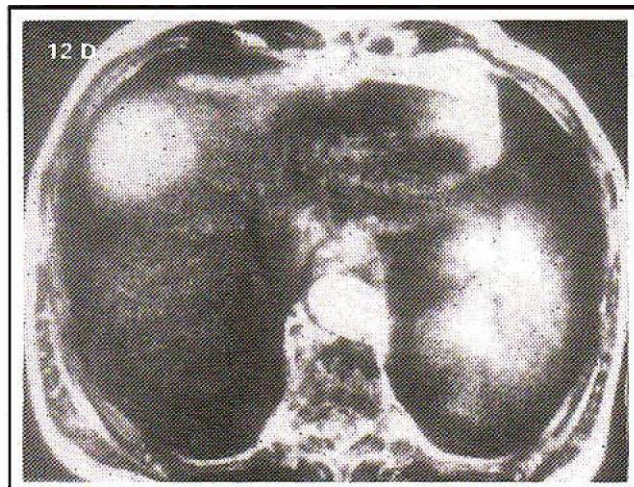


Fig. 12. — Hépatocarcinome sur foie sain. Forme typique.
12A et B : Scanner avant (12A) et après injection de produit de contraste (12B). Lésion focale hypodense de 35 mm de diamètre dans le segment 4. Liséré de prise de contraste périlésionnel.



12C : IRM pondérée en T1. Hypersignal modéré de l'ensemble de la zone lésionnelle (surcharge stéatosique probable) avec image typique de « pseudo capsule » hypodense (flèches).



12D : IRM image fortement pondérée en T2 hypersignal hétérogène de l'ensemble de la lésion, très différent par son intensité de celui des hémangiomes (cf fig. 6 à 9).

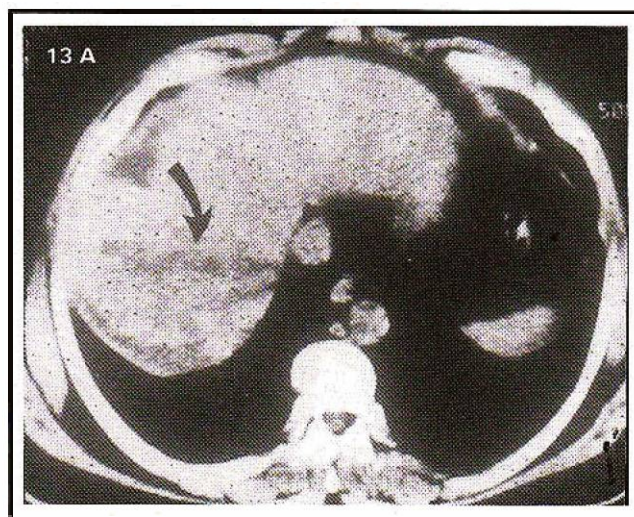
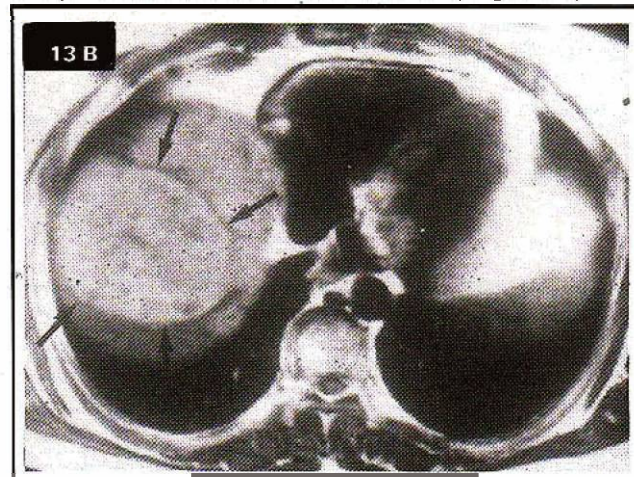


Fig. 13. — Hépatocarcinome sur foie sain chez un sujet jeune (obs. Dr MAUARY, Clinique Ste-Blandine Metz).

13A : Scanner après injection de produit de contraste. Coupe au niveau du dôme hépatique. Imprégnation hétérogène d'une zone pathologique difficile à délimiter dans le segment 8.



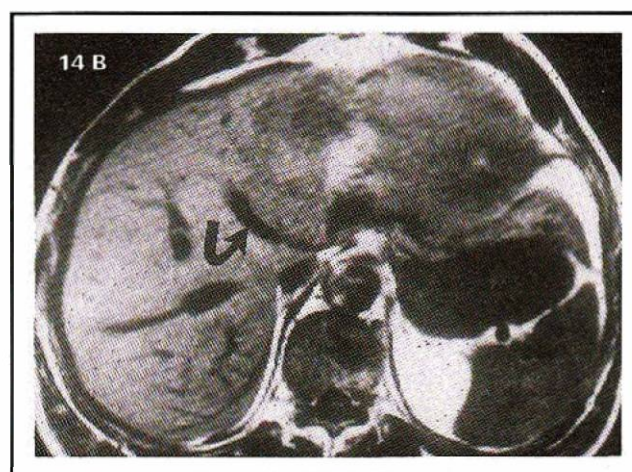
13B : IRM : image pondérée en T1. Hypersignal modéré de l'ensemble de la zone pathologique par rapport au foie sain et image caractéristique de « pseudocapsule ».

cice. Il apparaît cependant que pour ce qui concerne la détection des lésions focales, l'IRM standard du foie est à la fois plus sensible et plus spécifique que l'échographie et/ou le scanner avec injection de produit de contraste. Elle est également supérieure à ces 2 méthodes pour ce qui concerne la caractérisation des atteintes focales. Elle a enfin l'avantage, au moins sur le scanner, de fournir des images dans les 3 plans de l'espace, sur lesquelles les structures vasculaires sont spontanément visibles, sans opacification, ce qui représente un progrès considérable tant sur le plan de l'efficacité dans le bilan préchirurgical que sur celui de la tolérance de l'examen pour le malade.

