

- [49] Webb WR. High-resolution CT of the lung parenchyma. *Radiol Clin North Am* 1989 ; 27 : 1085-1097.
- [50] Webb WR, Muller NL, Naidich DP (Eds). *High resolution-CT of the lung* (3rd ed.). Lippincott, Williams & Wilkins ; 2000.
- [51] Zerhouni EA, Naidich DP, Stitik FP, et al. Computed tomography of the pulmonary parenchyma. Part 2 : Interstitial disease. *J Thorac Imaging* 1985 ; 1 : 54-64.
- [52] Zwirwich CV, Mayo JR, Müller NL. Low-dose high-resolution CT of lung parenchyma. *Radiology* 1991 ; 180 : 413-417.

3.4

IRM ET ANGIO-RM THORACIQUE

A. Khalil, M.-F. Carette

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) dans l'exploration de la pathologie thoracique prend actuellement une place de plus en plus prépondérante au sein des techniques d'exploration du thorax, notamment avec l'avènement des séquences rapides et l'imagerie de diffusion. Auparavant, l'IRM répondait de façon satisfaisante à des questions simples de type anatomique, telles que la recherche d'une anomalie congénitale [26, 27], d'une tumeur ou d'un envahissement pariétal ou médiastinal par un processus pathogène [3, 4, 7, 8, 13, 16, 18, 24, 29]. Elle pouvait aussi caractériser le tissu lésionnel (contenu graisseux ou sanguin) [19, 21]. Des avancées techniques avaient permis une exploration de type fonctionnel allant de l'étude de la cinétique du diaphragme ou des cavités cardiaques en apnée, jusqu'à celle de la perfusion et de la ventilation pulmonaire. L'angiographie par résonance magnétique (ARM) avec injection de gadolinium en apnée est possible avec une bonne résolution spatiale [12, 17, 20, 43]. Récemment, le développement de l'imagerie corps entier en IRM avec des séquences de diffusion et morphologiques a donné un intérêt accru à l'IRM thoracique [32-34, 41].

L'IRM possède des avantages connus : absence d'irradiation, absence d'injection d'iode et possibilité d'acquisition multiplanaire. Le contraste naturel en IRM de la graisse médiastinale, l'absence de signal dans les vaisseaux et la caractérisation par les séquences de diffusion sont des avantages indéniables par rapport aux autres explorations prises isolément. Les limites de la technique, en plus des contre-indications habituelles, sont le faible rapport signal sur bruit du parenchyme pulmonaire rendant difficile son analyse fine (notamment pour l'étude du syndrome interstitiel), la faible disponibilité des machines, et la concurrence avec d'autres types d'imagerie. D'autres problèmes techniques sont actuellement pratiquement résolus, comme ceux liés aux mouvements respiratoires et à la mise au point des images avec suppression de la graisse.

TECHNIQUES

Une bonne exploration du thorax par IRM doit répondre à plusieurs objectifs : obtenir un bon rapport signal sur bruit, éviter les artéfacts liés aux mouvements cardiaques et à ceux de la cage thoracique lors de la respiration, avoir une bonne résolution spatiale et temporelle pour l'étude cardiovasculaire et obtenir une caractérisation tissulaire.

Pour répondre à ces objectifs, en plus des séquences standard type écho de spin (SE, *spin echo*) et ciné-RM, l'utilisation des antennes de type antennes en réseaux phasés « *phased array* » de surface associées à des gradients puissants permet la réalisation de séquences en apnée (15 à 20 secondes) d'une très bonne qualité avec un bon rapport signal sur bruit. Il s'y ajoute les séquences d'ARM en apnée avec injection de chélates de gadolinium. Par ailleurs, une approche fonctionnelle des pathologies thoraciques avec l'imagerie de perfusion et de ventilation pulmonaire et l'imagerie de diffusion dans la pathologie tumorale (tableau 3-6).

Imagerie anatomique

Séquences sans apnée

Quand l'information anatomique prime sur l'information fonctionnelle, les séquences en SE ou en turbo ES (TSE) sont les séquences de choix. Les séquences en SE ou TSE pondérées en T1 (SEpT1 ou TSEpT1) avec une synchronisation à l'ECG permettent en quelques minutes (4 à 8 minutes en fonction du rythme cardiaque) l'obtention d'images morphologiques de grande qualité pour l'étude du médiastin, des vaisseaux et des cavités cardiaques (fig. 3-31). Les artéfacts liés aux mouvements respiratoires et à une mauvaise synchronisation à l'ECG peuvent cependant gêner l'interprétation. La synchronisation au cycle respiratoire est possible mais elle est en pratique inap-

Tableau 3-6

Les séquences utilisables en IRM thoracique et leur équivalence en fonction des constructeurs.

| Type des séquences | Variantes | Nom en fonction des constructeurs | | | | Respiration | Résolution spatiale (taille du pixel) | Résolution temporelle (s pour une coupe ou un volume) | Utilisation particulière en pathologie thoracique |
|-------------------------------------|---|-----------------------------------|---------------------|----------------------------|---------------------------|-------------------|--|---|--|
| | | Siemens | Philips | GEMS | Hitachi | Toshiba | (temps d'acquisition) | | |
| Écho de gradient pondéré en T1 | Suppression de la graisse possible | VIBE | THRIVE | LAVA | T3GRE | Quick3D | Apnée (21 s) | Élevée (1,5 × 1,5 mm) | Nodules pulmonaires, masses, voies aériennes |
| | Résolution spatiale maximale (angiographie) | Flash 3D | FFE | APGR | RF spoiled SARGE | DRKS | Apnée (21 s) | Élevée (1,2 × 1 mm) | Angio-IRM en haute résolution |
| | Echo sharing | TWIST | TRAK | TRICKS | TRAQ | DRKS | Apnée ou respiration douce | Faible (3,5 × 2 mm) | Perfusion pulmonaire (embolie, vasoconstriction hypoxique) |
| Fast spin echo pondéré en T2 | Acquisition de la moitié du plan de Fourier | HASTE | Halfscan FSE | ½ NEX FSE | Half scan single shot FSE | AFT RO | Apnées multiples (2 × 20 s) | Faible (1,8 × 1,8 mm) | Maladies infiltratives |
| | Codage de phase rotationnel | BLADE | MultiVue | PROPELLER | RADAR | JET | Apnées multiples (4-5 × 20 s) | Modérée (1,8 × 1,5 mm) | Nodule ou masse |
| | HR avec asservissement respiratoire | TSE-rt | TSE | FSE | FSE | FSE | Asservissement respiratoire (5-10 min) | Modérée à élevée (1,3 × 1 mm) | Masses |
| | Saturation de la graisse | TSE fs +/- BLADE | TSE fs ou Multiview | FSE fs +/- PROPELLER | FSE fs +/- RADAR | FSE fs +/- JET | Apnées multiples (4-5 × 21 s) ou asservissement respiratoire | Modérée (1,8 × 1,5 mm) | Adénopathies, métastases osseuses |
| STIR (short Tau inversion recovery) | Fast spin echo | STIR | STIR | STIR | STIR | STIR | | | |
| Imagerie pondérée en diffusion | Acquisition en echo-planar avec suppression de la graisse | REVEAL (DWI) | DWIBS (DWI) | Whole Body Diffusion (DWI) | DWI | Body Vision (DWI) | Apnées multiples (3,4 × 20 s) ou asservissement respiratoire (4-5 min) | Faible (3 × 2 mm) | Nodules et masses |
| Steady state Écho de gradient | Pondération T1/T2 | True FISP | bFFE | FIESTA | BASG | True SSFP | Respiration libre (60 s) | Modérée (2,4 × 1,6 mm) | Embolie pulmonaire, mécanique respiratoire |

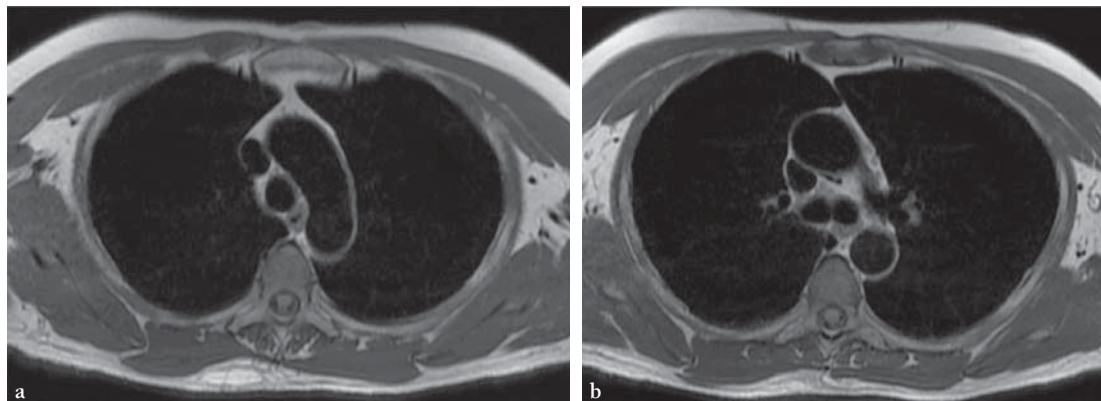


Fig. 3-31 Coupes pondérées en T1 avec sang noir et synchronisation cardiaque au niveau de l'arc aortique (a) et de la carène (b).