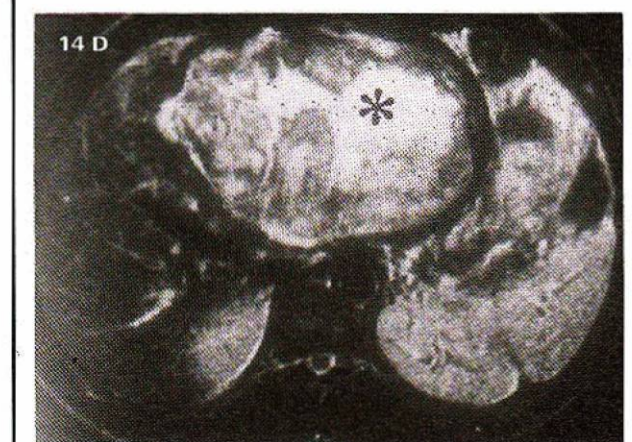
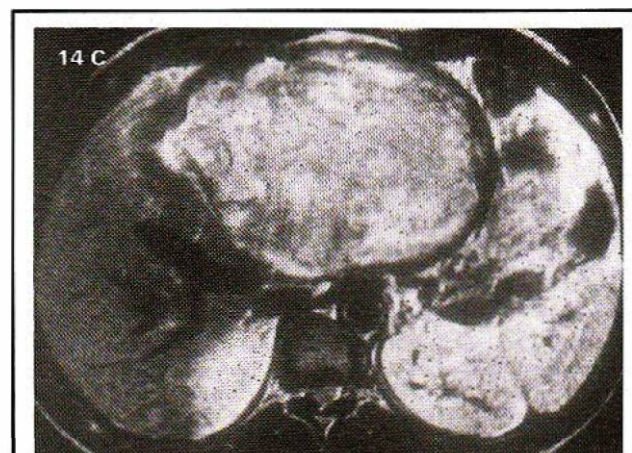
A) L'hémangiome du foie (3, 6, 11)

Les progrès de l'échographie et du scanner en ont fait un problème quotidien pour le médecin. On le trouve, souvent multifocal (1 fois sur 4), chez 7 à 15 % des sujets adultes et il est à l'origine de difficultés diagnostiques dans bon nombre de cas puisqu'il nécessite souvent le recours au scanner avec injection de produit de contraste qui ne permet de l'identifier avec certitude que dans 55 % des cas. L'IRM trouve ici sa principale application puisqu'elle surclasse toutes les autres méthodes tant pour la détection que pour la caractérisation lésionnelle. C'est son comportement sur les séquences longues qui est caractéristique de l'hémangiome (hypersignal progressivement croissant sur les échos successifs de type pseudoliquidien) ainsi que sa morphologie (contours lobulés et nets, hypersignal homogène). L'IRM peut objectiver des hémangiomes de moins de 1 cm de diamètre (fig. 8).

Seules les tumeurs primitives ou métastatiques for-



14B : IRM - image pondérée en T1. Hyposignal modéré de l'ensemble de la zone tumorale et refoulement arciforme de la veine sous hépatique médiane (flèche courbe).



14C et D : IRM - images pondérées en T2 ; 1^{re} (C) et 3^e échos (D). Une pseudocapsule périlésionnelle apparaît ici très nettement, de même que les zones nécrotiques dont l'hypersignal croissant sur les échos successifs (astérisques) est caractéristique.

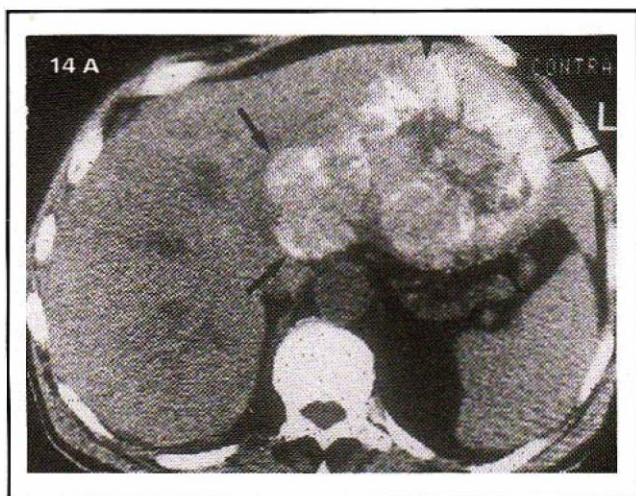


Fig. 14. — Hépatocarcinome sur foie cirrhotique.

14A : Scanner après injection de Lipoiodol par voie intra-artérielle au cours d'une angiographie. Volumineuse tumeur hétérogène intéressant les segments 2, 3 et 4. Les rapports vasculaires sont difficiles à préciser.

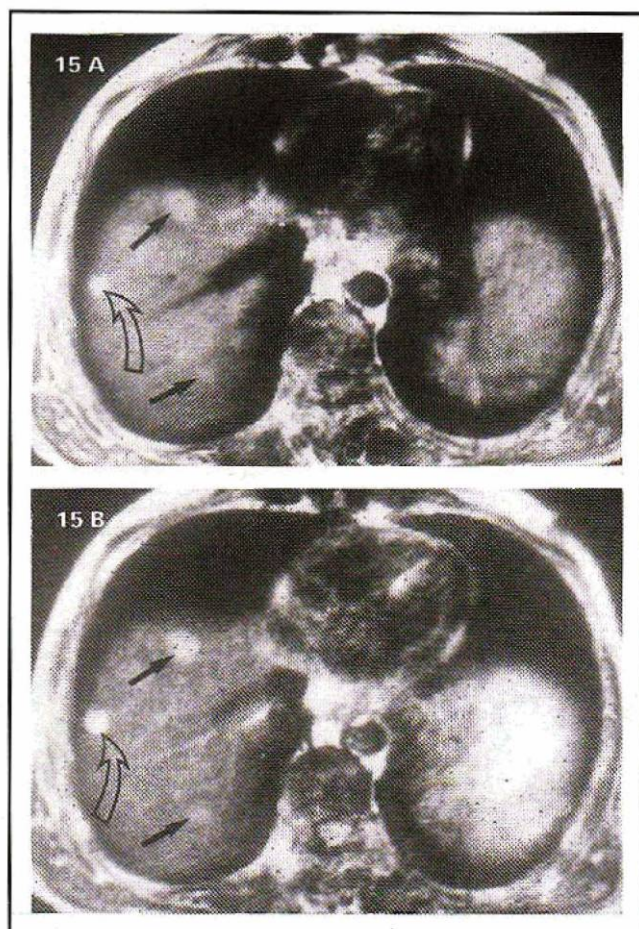


Fig. 15. — Métastases d'un gastrinome sécrétant associées à un angiome IRM images pondérées faiblement (15A, 1^{re} écho) et plus fortement (15B, 2^e écho) en T2. Il existe deux types de nodules dont le signal évolue différemment dans le temps :

1: Le nodule le plus externe (flèche onéuse) voit son signal s'accroître sur le 2^e écho et prendre un type « pseudoliquidien » : c'est un petit hémangiome de 10 mm de diamètre.

2: Les autres nodules (flèches droites) ont un signal moins élevé et qui ne s'accroît pas autant sur les échos successifs ; il s'agit de métastases hypervascularisées du gastrinome sécrétant.

tement nécrosées (« kystisées ») ou très hypervascularisées (en particulier les métastases des tumeurs endocrines et carcinoïdes) peuvent prendre des aspects proches. L'IRM est dès maintenant la méthode la moins agressive et la plus efficace pour confirmer la nature angiomeuse d'une lésion focale découverte échographiquement ; l'étape scanographique doit donc disparaître dans cette indication (fig. 9).

B) Le kyste biliaire est parfaitement identifiable à l'échographie et ne justifie donc pas l'IRM, pas plus que le scanner. Dans les cas douteux, l'IRM peut confirmer le caractère purement liquidien et homogène du contenu kystique sur les images pondérées en T2.

L'IRM peut, en montrant un hypersignal spontané de l'ensemble du contenu kystique sur les images pondé-

rées en T1, confirmer la présence d'hémoglobine dégradée correspondant à une hémorragie intrakystique ancienne (2 % des cas). L'IRM, pas plus que les autres méthodes, n'est capable de faire la différence entre un kyste hydatique jeune et un kyste biliaire.

C) L'adénome et l'hyperplasie nodulaire focale (HNF) sont des tumeurs bénignes hépatiques rares et de diagnostic toujours difficile malgré la juxtaposition des multiples méthodes d'investigation (scintigraphies, scanner, angiographies).

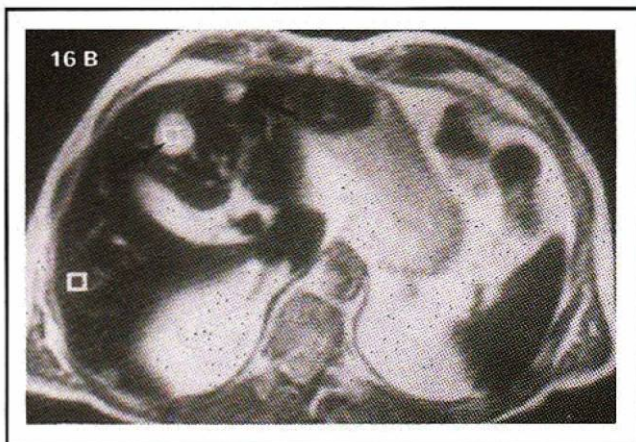
● L'adénome, en règle hypervascularisé et lié à la prise de contraceptifs, n'a pas en IRM comme au scanner ou en angiographie de caractères distinctifs formels avec certains hépatocarcinomes (fibrolamellaires) rencontrés eux aussi chez la femme jeune. Il peut aussi être « mimé » par certains angiomes ou des métastases hypervascularisées. Le diagnostic de l'adénome reste donc délicat et d'autant plus problématique que cette lésion peut être à l'origine de complications hémorragiques graves.

● L'hyperplasie nodulaire focale (HNF) ne se distingue du foie normal que par l'« effet de masse » qu'elle détermine sur les vaisseaux portes et sus hépatiques (fig. 10). Dans 50 % des cas, on observe une zone stellaire centrale siège d'un hypersignal sur les images pondérées en T2. Les confrontations anatomopathologiques montrent que cette zone renferme effectivement des vaisseaux sanguins et biliaires qui en font donc un véritable « hile » de la tumeur. Cette caractéristique l'oppose aux « étoiles fibreuses centrales » de certains hépatocarcinomes qui restent hypo-intenses sur les images pondérées en T2 car elles sont constituées exclusivement de tissu collagène avasculaire (6, 8) (fig. 11).



Fig. 16. — IRM - rôle des produits de contraste « hyperparamagnétiques » (clichés Pr A. ROCHE et Dr D. MATHIEU, Paris).

16A : Image pondérée en T1 sur imageur 1,5 T avant injection de ferriite. Présence de 2 nodules en hypersignal dans le segment 4.



16B: Après injection de cristaux d'oxyde de fer (ferrite ou magnétite) qui sont séquestrés par les cellules du système réticuloendothélial, l'ensemble du parenchyme renfermant ce type de cellules voit son signal s'affaiblir (foie « noir » en raison de l'allongement du T1 lié au caractère très « magnétisable » du fer). Les 2 métastases ont alors un signal relatif beaucoup plus élevé et le seuil de détection de ces lésions est très nettement abaissé.

D) L'hépatocarcinome (2, 5, 7)

Le diagnostic de l'hépatocarcinome est plus facile lorsqu'il survient sur un foie sain que lorsqu'il complique une hépatopathie diffuse (cirrhose éthylique ou post-nécrotique, hémochromatose etc...) comme c'est habituellement le cas dans notre pays.