plicable car le temps d'acquisition d'une séquence dépassera alors largement 10 minutes et favorisera la survenue d'artefacts de mouvements d'une autre nature. La persistance des légers artefacts liés à une mauvaise synchronisation respiratoire peut être réduite en utilisant les séquences avec un codage de phase rotatoire (fig. 3-32). Le rapport signal sur bruit peut être augmenté avec l'utilisation des antennes en réseaux (possibilité de l'imagerie parallèle) au prix d'artefacts générés par la graisse de la paroi thoracique antérieure. Cet artefact peut être minimisé par l'interposition d'une mousse placée entre la paroi et l'antenne. À noter que, pour l'extension tumorale vers la paroi thoracique postérieure ou latérale, l'utilisation des séquences standard pour le rachis peut être utile (fig. 3-33).

Séquences en apnée

Il est possible actuellement d'acquérir des images anatomiques au cours d'une apnée de 15 à 20 secondes, ce qui

permet d'éliminer alors les artefacts respiratoires (fig. 3-34). La réalisation de telles séquences est possible en acquérant réellement une partie de l'information et en interpolant l'information non acquise pour obtenir une image complète. Une qualité des images s'approchant de celles acquises en TSEpT1 peut être obtenue avec ces séquences synchronisées à l'ECG dont l'acquisition est segmentée en utilisant la technique turbo ou fast-ES. Le rapport signal sur bruit est augmenté par l'utilisation impérative des antennes de surface en réseau « *phased array* ». Cependant, le sang lent, souvent proche des bords endocardiques et de l'apex du ventricule gauche, génère du signal rendant l'interprétation difficile. Pour supprimer ce signal, on applique une préparation dite « sang noir » ou « *black blood* ». Elle consiste en une double inversion-récupération (première inversion sur l'ensemble du volume thoracique qui vise à éliminer l'ensemble du signal sanguin circulant, immédiatement suivie d'une

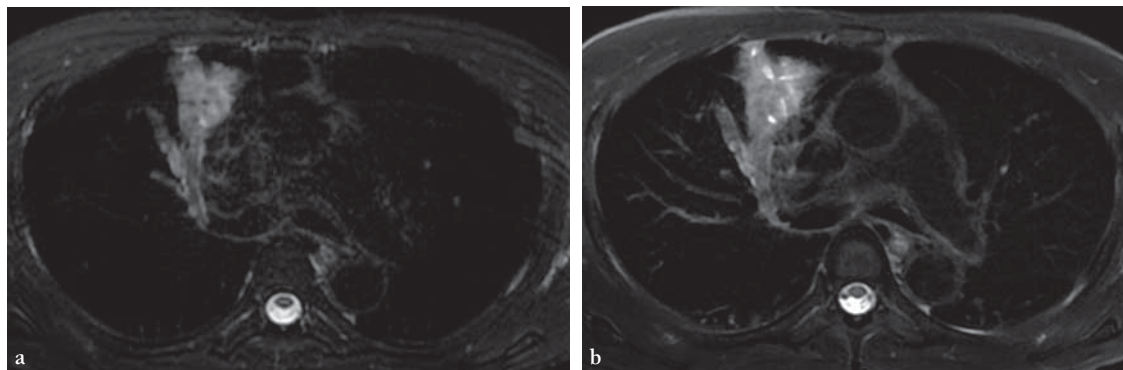


Fig. 3-32 Suivi rapproché d'un anévrisme artériel pulmonaire rompu et occlus chez un patient atteint de la maladie de Behçet (éviter les irradiations d'un examen TDM).

Séquence sans et avec l'utilisation du codage de phase rotationnel (correcteur des artefacts de mouvements) ; examen pratiqué sur une machine 1,5 T GEMS. (a) Coupe dans le plan axial centrée sur l'opacité alvéolaire en TSE T2 IDEAL (l'équivalent d'un DIXON en T2). (b) Coupe dans le plan axial centrée sur l'opacité alvéolaire en TSE T2 FS avec PROPELLER. Notez l'absence d'artefact respiratoire mais, surtout, les petits artefacts de battement des vaisseaux médiastinaux ont fortement diminué.

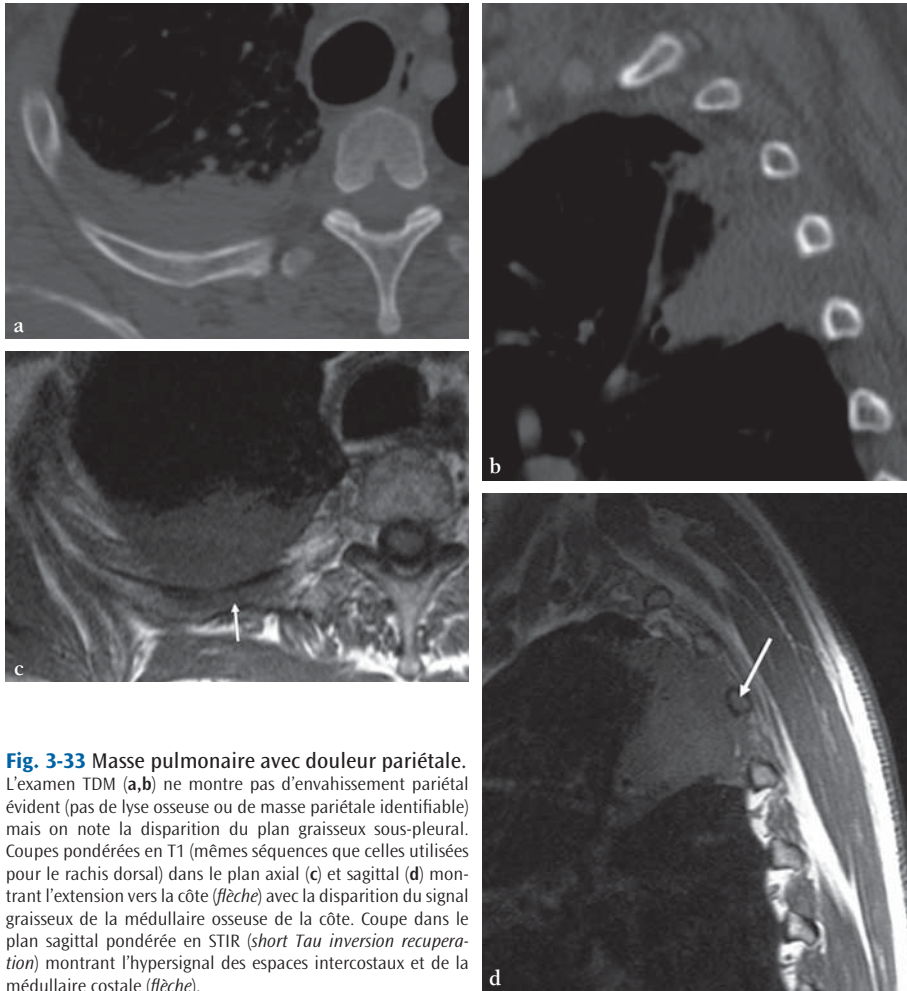


Fig. 3-33 Masse pulmonaire avec douleur pariétale. L'examen TDM (a,b) ne montre pas d'envahissement pariétal évident (pas de lyse osseuse ou de masse pariétale identifiable) mais on note la disparition du plan graisseux sous-pleural. Coupes pondérées en T1 (mêmes séquences que celles utilisées pour le rachis dorsal) dans le plan axial (c) et sagittal (d) montrant l'extension vers la côte (flèche) avec la disparition du signal graisseux de la médullaire osseuse de la côte. Coupe dans le plan sagittal pondérée en STIR (*short Tau inversion recuperation*) montrant l'hypersignal des espaces intercostaux et de la médullaire costale (flèche).

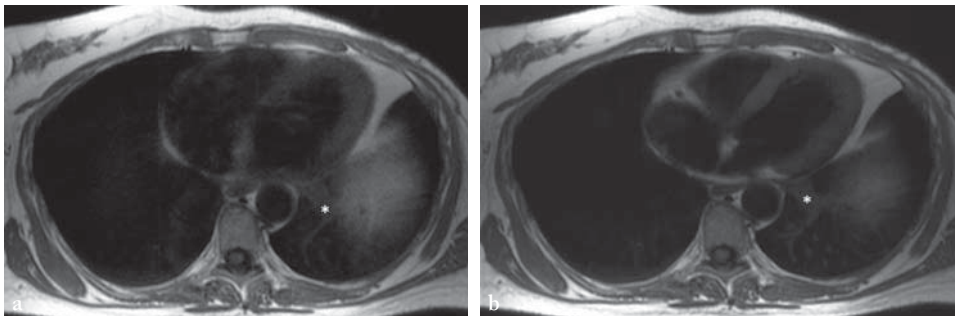


Fig. 3-34 Intérêt de la synchronisation cardiaque.

Coupes dans le plan axial pondérées en T1 en sang noir en apnée sans (a) et avec (b) synchronisation cardiaque. On note la mauvaise visibilité de la masse du lobe inférieur gauche (astérisque) sur l'image sans synchronisation cardiaque.

seconde inversion centrée sur le plan d'acquisition afin de redonner du signal aux structures explorées) (fig. 3-35). Ces séquences dont l'acquisition se fait en apnée (une ou deux coupes) peuvent être pratiquées pour analyser la paroi thoracique même en l'absence d'une synchronisation cardiaque. Cette séquence peut être pondérée en T1, T2 ou en STIR (fig. 3-36).

Angiographie par résonance magnétique

L'aorte et les artères pulmonaires peuvent être visualisées soit avec les séquences précédemment décrites, soit par une technique d'ARM traditionnelle, sans injection de produit de contraste, fondée sur le phénomène de temps de vol ou le contraste de phase. Ces techniques d'ARM étaient moins performantes dans le thorax que les séquences anatomiques. Actuellement, l'ARM avec injection de chélates de gadolinium est devenue possible grâce aux progrès réalisés dans la rapidité d'acquisition des séquences. En effet, l'image est obtenue au cours d'une apnée, dès le premier passage du produit de contraste intravasculaire, améliorant ainsi considérablement le contraste et la qualité de l'image vasculaire (fig. 3-37). Ces séquences d'écho de gradient obtenues selon une acquisition volumique utilisent un temps de répétition et un temps d'écho très court, ce qui permet de diminuer considérablement le signal du tissu stationnaire. Le raccourcissement du T1 du sang circulant, secondaire au premier passage du chélate de gadolinium, nous affranchit des problèmes liés au flux et génère un signal important intravasculaire. Les images obtenues peuvent être lues à la fois comme celles d'une angiographie conventionnelle, après un post-traitement de type MIP (projection des intensités maximales) ou VRT, donnant la possibilité d'obtenir plusieurs angles de vue à partir d'une même acquisition. Elles peuvent aussi être lues en coupes natives, en reformatage multiplanar et en coupes épaisses en MIP.

Imagerie fonctionnelle

Ciné-RM

Il s'agit de séquences utilisant la technique d'écho de gradient. À l'inverse des images réalisées en ES, le sang circulant apparaît en hypersignal du fait de l'entrée des protons non saturés dans le plan de coupe. Cela permet d'obtenir des images correspondant à un temps donné du cycle cardiaque et l'acquisition en apnée de 8 à 30 images permet d'explorer la totalité du cycle cardiaque. La mise en boucle de ces images réalise le mode ciné. Le ciné-RM est une technique qu'il faut ajouter aux séquences d'ES parce qu'elle est meilleure que les séquences en ES pour les images d'addition ou de soustraction endovasculaire de type thrombus ou ulcération. Toute modification de flux telle qu'une accélération ou une turbulence dans une sténose, une régurgitation ou une communication anormale, se traduit par une diminution du signal permettant de la localiser et de la quantifier. Néanmoins, cette évaluation est semi-quantitative [10, 15, 22, 23, 37] ; en cas de besoin d'une quantification précise, il faut utiliser des séquences dédiées en contraste de phase. Ce type d'imagerie permet en plus d'apprécier la contractilité, la mobilité cardiaque et la fraction d'éjection cardiaque gauche et droite avec des coupes type « petit axe cardiaque » et à moindre degré « 4 cavités ».

Ce type de séquence est utile pour apprécier un éventuel envahissement cardiaque par une tumeur pulmonaire ou médiastinale. En cas d'envahissement, la zone suspecte est immobile lors du cycle cardiaque, alors qu'en cas d'atteinte isolée du péricarde, les cavités cardiaques en contact avec la tumeur restent mobiles.

Il est possible d'utiliser un autre type de ciné en utilisant des séquences de courtes durées qu'on répète plusieurs fois durant la respiration. Ce type d'acquisition est utile en cas de paralysie diaphragmatique en montrant le mouvement paradoxal du diaphragme ; elle est utile aussi en cas de suspicion d'une extension pariétale d'une tumeur.

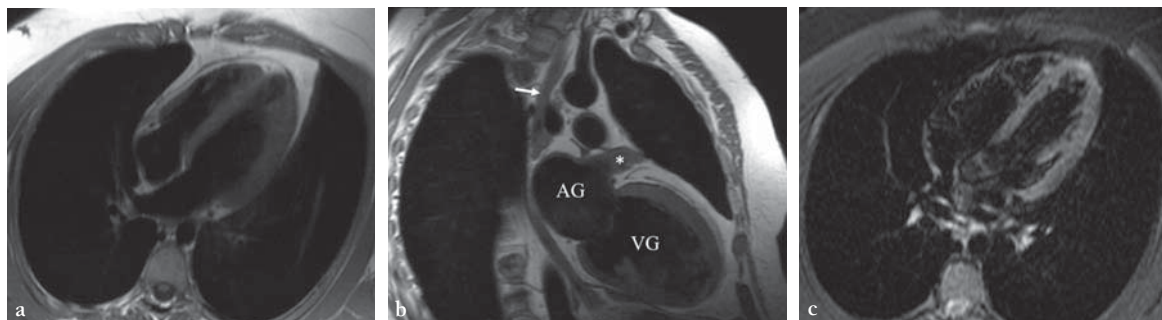


Fig. 3-35 Coupes 4 cavités (a), grand axe gauche (b) en TSE T1 sang noir et coupe 4 cavités en STIR sang noir (c).

Notez la bonne définition anatomique des coupes pondérées en T1 avec une bonne visualisation de l'œsophage (flèche) de l'atrium gauche (AG) et du ventricule gauche (VG). L'auricule gauche (astérisque) apparaît comme tissulaire en raison de la circulation lente du sang dans cette structure.

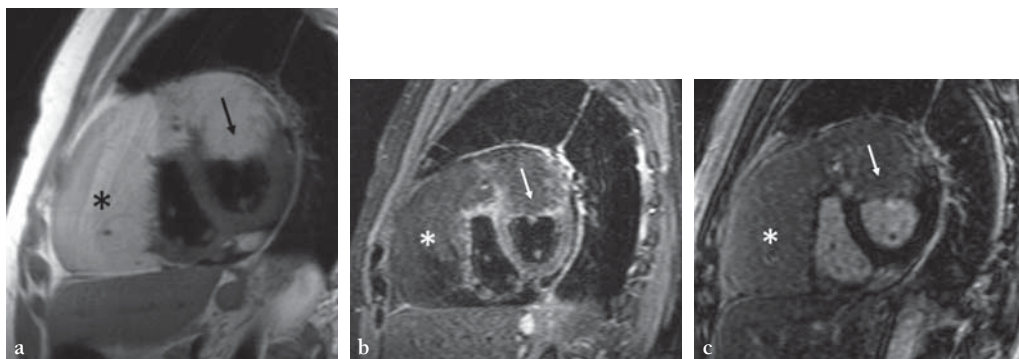


Fig. 3-36 Lipome myocardique.

Coupes petit axe en T1 sang noir (a), STIR sang noir (b) et en rehaussement tardif avec FS (c) montrant la masse graisseuse (*astérisque*) avec amincissement de la paroi antérieure du ventricule (*flèche*) gauche sans prise de contraste tardive.