L'IRM montre des lésions généralement en hyposignal sur les images pondérées en T1 et en hypersignal hétérogène sur les images pondérées en T2. Ces images, lorsqu'elles sont multiples, stimulent des métastases.

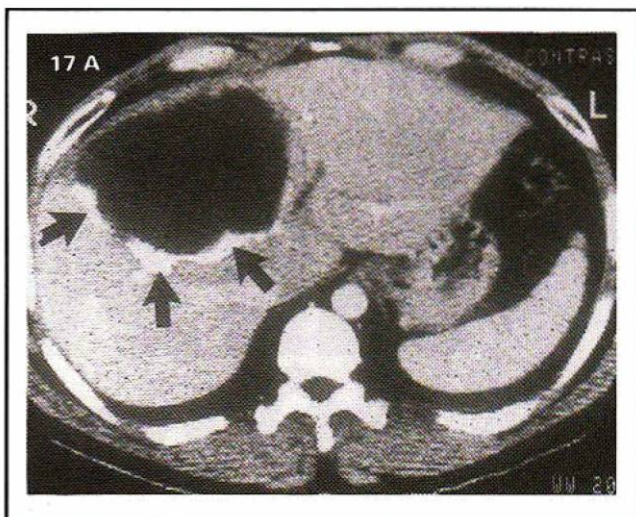
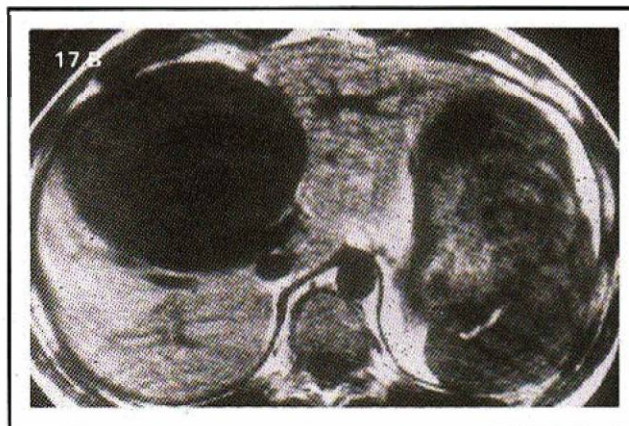


Fig. 17. — Échinococcose alvéolaire du foie.

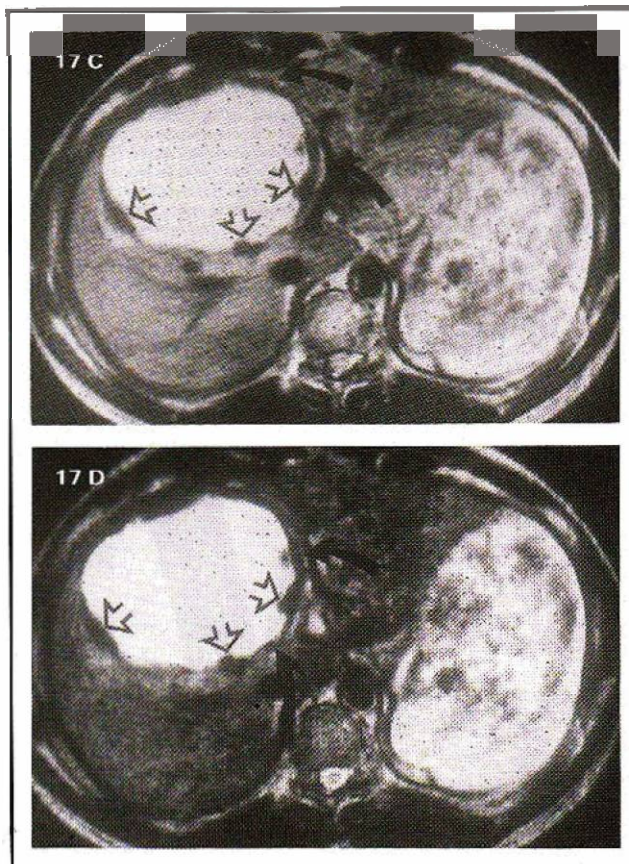
17A: Scanner. Vaste cavité liquidienne nécrotique du segment 4 bordée de calcifications épaisses (flèches) sur sa paroi postérieure.



17B: IRM - image pondérée en T1. Toute la lésion est en hyposignal et les calcifications ne sont pas vues. Les rapports vasculaires peuvent être précisés.

En faveur d'un hépatocarcinome primitif, en dehors du contexte clinique et biologique, on retient :

- la présence d'une pseudocapsule inconstante mais



17C et D: Images pondérées en T2 ; 1^{re} (17C) et 2^e (17D) éch. Toute la partie liquidienne est en hypersignal homogène progressivement croissant. Les parties bourgeonnantes et les zones calcifiées périphériques sont visibles sous forme d'anchoes (flèches creuses) ; il existe une sorte de pseudocapsule périlésionnelle bordée d'une bande d'hypersignal (flèches) correspondant à une zone d'hypervascularisation réactionnelle.

très évocatrice sur les images pondérées en T1 (fig. 12 et 13).

- l'existence de septa intra-tumoraux et de foyers intralésionnels d'hypersignal en T1 (îlots graisseux et hémorragies intratumorales) (fig. 14).

- l'existence d'images d'envahissement vasculaire par les bourgeons tumoraux, soit au niveau des branches portes, soit dans les veines sus-hépatiques.

L'IRM est très efficace pour la détection des tumeurs filles adjacentes ou à distance de la lésion principales et pour préciser la topographie des lésions par rapport aux structures vasculaires intra-hépatiques, sans injection du produit de contraste.