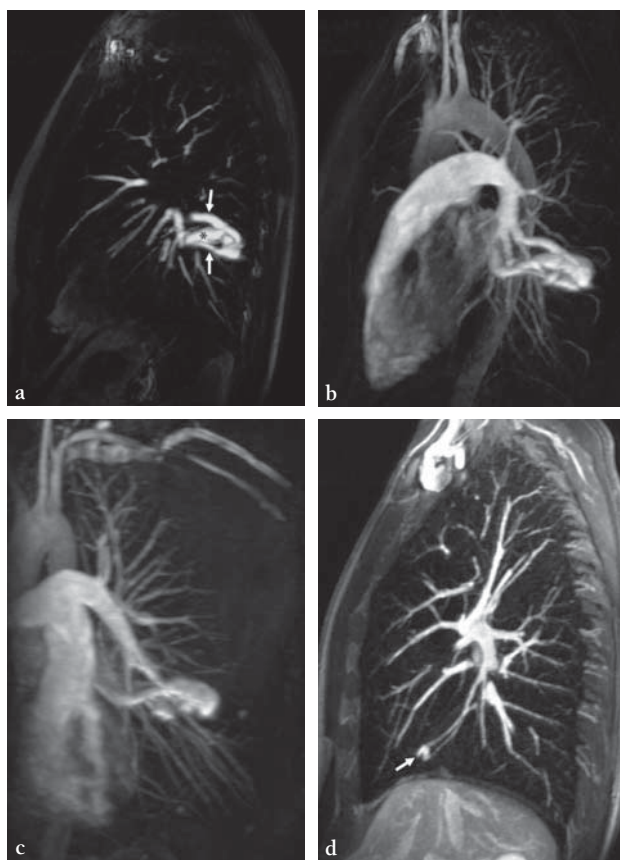


Fig. 3-37 Malformations artérioveineuses pulmonaires dans le cadre de la maladie de Rendu-Osler.

L'acquisition s'effectue dans le plan sagittal en étudiant chaque poumon séparément. Coupe dans le plan sagittal en MIP fin de 10 mm d'épaisseur (a) centrée sur une MAVP complexe avec deux artères afférentes (*flèche*) et une veine de drainage (*astérisque*). Projections dans les plans sagittal (b) et coronal (c) de l'ensemble du volume acquis en MIP. La coupe dans le plan sagittal en MIP fin de 8 mm d'épaisseur centrée sur le poumon droit montre une petite MAVP (*flèche*) du segment antéro-basal droit.

Imagerie de perfusion

Nous séparons, dans cette imagerie de perfusion, la perfusion parenchymateuse pulmonaire, la perfusion cardiaque et la perfusion tumorale.

Perfusion parenchymateuse pulmonaire

La perfusion parenchymateuse pulmonaire nécessite l'exploration de l'ensemble du volume pulmonaire à plusieurs reprises durant le passage du produit de contraste. Il faut pour cela une séquence volumique, de type turbo-flash pondérée en T1, couvrant le volume thoracique, de courte durée (5 à 6 secondes) d'acquisition qu'il faut répéter cinq à six fois en apnée au cours de l'injection d'un bolus de chélates de gadolinium. On obtient ainsi une opacification successive des cavités cardiaques droites, des artères pulmonaires, du parenchyme pulmonaire, des veines pulmonaires, des cavités cardiaques gauches puis de l'aorte. Ce type d'acquisition permet de visualiser un défaut de perfusion pulmonaire secondaire à une anomalie de perfusion artérielle pulmonaire (embolie pulmonaire aiguë ou chronique) ou d'une vascularisation systémique d'un territoire pulmonaire soit à contre-courant (hypervascularisation systémique) ou en cas de séquestration bronchopulmonaire [5, 42] (fig. 3-38).

Perfusion cardiaque

La perfusion cardiaque en IRM nécessite idéalement une exploration de quatre à cinq coupes dans le petit axe et une coupe en 4 cavités durant un seul cycle cardiaque. Le plus souvent, on effectue cette acquisition durant deux cycles pour couvrir un volume cardiaque plus important. Nous répétons cette séquence 60 à 80 fois en demandant au patient de tenir l'apnée au début puis de respirer doucement jusqu'à la fin de l'acquisition. Nous l'effectuons avec un débit de 5 mL/s avec un volume de 20 mL, suivi par un volume du sérum physiologique identique.

Perfusion tumorale

L'étude de la perfusion tissulaire par DCE-MRI nécessite l'utilisation d'une séquence écho de gradient volumique (3D) pondérée en T1 avec une résolution temporelle adaptée au modèle utilisé pour le calcul des paramètres vasculaires. En utilisant les acquisitions parallèles, la durée de l'acquisition d'un volume donnée peut atteindre les 3 secondes – à noter que ce volume doit contenir l'aorte thoracique descendante pour la fonction d'entrée artérielle. Le volume doit être fixé pour l'ensemble de l'étude. Le suivi est effectué d'une façon dynamique avec de multiples volumes acquis durant une période minimale de 3 à 8 minutes. Les pre-

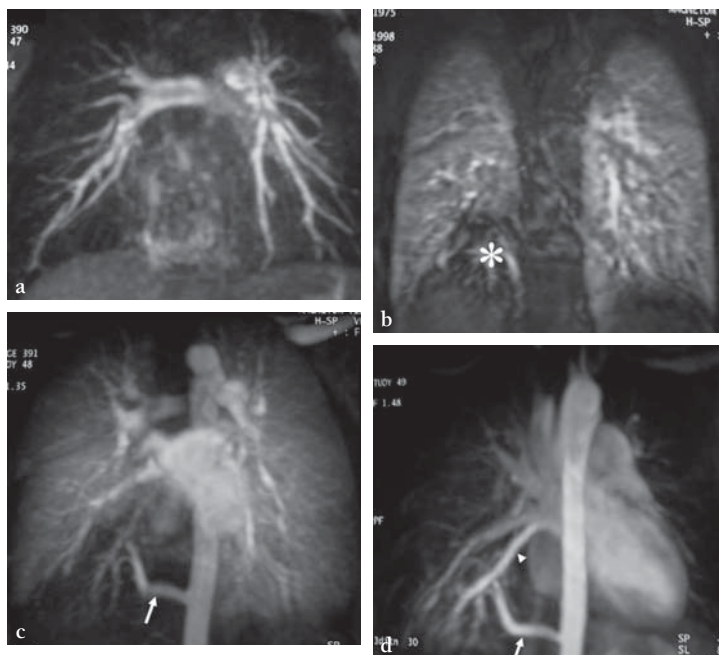


Fig. 3-38 Séquestration intralobaire basale droite.

Acquisition volumique et dynamique de l'ensemble du poumon lors de l'injection de produit de contraste. La résolution temporelle est de 6 secondes. Cette acquisition nous permet d'avoir une image artérielle pulmonaire pure (a), une image parenchymateuse pulmonaire (b), une image mixte parenchymateuse pulmonaire et aortique (c) et un temps aortique (d). À noter le défaut de rehaussement au temps parenchymateux pulmonaire (astérisque) et la visualisation nette de l'artère séquestrante naissant de l'aorte abdominale (flèche) ainsi que la veine de drainage (tête de flèche) vers l'atrium gauche.

mières acquisitions se font d'une façon rapprochée (d'une à quelques secondes) pour apprécier la pente de prise de contraste. Ainsi, on peut suivre la cinétique du produit paramagnétique pénétrant la tumeur par les vaisseaux, sa diffusion vers l'espace extravasculaire et sa stagnation dans cet espace. L'analyse de la prise de contraste peut se faire soit de manière descriptive à l'aide des courbes et des pourcentages de rehaussement, soit de manière quantitative en modélisant les valeurs du signal pour calculer des concentrations de gadolinium.

Les stratégies d'acquisition des images de DCE-MRI varient d'un protocole à l'autre mais, en général, on doit obtenir trois types d'image :

- l'image initiale de la tumeur pour localisation de la tumeur et pour une analyse anatomique ;
- la séquence suivante pour calculer le temps de relaxation T1 initial avant l'injection du produit de contraste ;
- finalement, une acquisition dynamique toutes les quelques secondes (l'intervalle le plus court possible) durant une période allant de 5 à 10 minutes. La séquence dynamique est un compromis entre la résolution spatiale, la résolution temporelle et la couverture anatomique [36].