E) Les métastases (1, 9, 13)

La détection des métastases hépatiques représente un enjeu important depuis le développement des techniques d'exérèse chirurgicale limitée. Les diverses méthodes d'imagerie ont été largement étudiées face à ce problème mais les résultats sont rarement dépourvus d'esprit partisan. Il est certain que la complémentarité des techniques d'imagerie permet d'affirmer plus facilement la nature métastatique des lésions décelées.

On retiendra que l'IRM s'est révélée plus sensible que le scanner avec injection de produit de contraste dans la détection d'une métastase unique.

L'étude du comportement magnétique du tissu tumoral sur les séquences pondérées en T1 et en T2 permet de différencier dans la majorité des cas les

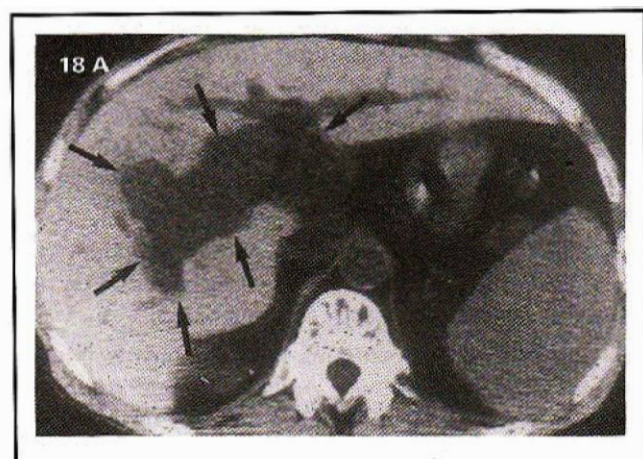
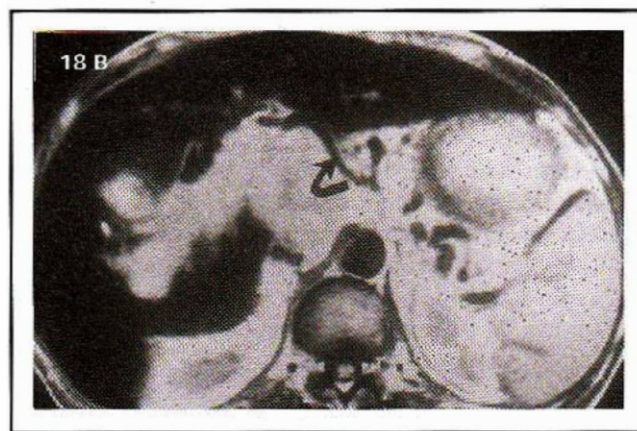


Fig. 18. — Hépatocarcinome multifocal métastasiant avec thrombose néoplasique étendue du tronc porte sur hémochromatose.

18A : Scanner sans injection de produit de contraste. Hyperdensité spontanée très nette de l'ensemble du parenchyme hépatique (comparer en particulier à la densité de la rate comme référence) traduisant une hémochromatose. Hypodensité du hile qui est très élargi (flèches) ; cet aspect étant déjà caractéristique d'un envahissement néoplasique du tronc et des branches portes.



18B : IRM - image pondérée en T1. Très important hyposignal du foie, caractéristique d'une surcharge ferrique massive (foie noir). Hypersignal de l'ensemble des structures hépatocarcinomatueuses qui envahissent la totalité du hile et débordent en arrière jusqu'au rachis. Remarquer l'excellente visibilité des structures vasculaires artérielles perméables (flèches courbes).



18C : IRM - image pondérée en T1 à un niveau sous-jacent. Nodules hépatocarcinomateux multiples bien visibles dans le « foie noir » (flèches croisées). Très grosses adénopathies métastatiques préachidiennes (flèches courbes).

métastases des angiomes (et bien sûr des kystes biliaires !) et constitue un des atouts majeurs de l'IRM.

On observe en règle un hyposignal sur les images pondérées en T1 et un hypersignal décroissant sur les échos des images pondérées en T2. Les métastases très vascularisées ou entièrement nécrosées peuvent revêtir des comportements « pseudoliquidiens » proches des angiomes et des kystes (fig. 15).

L'utilisation de produits de contraste « superparamagnétiques » comme les cristaux de ferrite sensibilise encore la détection des lésions focales en abaissant le signal du parenchyme hépatique sain et constitue une voie d'avenir extrêmement prometteuse pour l'IRM du foie (fig. 16). Dans certains travaux récents, le seuil de détectabilité des métastases serait descendu à 3 mm grâce à ce type de produit de contraste.

F) Les parasitoses et les abcès du foie

1) L'IRM n'apporte pas d'élément complémentaire par rapport à l'échographie et au scanner avec injection de produit de contraste dans l'exploration des parasitoses kystiques du foie (kyste hydatique et échinococcose alvéolaire). Elle ne montre pas ou mal les éléments calcifiés mais représente un moyen élégant pour préciser les rapports vasculaires des lésions dans les 3 plans de l'espace et pour assurer une surveillance atraumatique en cas de traitement médical (fig. 17).

2) Les abcès ne bénéficient pas non plus de l'IRM où ils montrent en règle un comportement de type hétérogène s'étendant à la région œdémateuse périphérique.

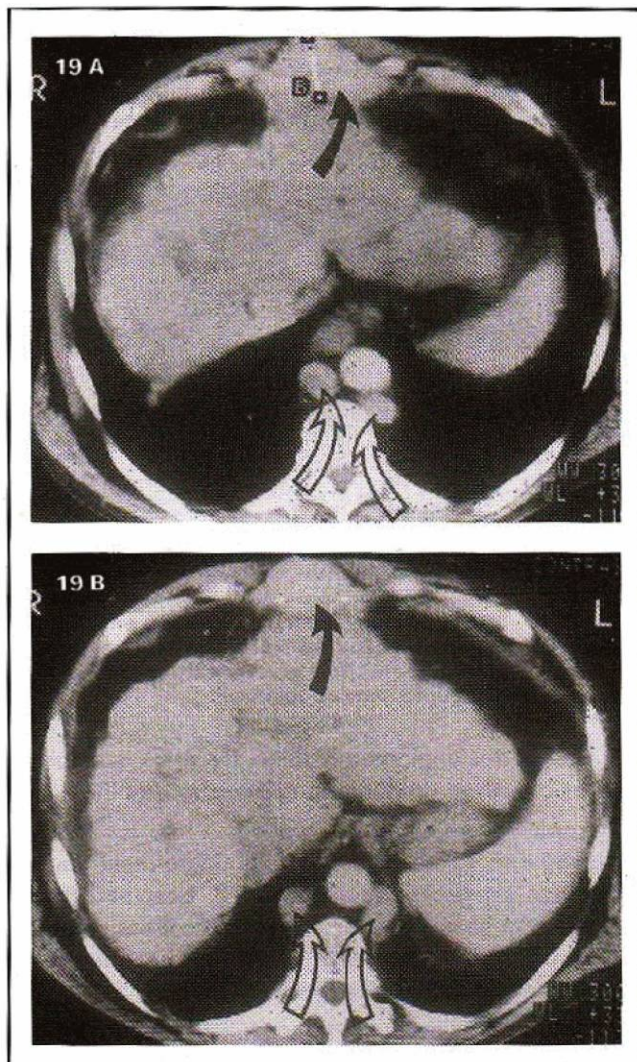
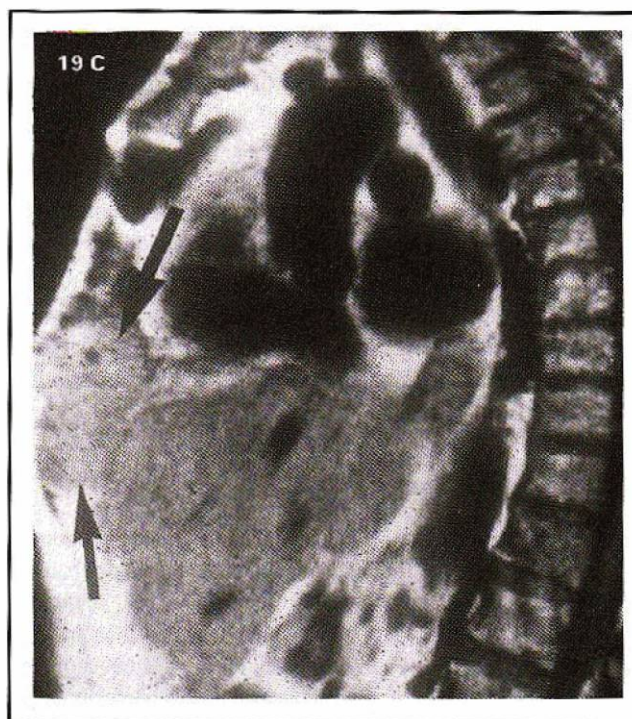


Fig. 18. — Hépatocarcinome métastatique avec hypertension portale, révélé par une métastase pariétale de la région xyphoïdienne?

19A et B : Scanner après injection de produit de contraste. La métastase révélatrice est parfaitement visible (flèche courbe). Il existe de gros remaniements du foie de type cirrhose macronodulaire. Très grosses veines azygos dilatées de part et d'autre de l'axe descendant (flèches croisées).



19C : IRM coupe sagittale médiane pondérée en T1. Elle objective bien la métastase de la région xyphoïdienne (flèche droite).

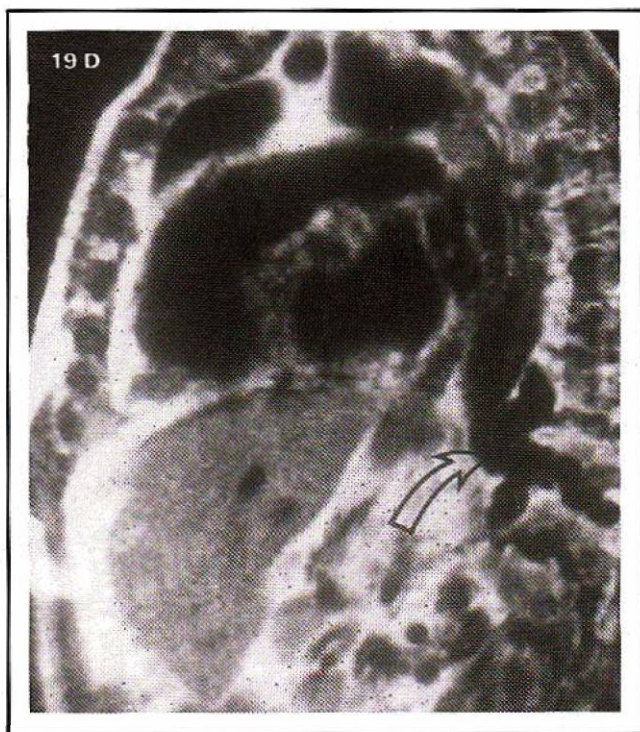
Des cerne périphériques d'hyposignal peuvent apparaître au cours de l'évolution, en particulier dans les abcès d'origine amibienne.

G) Les hépatopathies diffuses (4, 12)

1) L'IRM, comme les autres méthodes d'imagerie montre les remaniements morphologiques du foie cirrhotique : atrophie du lobe droit, hypertrophie du lobe caudé et du lobe gauche. Son seul apport potentiel réside dans la distinction entre macronodules cirrhotiques et greffes hépatocarcinomateuses nodulaires (ces dernières ayant un hypersignal sur les séries pondérées en T2 à l'inverse des précédentes).

2) L'IRM est moins sensible que le scanner sans injection de produit de contraste pour la détection des stéatoses en technique spin écho stansard.