Le rehaussement du signal d'une tumeur dépend des facteurs physiologiques et physiques incluant : la fonction rénale, la fonction cardiaque, la tension artérielle, la surface capillaire, la perméabilité capillaire et le « volume de diffusion dans l'espace extracellulaire et extravasculaire tumoral » (Ve). La DCE-MRI génère des paramètres reflétant un ou plusieurs facteurs de ce processus de rehaussement ; elle peut ainsi être utilisée pour mesurer les anomalies dans le flux artériel tumoral, le « volume vasculaire tumoral » ou plasma tumoral (Vp), la perméabilité, la tortuosité et la pression interstitielle. L'utilisation des paramètres quantitatifs en imagerie de perfusion tels que le flux sanguin tumoral, le volume sanguin tumoral, le volume sanguin total et la « vitesse de transfert vers l'espace extravasculaire » ou perméabilité capillaire (K^{trans}), sont indépendants du type de la machine, de la séquence utilisée ou du post-traitement effectué. Il s'agit de paramètres quantitatifs reproductibles exprimés en concentration de produit de contraste, qui sont utilisables en pratique pour un éventuel suivi thérapeutique. Le flux sanguin tissulaire, exprimé en mL/min/mL de tissu, reflète la perfusion du tissu tumoral, correspondant au volume de sang arrivant à la tumeur par unité de volume de tissu. Le calcul de l'ensemble de ces paramètres peut être effectué soit au moyen de régions d'intérêt, soit au moyen d'une cartographie paramétrique. Ainsi, les paramètres mesurés par IRM de perfusion sont des paramètres indirects de l'angiogenèse.

Imagerie de ventilation

C'est encore actuellement une imagerie qui est du domaine de la recherche. Cette imagerie est basée sur l'utilisation de gaz nobles hyperpolarisés tel que l'hélium ($He-3$) et le xénon ($Xe-$

129). L'utilisation de ces gaz en IRM nécessite un investissement lourd pour la création d'une nouvelle chaîne de résonance adaptée à l'hélium et au xénon, les machines actuelles étant conçues pour la résonance du proton de l'hydrogène. Les études pratiquées chez l'animal et chez l'homme sont cependant prometteuses [1, 2, 11, 28].

Une alternative à ce moyen lourd pour réaliser une étude de la ventilation en IRM est l'utilisation du chélate de gadolinium en aérosol [6, 30] ou l'inhalation d'oxygène avec une FiO_2 à 100 % [9, 14], avec les machines conventionnelles.

Mesures de débit

Le ciné-RM standard permet d'avoir une appréciation semi-quantitative du débit. En fait, le signal du sang circulant est plus ou moins important en fonction du déphasage des protons mobiles, ce dernier étant lié à leur vitesse de déplacement et à leur turbulence. La technique du contraste de phase permet de mesurer plus précisément la vitesse du flux à l'intérieur du vaisseau. En connaissant la vitesse et le diamètre du vaisseau on peut calculer le débit en multipliant la surface par la vitesse. Cette méthode non invasive peut théoriquement être appliquée à n'importe quel vaisseau, devenant alors particulièrement compétitive avec le cathétérisme vasculaire classique [31, 35, 40].

Imagerie de diffusion

L'IRM représente la seule méthode d'imagerie permettant de mesurer la diffusion moléculaire *in vivo*. Ce phénomène est lié à aux mouvements browniens des molécules d'eau dans les tissus, mais il ne peut pas être expliqué uniquement par ce mouvement. D'autres facteurs sont à considérer, comme la perfusion dans les réseaux capillaires [25]. Dans un tissu vivant, la molécule d'eau ne diffuse pas d'une façon égale dans toutes les directions : elle suit une direction ordonnée comme les fibres et autres éléments structuraux tissulaires. Le déplacement de ces molécules d'eau est restreint par des barrières naturelles telles que la membrane cellulaire, les macromolécules et la variation des pressions interstitielles. En fait, la diffusion correspond à un reflet de l'ordre tridimensionnel tissulaire. Le cancer, par sa nature, tend à produire du désordre, détruisant les limites tissulaires normales, induisant une distorsion fibrillaire et perturbant ainsi le déplacement habituel des molécules d'eau.

La faible diminution du signal secondaire aux mouvements aléatoires des molécules d'eau (diffusion liée aux mouvements browniens), par la perte de cohérence de leur phase, n'est pas détectable par les séquences d'IRM habituelles. La sensibilisation du signal IRM à ces mouvements, de plus petite échelle (la diffusion brownienne) que l'écoulement sanguin macroscopique, est possible en ajoutant des gradients de champ magnétique dans la direction à étudier [25]. En effet, Stejskal et Tanner [38] ont initialement décrit une méthode qui consiste à appliquer deux gradients bipolaires symétriques de part et d'autre de l'im-

pulsion de 180° d'une séquence écho de spin pour accentuer le déphasage des spins mobiles et produire une atténuation du signal relative au mouvement des spins à l'intérieur du voxel. La pondération de diffusion dépend de la valeur de « b » [$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$, où b est exprimé en s/mm^2]; plus la valeur de b est élevée, plus la séquence est pondérée en diffusion. Pour augmenter la valeur de b , on peut, selon la formule, augmenter l'amplitude des gradients (G), leur durée d'application (δ) ou bien l'intervalle de temps séparant les deux gradients (Δ).

Dans les publications récentes, les auteurs utilisent deux valeurs de b ($b = 0 \text{ s/mm}^2$, pondération T2 exclusive, et $b = 600 \text{ à } 1\,000 \text{ s/mm}^2$, pondération en diffusion) avec des séquences en *echo-planar* permettant d'avoir des images en moins de 100 millisecondes et surtout d'observer une décroissance du signal. Il existe une relation entre l'intensité du signal après application du gradient de diffusion (S) et avant l'application de ce gradient (S_0), avec la valeur de b et une constante physique indépendante du champ magnétique, de la machine, des séquences et de leurs paramètres, qui est le coefficient apparent de diffusion (ADC). Le calcul de l'ADC est obtenu à partir de la formule $S = S_0 \cdot e^{(-b \cdot ADC)}$, permettant de réaliser une cartographie de l'ADC (fig. 3-39). En s'aidant des images morphologiques, on peut définir des zones cibles avec des valeurs moyennes d'ADC. L'ADC peut être comparé

avant et après traitement ; il est inversement proportionnel à la cellularité tumorale [39].

Actuellement, l'acquisition se fait avec des coupes de 6 à 8 mm d'épaisseur. La synchronisation cardiaque ou respiratoire est peu utilisée en raison de la durée de l'examen. L'option est d'utiliser ces synchronisations pour l'exploration de la région thoracique et abdominale haute pour éviter les artefacts de mouvements générés par ces deux phénomènes. L'acquisition se fait dans le plan axial avec visualisation de l'ensemble des boîtes d'acquisition dans les trois plans de l'espace.

CONCLUSION

L'IRM thoracique a fait des progrès importants ces dernières années grâce à la diminution des temps d'acquisition des séquences et à une imagerie vasculaire de meilleure qualité. Elle présente une potentialité énorme pour l'imagerie fonctionnelle et de caractérisation tissulaire avec l'imagerie de diffusion. Il est important de préciser le but de l'examen demandé pour que le médecin radiologue puisse répondre précisément à la question car, actuellement, un examen IRM du thorax peut être effectué dans de multiples indications qui vont déterminer la technique d'exploration IRM.

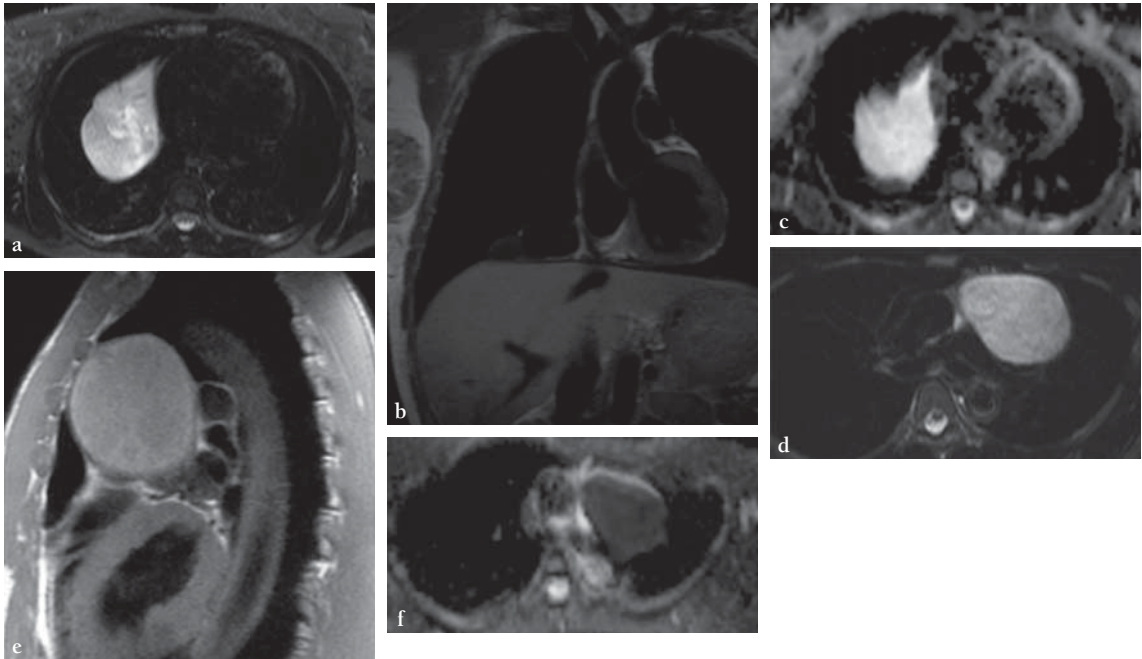


Fig. 3-39 Deux formations liquidiennes du médiastin dont le comportement en diffusion est totalement différent.