3) Les surcharges ferriques du parenchyme hépatique (hémossidroses mais surtout hémochromatose idiopathique) entraînent un effondrement du signal du foie sur les images pondérées en T1 (foie « noir »). Il n'est pas possible de corréler l'importance de cet hyposignal et l'intensité de la surcharge ferrique en raison de la complexité des interactions mises en jeu en particulier du degré de fibrose associé qui peut être très variable. La mise en évidence des nodules hépatocarcinomateux est facilitée par l'hyposignal du parenchyme et l'IRM est donc la technique la plus efficace dans la surveillance des hémochromatoses hépatiques (fig. 18).



19D : IRM coupe sagittale pondérée en T1 parachidiennne. Les voies de dérivation porto-caves empruntant les veines azygos dilatées sont parfaitement visibles sur les flancs du rachis (flèche creuse).

4) La maladie de Wilson ne bénéficie pas de l'IRM bien que le cuivre soit également un élément paramagnétique. La quantité totale de cuivre stockée dans le parenchyme est en effet très faible tandis que les intrications avec la fibrose et la stéatose perturbent les signaux de façon variable quelque soit le type d'image réalisé.

H) La pathologie du système porte et des veines sushépatiques (14, 15)

1) L'IRM montre bien les grosses voies de dérivation veineuses portales sans injection de produit de contraste. Elle est en particulier très performante pour objectiver les anastomoses spléno-rénales spontanées par voie directe et surtout indirecte, pour confirmer la perméabilité de l'axe splénoportal et pour vérifier les anastomoses porto-caves (fig. 19).

2) Dans le syndrome de Budd Chiari, l'IRM montre bien grâce aux coupes frontales et sagittales, le segment juxta cave des veines sushépatiques ainsi que les perturbations du flux circulaire dans leurs lumières. La surveillance sous traitement médical ou le contrôle des anastomoses chirurgicales bénéficie beaucoup de l'IRM (fig. 20).

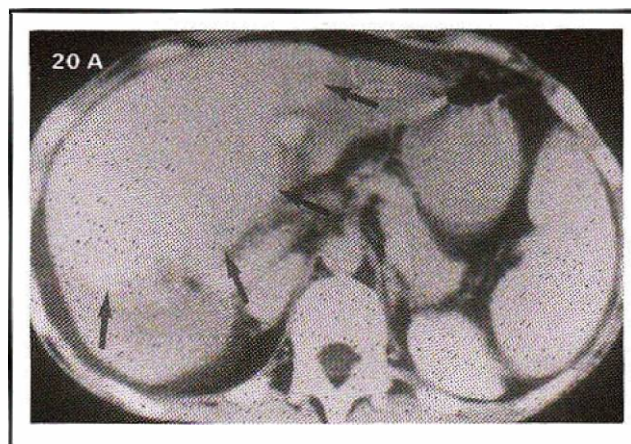
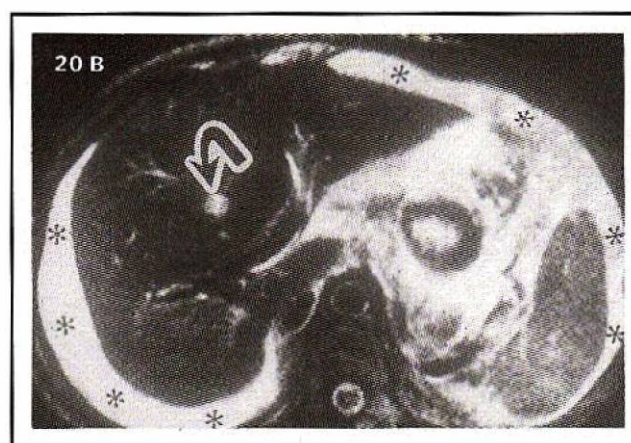
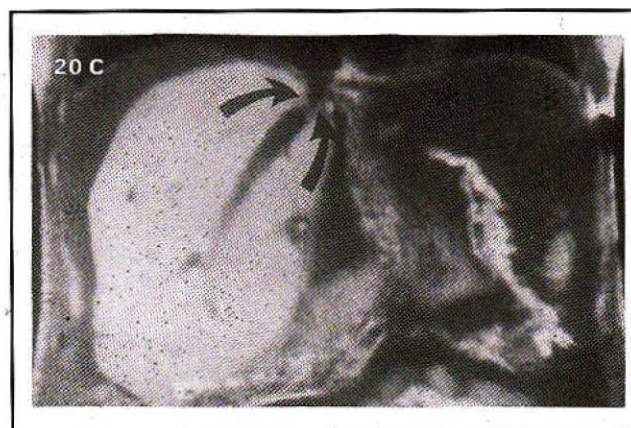


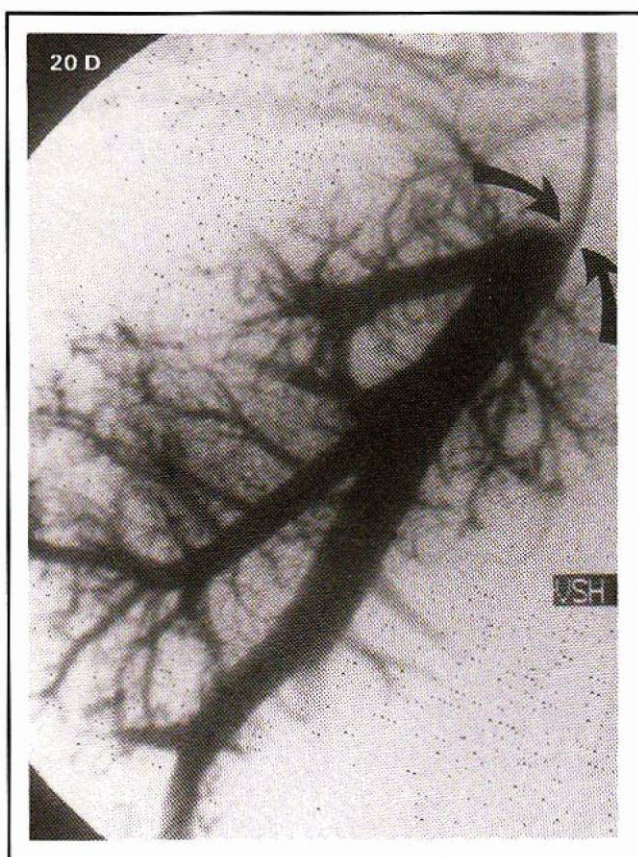
Fig. 20. — Syndrome de Budd Chiari chez une femme de 38 ans.
20A : Scanner après injection de produit de contraste. Prise de contraste hétérogène au niveau du foie, avec hyperdensité du segment 4 qui est hypertrophié et refoule l'axe portal (flèches droites).