Un kyste pleuropéricardique de l'angle cardiophrénique droit dont le comportement est en hypersignal T2 (a), isosignal T1 (b) et absence de restriction en diffusion (c) comme en témoigne la valeur élevée de l'ADC (2,8 10-3). Un tératome kystique mature de siège médiastinal antérieur en hypersignal T2 (d), léger hypersignal T1 (e) et une restriction importante en diffusion (f) comme en témoigne la valeur faible de l'ADC (0,9 10-3) témoignent de la présence de macromolécules ou de cellules en concentration importante.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Bachert P, Schad LR, Bock M, et al. Nuclear magnetic resonance imaging of airways in humans with use of hyperpolarized ^3He . *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 192-196.
- [2] Bannier E, Cieslar K, Mosbah K, et al. Hyperpolarized ^3He MR for sensitive imaging of ventilation function and treatment efficiency in young cystic fibrosis patients with normal lung function. *Radiology* 2010 ; 255 : 225-232.
- [3] Batra P, Brown K, Steckel RJ, et al. MR imaging of the thorax : a comparison of axial, coronal, and sagittal imaging planes. *J Comput Assist Tomogr* 1988 ; 12 : 75-81.
- [4] Bergin CJ, Healy MV, Zincone GE, Castellino RA. MR evaluation of chest wall involvement in malignant lymphoma. *J Comput Assist Tomogr* 1990 ; 14 : 928-932.
- [5] Berthezene Y, Croisille P, Wiart M, et al. Prospective comparison of MR lung perfusion and lung scintigraphy. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 9 : 61-68.
- [6] Berthezene Y, Vexler V, Clement O, et al. Contrast-enhanced MR imaging of the lung : assessments of ventilation and perfusion. *Radiology* 1992 ; 183 : 667-672.
- [7] Brown LR, Aughenbaugh GL. Masses of the anterior mediastinum : CT and MR imaging. *Am J Roentgenol* 1991 ; 157 : 1171-1180.
- [8] Chang AY. Neoplasms of the mediastinum, chest wall, and pleura. *Curr Opin Oncol* 1994 ; 6 : 171-176.
- [9] Chen Q, Jakob PM, Griswold MA, et al. Oxygen enhanced MR ventilation imaging of the lung. *MAGMA* 1998 ; 7 : 153-161.
- [10] Didier D, Ratib O, Beghetti M, et al. Morphologic and functional evaluation of congenital heart disease by magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 10 : 639-655.
- [11] Driehuys B, Martinez-Jimenez S, Cleveland ZI, et al. Chronic obstructive pulmonary disease : safety and tolerability of hyperpolarized ^{129}Xe MR imaging in healthy volunteers and patients. *Radiology* 2012 ; 262 : 279-289.
- [12] Ersoy H, Steigner ML, Coyner KB, et al. Vascular thoracic outlet syndrome : protocol design and diagnostic value of contrast-enhanced 3D MR angiography and equilibrium phase imaging on 1.5- and 3-T MRI scanners. *Am J Roentgenol* 2012 ; 198 : 1180-1187.
- [13] Gamsu G, Sostman D. Magnetic resonance imaging of the thorax. *Am Rev Respir Dis* 1989 ; 139 : 254-274.
- [14] Hatabu H, Chen Q, Levin DL, et al. Ventilation-perfusion MR imaging of the lung. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1999 ; 7 : 379-392.
- [15] Ho VB, Prince MR. Thoracic MR aortography : imaging techniques and strategies. *RadioGraphics* 1998 ; 18 : 287-309.
- [16] Kaiser W. MRI of the heart, mediastinum and great vessels. *Arch Int Physiol Biochim* 1985 ; 93 : 43-53.
- [17] Kalb B, Sharma P, Tigges S, et al. MR imaging of pulmonary embolism : diagnostic accuracy of contrast-enhanced 3D MR pulmonary angiography, contrast-enhanced low-flip angle 3D GRE, and nonenhanced free-induction FISP sequences. *Radiology* 2012 ; 263 : 271-278.
- [18] Kawashima A, Fishman EK, Kuhlman JE. CT and MR evaluation of posterior mediastinal masses. *Crit Rev Diagn Imaging* 1992 ; 33 : 311-367.
- [19] Khalil A, Carette MF, Milleron B, et al. Bronchogenic cyst presenting as mediastinal mass with pleural effusion. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 2185-2187.
- [20] Khalil A, Farres MT, Mangiapan G, et al. Pulmonary arteriovenous malformations. *Chest* 2000 ; 117 : 1399-1403.
- [21] Khalil AM, Carette MF, Cadranet JL, et al. Magnetic resonance imaging findings in pulmonary Kaposi's sarcoma : a series of 10 cases. *Eur Respir J* 1994 ; 7 : 1285-1289.
- [22] Kivelitz DE, Dohmen PM, Lembcke A, et al. Visualization of the pulmonary valve using cine MR imaging. *Acta Radiol* 2003 ; 44 : 172-176.
- [23] Ko SF, Wan YL, Ng SH, et al. MRI of thoracic vascular lesions with emphasis on two-dimensional time-of-flight MR angiography. *Br J Radiol* 1999 ; 72 : 613-620.
- [24] Laurent F, Latrabe V, Lecesne R, et al. Mediastinal masses : diagnostic approach. *Eur Radiol* 1998 ; 8 : 1148-1159.
- [25] Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. MR imaging of intravoxel incoherent motions : application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986 ; 161 : 401-407.
- [26] Link KM, Lesko NM. Magnetic resonance imaging in the evaluation of congenital heart disease. *Magn Reson Q* 1991 ; 7 : 173-190.
- [27] Link KM, Lesko NM. The role of MR imaging in the evaluation of acquired diseases of the thoracic aorta. *Am J Roentgenol* 1992 ; 158 : 1115-1125.
- [28] MacFall JR, Charles HC, Black RD, et al. Human lung air spaces : potential for MR imaging with hyperpolarized He-3 . *Radiology* 1996 ; 200 : 553-558.
- [29] McLoud TC, Filion RB, Edelman RR, Shepard JA. MR imaging of superior sulcus carcinoma. *J Comput Assist Tomogr* 1989 ; 13 : 233-239.
- [30] Misselwitz B, Muhler A, Heinzelmann I, et al. Magnetic resonance imaging of pulmonary ventilation. Initial experiences with a gadolinium-DTPA-based aerosol. *Invest Radiol* 1997 ; 32 : 797-801.
- [31] Nogami M, Ohno Y, Koyama H, et al. Utility of phase contrast MR imaging for assessment of pulmonary flow and pressure estimation in patients with pulmonary hypertension : comparison with right heart catheterization and echocardiography. *J Magn Reson Imaging* 2009 ; 30 : 973-980.
- [32] Ohno Y, Koyama H, Yoshikawa T, et al. N stage disease in patients with non-small cell lung cancer : efficacy of quantitative and qualitative assessment with STIR turbo spin-echo imaging, diffusion-weighted MR imaging, and fluorodeoxyglucose PET/CT. *Radiology* 2011 ; 261 : 605-615.
- [33] Pauls S, Schmidt SA, Juchems MS, et al. Diffusion-weighted MR imaging in comparison to integrated $[(1)(8)\text{F}]\text{-FDG PET/CT}$ for N-staging in patients with lung cancer. *Eur J Radiol* 2012 ; 81 : 178-182.
- [34] Regier M, Schwarz D, Henes FO, et al. Diffusion-weighted MR-imaging for the detection of pulmonary nodules at 1.5 Tesla : intraindividual comparison with multidetector computed tomography. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2011 ; 55 : 266-274.
- [35] Sanz J, Kuschner P, Rius T, et al. Pulmonary arterial hypertension : noninvasive detection with phase-contrast MR imaging. *Radiology* 2007 ; 243 : 70-79.
- [36] Schaefer JF, Schneider V, Vollmar J, et al. Solitary pulmonary nodules : association between signal characteristics in dynamic contrast enhanced MRI and tumor angiogenesis. *Lung Cancer* 2006 ; 53 : 39-49.
- [37] Seo JS, Kim YJ, Choi BW, Choe KO. Usefulness of magnetic resonance imaging for evaluation of cardiovascular invasion : evaluation of sliding motion between thoracic mass and adjacent structures on cine MR images. *J Magn Reson Imaging* 2005 ; 22 : 234-241.