20B : IRM image pondérée en T2 3° écho. L'ascite est visible sous forme d'un hypersignal baignant le foie (astérisques). La veine sus hépatique médiane est dilatée et sa lumière est le siège d'un hypersignal hétérogène qui traduit un flux très lent et turbulent à son niveau (flèche courbe).



20C : IRM coupe frontale pondérée en T1. Elle confirme la dilatation de la veine sus hépatique médiane et la présence d'une sténose serrée « en diabolo » de son segment juxta-cave (flèches courbes).



20D : Angiographie numérisée. Le cathétérisme sélectif de la veine sus-hépatique médiane confirme la sténose très serrée (flèches) du segment proximal et la dilatation avec stase d'amont.

L'intervention a confirmé toutes ces données ainsi que la thrombose des veines sus-hépatiques droite et gauche. Le malade a subi une transplantation hépatique avec un plein succès (Pr P. BOISSEL).

EN CONCLUSION

L'IRM trouve au niveau du foie son principal champ d'application dans l'abdomen. On peut considérer qu'à l'heure actuelle elle amène plus de renseignements que le scanner avec injection de produit de contraste grâce à sa sensibilité de détection des lésions focales, à ses possibilités de caractérisation tissulaire et en précisant les rapports vasculaires dans les 3 plans de l'espace.

L'amélioration des produits de contraste actuels (en particulier le développement du Gadolinium DTPA albumine qui persiste beaucoup plus longtemps que le Gadolinium DTPA utilisé en routine), le développement de produits de contraste spécifiques d'organes (ferri-

tine) ou du sinus (anticorps monoclonaux marqués par des substances paramagnétiques), la mise au point de techniques d'imagerie rapide qui en particulier en pondération T2 permettent une exploration vasculaire de très grande qualité, l'amélioration espérée des matériels (nouveaux supraconducteurs, appareillages à bas champs etc...) montrent que l'IRM, malgré une certaine maturité, est loin d'avoir atteint son apogée. Tout laisse donc penser que cette technique ne restera pas une indication d'exception mais fera partie dans un avenir proche des méthodes d'imagerie courantes du foie et du système porte.

BIBLIOGRAPHIE

1. P.O. ALDERSON, D.F. ADAMS, B.J. Mc NEIL. — Computed tomography, ultrasound and scintigraphy of the liver in patients with colon or breast carcinoma: a prospective comparison. *Radiology*, 1983, 149, 225-230.
2. M. EBARA, M. OHTO, Y. WATANABE *et al.* — Diagnosis of small hepatocellular carcinoma: correlation of MR imaging and tumor histologic studies. *Radiology*, 1986, 159, 371-377.
3. G.M. GLAZER, A.M. AISEN, I.R. FRANCIS *et al.* — Hepatic cavernous hemangioma: magnetic resonance imaging. *Radiology*, 1985, 155, 417-420.
4. Y. ITAI, S. OHNISHI, K. OHTOMO *et al.* — Regenerating nodules of liver cirrhosis: MR imaging. *Radiology*, 1987, 165, 419-423.
5. K. ITOH, K. NISHIMURA, K. TOGASHI *et al.* — Hepatocellular carcinoma: MR imaging. *Radiology*, 1987, 164, 21-25.
6. D. MATHIEU, M.C. ANGLADE, C. GUINET *et al.* — IRM du foie. In: N. VASILE: IRM corps entier. Vigot ed., 1988, Paris, 171-218.
7. K. OHTOMO, Y. ITAI, K. YOSHIKAWA *et al.* — Hepatic tumors: dynamic MR imaging. *Radiology*, 1987, 163, 27-31.
8. G.R. MATTISON, G.M. GLAZER, L.E. QUINT *et al.* — MR imaging of hepatic focal nodular hyperplasia: characterization and distinction from primary malignant hepatic tumors. *Am. J. Roentgenol.*, 1987, 148, 711-715.
9. J.W. REINIG, A.J. DWYER, D.L. MILLER *et al.* — Liver metastasis detection: comparative sensitivities of MR imaging and CT scanning. *Radiology*, 1987, 162, 43-47.
10. D.D. STARK, W.G. BRADLEY. — Magnetic Resonance Imaging. Mosby ed., 1988, St-Louis, 1516 p.
11. D.D. STARK, R.C. FELDER, J. WITTENBERG *et al.* — Magnetic resonance imaging of cavernous hemangioma of the liver: tissue specific characterization. *Amer. J. Roentgenol.*, 1985, 145, 213-222.
12. D.D. STARK, H.I. GOLDBERG, A.A. MOSS *et al.* — Chronic liver disease: evaluation by magnetic resonance. *Radiology*, 1984, 150, 149-151.
13. D.D. STARK, J. WITTENBERG, R.J. BUTCH, J.T. FERRUCCI. — Hépatocarcinomes: randomized controlled comparison of detection with MR imaging and CT. *Radiology*, 1987, 165, 399-406.
14. W.E. TORRES, G.M. GAYLORD, L. WHITMIRE *et al.* — The correlation between MR and angiography in portal hypertension. *Am. J. Roentgenol.*, 1987, 148, 1109-1112.
15. K. ZIRINSKY, J.A. MARKISZ, W.A. RUBENSTEIN *et al.* — MR imaging of portal venous thrombosis correlation with CT and sonography. *Am. J. Roentgenol.*, 1988, 150, 238-288.