- [38] Stejkal EO, Tanner JE. Spin diffusion measurements : spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Phys* 1965 ; 42 : 88-292.
- [39] Uhl M, Altehoefer C, Kontny U, et al. MRI-diffusion imaging of neuroblastomas : first results and correlation to histology. *Eur Radiol* 2002 ; 12 : 2335-2338.
- [40] van Amerom JF, Vidarsson L, Wu S, et al. Regional pulmonary blood flow : comparison of dynamic contrast-enhanced MR perfusion and phase-contrast MR. *Magn Reson Med* 2009 ; 61 : 1249-1254.
- [41] Yabuuchi H, Hatakenaka M, Takayama K, et al. Non-small cell lung cancer : detection of early response to chemotherapy by using contrast-enhanced dynamic and diffusion-weighted MR imaging. *Radiology* 2011 ; 261 : 598-604.
- [42] Yilmaz E, Akkoclu A, Degirmenci B, et al. Accuracy and feasibility of dynamic contrast-enhanced 3D MR imaging in the assessment of lung perfusion : comparison with Tc-99 MAA perfusion scintigraphy. *Clin Radiol* 2005 ; 60 : 905-913.
- [43] Yucel EK. Pulmonary MR angiography : is it ready now ? *Radiology* 1999 ; 210 : 301-303.

3.5

ÉCHOGRAPHIE DOPPLER THORACIQUE

M. El Hajjam

L'échographie Doppler thoracique utilise dans un premier temps une petite sonde de basse fréquence de 2 à 5 MHz, permettant une analyse de l'ensemble de la cavité thoracique. Dans un second temps, l'analyse détaillée des tissus ou d'une lésion cible nécessite l'utilisation d'une sonde de haute fréquence, de 7,5 à 12 MHz.

L'avantage de l'échographie est l'exploration en temps réel du patient dans diverses positions, ce que n'offrent pas la radiographie standard ni le scanner.

L'écho-Doppler utilise, comme dans les autres applications, les modes couleur, énergie et pulsé. Les voies d'abord échographiques sont nombreuses :

- voies transpariétales par les espaces intercostal, parasternal, sus-sternal, sus-claviculaire, sous-xyphoïdien et sous-costal ;
- voies endoscopiques : endobronchique ou endo-œsophagienne.

ÉCHO-ANATOMIE NORMALE DE LA PAROI THORACIQUE

La paroi thoracique est composée de différentes couches stratifiées (fig. 3-40).

La surface pleuropulmonaire apparaît sous la forme d'une ligne hyperéchogène, discontinue, masquée par les cônes d'ombre costaux. Elle est suivie en profondeur de plusieurs lignes similaires et parallèles correspondant à des artéfacts de répétition.

Cette ligne hyperéchogène correspond à l'interface entre les tissus mous pariétaux (muscles et plèvre) et la surface pulmonaire. Le tissu pulmonaire n'est donc pas visible à l'état normal.

En temps réel, cette surface est animée de petits mouvements respiratoires bien visibles, réalisant le signe du glissement qui traduit l'absence de pneumothorax.

À l'extérieur, cette ligne est tapissée par une fine bande hypo-échogène millimétrique correspondant au liseré graisseux extrapleurale.

Les côtes apparaissent sous la forme d'arcs hyperéchogènes, à concavité interne, générant un cône d'ombre.

L'espace intercostal est bien délimité par les arcs costaux et contient les muscles intercostaux où le faisceau ultrasonore diffuse normalement pour venir se réfléchir contre l'interface pulmonaire infranchissable aux ultrasons.

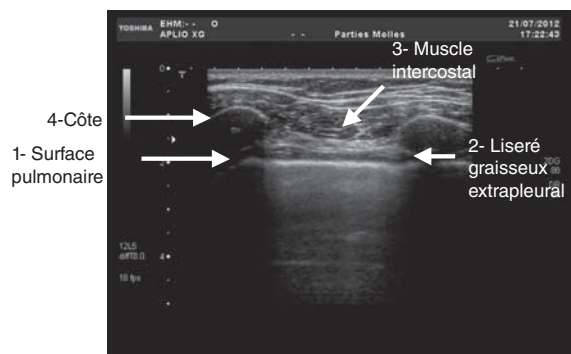


Fig. 3-40 Écho-anatomie de la paroi thoracique : coupe sagittale thoracique antérieure.

(1) Surface pleuropulmonaire. (2) Liseré graisseux extrapleurale. (3) Muscles intercostaux. (4) Arcs costaux

Le tissu cellulograisieux sous-cutané apparaît sous la forme d'une bande hyperéchogène.

Par un abord sous-costal récurrent, le diaphragme se présente sous la forme d'une fine image hyperéchogène arciforme (fig. 3-41).

ASPECTS PATHOLOGIQUES

Pathologie pleurale

Épanchement pleural liquidien

L'échographie est une technique très sensible pour la détection des épanchements pleuraux liquidien même minimes (fig. 3-42). Elle est supérieure au scanner pour apprécier leur caractère cloisonné. L'épanchement peut apparaître uniforme, sans septa au scanner, alors qu'il s'agit d'un véritable « nid-d'abeilles » en échographie. Cet aspect explique les échecs de ponction et de drainage réalisés au scanner et fait préférer l'échographie comme technique de guidage.

L'appareil mobile au lit du patient est un outil très pratique pour le radiologue, le pneumologue et le réanimateur. La visualisation directe du liquide pleural permet de guider de façon optimale et en temps réel une ponction ou un drainage, surtout en cas d'épanchement de faible abondance ou cloisonné (fig. 3-43).

Pneumothorax

Le diagnostic de pneumothorax est possible en utilisant une sonde de haute fréquence. Il se traduit par la disparition sur l'imagerie en temps réel du signe du glissement. Ce signe cor-

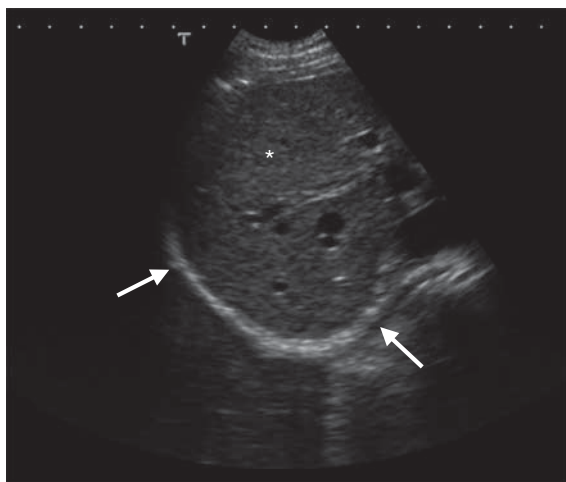


Fig. 3-41 Écho-anatomie du diaphragme.

Coupe récurrente sous-costale droite montrant le foie (astérisque) délimité par le diaphragme (flèche). Aucune image sus-diaphragmatique n'est visible normalement.

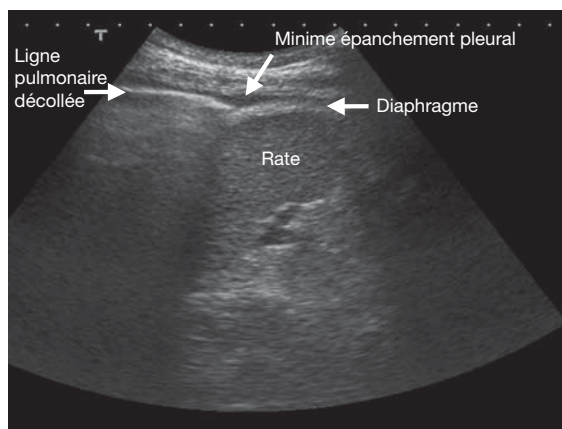


Fig. 3-42 Épanchement pleural liquidien gauche de très faible abondance, visible en intercostal chez un patient examiné en position assise.

Ce petit épanchement est indétectable sur une radiographie standard.



Fig. 3-43 Échographie thoracique au lit du patient pour ponctionner un épanchement pleural gauche.

respond aux mouvements de va-et-vient de la surface pulmonaire synchrones du cycle respiratoire.

Plusieurs circonstances sont envisagées dans lesquelles le pneumothorax est diagnostiqué en échographie :

- dans les suites immédiates de l'examen clinique, pour confirmer ou infirmer le diagnostic, en particulier en médecine d'urgence, sur les lieux d'un accident, en réanimation, en cas de non-disponibilité du matériel radiologique ou chez la femme enceinte ;
- au décours d'une ponction thoracique échoguidée, y compris lors de la mise en place d'un cathéter veineux central, l'échographe peut contrôler immédiatement l'absence de pneumothorax ;
- pour le suivi du recollement d'un pneumothorax, au lit du patient, évitant des radiographies itératives.

Tumeurs pleurales

Les nodules pleuraux s'associent le plus souvent à un épanchement pleural. Leur présence signe la malignité même si elle n'est pas spécifique d'une histologie particulière.

L'échographie guide le geste interventionnel (fig. 3-44).

Pathologie pariétale

Les fractures costales sont facilement mises en évidence en échographie au moment où les radiographies standard sont en défaut une fois sur deux à la phase initiale et source d'incompréhension de la part des patients qui souffrent alors que leurs clichés sont interprétés comme normaux.

Il suffit de poser la sonde superficielle sur l'endroit douloureux pour visualiser la rupture de la corticale costale et l'hématome périosté.

Dans le même sens, les traumatismes des cartilages chondrocostaux sont méconnus en radiographie standard, mais faciles à reconnaître en échographie (fig. 3-45).

Les lyses osseuses, notamment costales, peuvent être repérées et biopsiées (fig. 3-46). L'échographie peut également aider dans l'évaluation de l'extension pariétale d'un cancer bronchique.

L'approche des vaisseaux pariétaux intercostaux ou thoraciques (mammaires) internes est facilitée par l'écho-Doppler, permettant leur repérage avant tout acte interventionnel (voir fig. 3-44).

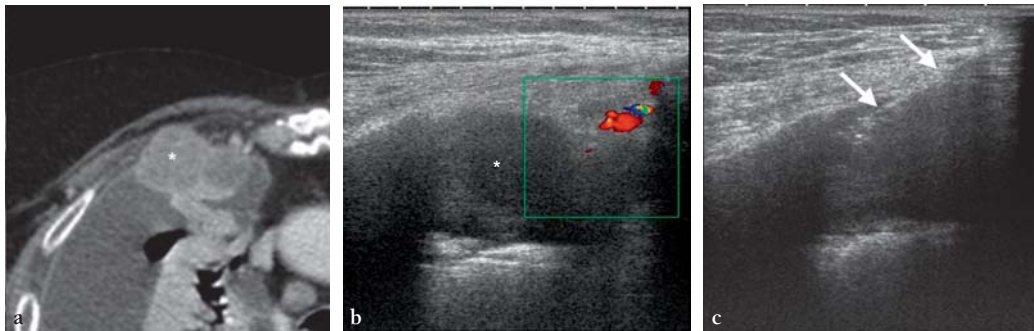


Fig. 3-44 (a) Cancer pulmonaire avec une métastase pleuropariétale antérieure droite visible au scanner (*astérisque*). (b) Corrélation écho-Doppler montrant bien la métastase (*astérisque*) et les vaisseaux mammaires internes codés en couleurs. (c) La biopsie de la lésion est guidée par l'échographie. L'aiguille (*flèche*) passe à distance des vaisseaux.

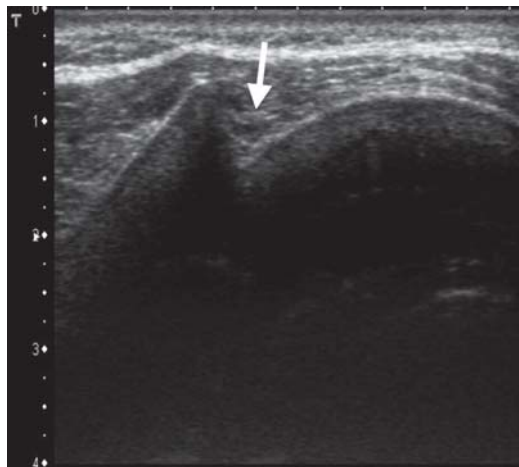


Fig. 3-45 Traumatisme basithoracique gauche. Radiographie thoracique normale. L'échographie à l'aide d'une sonde superficielle linéaire objective une disjonction chondrocostale (*flèche*).

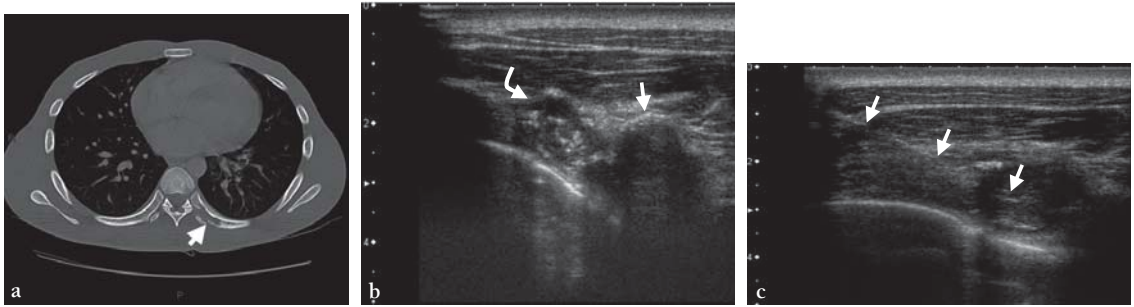


Fig. 3-46 Tuberculose multifocale.

(a) TDM montrant une lyse costale postérieure gauche (*flèche*). (b) Échographie superficielle montrant une côte normale (*flèche*) et la côte lysée dont la corticale et le contenu sont hétérogènes (*flèche courbe*). (c) Biopsie costale échoguidée avec une aiguille coaxiale 18G (*flèche*) confirmant le diagnostic de tuberculose.

Pathologie médiastinale

Elle bénéficie de l'approche endoscopique, notamment l'échographie endobronchique qui se développe de plus en plus pour les biopsies ganglionnaires médiastinales.

L'endoscopie œsophagienne est utilisée depuis longtemps pour la pathologie cardiaque et œsophagienne (*fig. 3-47*).

Pathologie pulmonaire

Le remplacement de l'air pulmonaire par un comblement alvéolaire ou interstitiel en matériel tissulaire ou liquidien le rend accessible à l'examen échographique à condition que les anomalies soient périphériques.

Néanmoins, le scanner reste l'examen de choix pour analyser ces affections.

CONCLUSION

L'échographie thoracique trouve ses applications en situation d'urgence ou en réanimation comme première approche diagnostique du patient lorsque le plateau technique radiologique n'est pas accessible dans l'immédiat.

Par ailleurs, il s'agit d'un excellent moyen de guidage en imagerie interventionnelle par son accessibilité, innocuité et son analyse en temps réel.

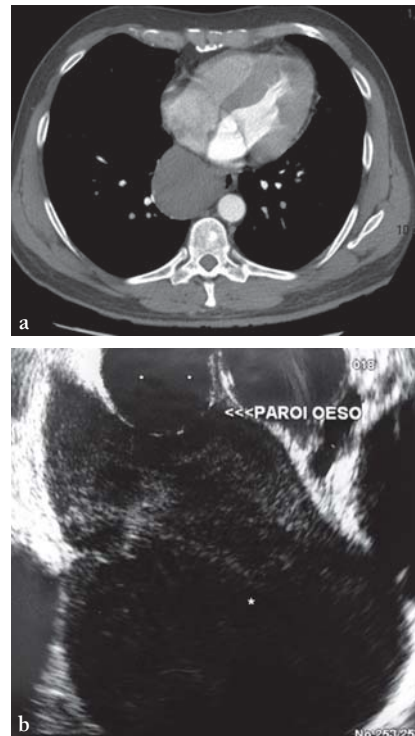


Fig. 3-47 Kyste neuro-entérique médiastinal.

(a) TDM thoracique montrant un gros kyste à contenu liquidien (*astérisque*) contigu à l'œsophage. (b) Échographie transœsophagienne montrant un kyste à contenu plutôt épais (*astérisque*) et son raccordement à l'œsophage thoracique.