



Disponible en ligne sur

ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

EM|consulte
www.em-consulte.com



REVUE GÉNÉRALE

IRM du parenchyme pulmonaire : vers une application clinique ?[☆]



MRI of the pulmonary parenchyma: Towards clinical applicability?

G. Dournes^{a,*,b}, J. Macey^{a,b}, E. Blanchard^b,
P. Berger^{a,b}, F. Laurent^{a,b}

^a Centre de recherche cardio-thoracique de Bordeaux, Inserm U1045, université Bordeaux-Segalen, CIC1401, 146, rue Léo-Saignat, 33076 Bordeaux cedex, France

^b Service de radiologie, service de pneumologie, service d'exploration fonctionnelle respiratoire, CHU de Bordeaux, CIC1401, 33064 Pessac, France

Disponible sur Internet le 31 janvier 2017

MOTS CLÉS

IRM ;
TDM ;
Mucoviscidose ;
BPCO ;
Fibrose

Résumé Longtemps considérée comme le parent pauvre de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) d'organe, l'IRM pulmonaire a bénéficié d'évolutions technologiques qui rendent aujourd'hui réaliste son utilisation. Néanmoins, si les développements technologiques ont permis de solutionner la plupart des difficultés techniques, la diversité et le florilège des séquences proposées nécessitent une synthèse des données, afin d'envisager des protocoles simples et un rationnel dans son utilisation. Le développement de ces nouvelles techniques s'accompagne enfin d'un changement des paradigmes d'interprétation et d'application de l'IRM, qui ne sont pas encore consensuels. Les protocoles d'IRM pulmonaire peuvent donc être, dans le paysage technologique actuel, très variables d'un centre expert à l'autre. Dans cette revue de la littérature, nous proposons de décrire un rationnel sur la nécessité d'une alternative aux imageries ionisantes pour l'exploration et le suivi des patients porteurs de pathologies pulmonaires chroniques. Nous décrivons ensuite les développements techniques récents en termes d'imagerie morphologique, d'une part, et fonctionnelle, d'autre part. Enfin, nous concluons sur l'applicabilité clinique de l'IRM pulmonaire, que ce soit en routine ou comme outil de recherche.

© 2017 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

[☆] Revue invitée pour le numéro spécial « Actualités en imagerie thoracique » de la *Revue de Pneumologie Clinique* et coordonnées par les Docteurs Marie-Laure Chabi et Marie-Pierre Revel.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : gael.dournes@chu-bordeaux.fr (G. Dournes).

KEYWORDS

MRI;
 CT;
 Cystic fibrosis;
 Asthma;
 COPD;
 Interstitial pulmonary
 disease

Summary Lung parenchyma has long been considered out of the scope of magnetic resonance imaging (MRI) clinical applicability. However, technological advances have emerged to solve the technical difficulties and thus, applications in clinical practice have become realistic. Nevertheless, various approaches have been proposed and there is a need to synthesize the most recent literature data in order to envision a rationale to build lung MR protocols for clinical use. In addition, these technological innovations may modify the usual paradigms of lung MRI, which are still not consensual. Thus, lung MR protocols appear to be heterogeneous across expert centers in the current context. In this literature review, we ought to describe a rationale on the need to get an alternative to ionizing imaging modalities, in particular in the follow-up of patients with chronic lung diseases. We will describe the most recent technical advances regarding both morphological and functional MRI. Finally, we will conclude on the clinical applicability of MRI of the pulmonary parenchyma, as a routine or research tool.

© 2017 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Introduction

Longtemps considérée comme le parent pauvre de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) d'organe, l'IRM pulmonaire a bénéficié d'évolutions technologiques récentes qui rendent aujourd'hui réaliste son utilisation. Pour des raisons techniques telles que le faible signal, la résolution spatiale limitée et les artefacts de mouvements, l'IRM pulmonaire a été peu utilisée car il fallait pour pallier à la faible résolution, disposer de technologies coûteuses et complexes. De ce fait, la tomodensitométrie (TDM) lui est préférée et restera sans conteste la modalité d'imagerie de première intention dans de nombreuses indications du soin courant. Pourtant, l'IRM est une technique particulièrement séduisante parce qu'elle est non irradiante, qu'elle permet une analyse globale des structures thoraciques et enfin, parce que le contraste de l'image n'est pas mono-paramétrique comme en scanner, mais peut être pondéré par les temps de relaxation, la densité de proton, la diffusion des molécules d'eau, la perfusion tissulaire, la ventilation, etc. Ces contrastes permettant de lui envisager un rôle complémentaire à celui du scanner, comme par exemple pour différencier inflammation et fibrose. Néanmoins, si les développements technologiques ont permis de solutionner la plupart des difficultés techniques, la diversité et le florilège des séquences proposées nécessitent une synthèse des données, afin d'envisager des protocoles simples et un rationnel dans son utilisation. Le développement de ces nouvelles techniques s'accompagne enfin d'un changement des paradigmes d'interprétation et d'application de l'IRM, qui ne sont pas encore consensuels. Les protocoles d'IRM pulmonaire peuvent donc être, dans le paysage technologique actuel, très variables d'un centre expert à l'autre. Dans cette revue de la littérature, nous proposons de décrire un rationnel sur la nécessité d'une alternative aux imageries ionisantes pour l'exploration et le suivi des patients porteurs de pathologies pulmonaires chroniques. Nous décrirons ensuite les développements techniques en termes d'imagerie morphologique, d'une part, et fonctionnelle, d'autre part. Enfin, nous tenterons de répondre à la question suivante : l'IRM pulmonaire a-t-elle de nos jours une application clinique ?

Rationnel sur l'utilisation de l'IRM

L'IRM présente deux intérêts principaux : son absence totale d'irradiation, et la possibilité de combiner des données morphologiques à des données fonctionnelles, ou plus exactement autres que purement morphologiques, en incluant dans ce terme la caractérisation tissulaire. Nous allons développer dans ce premier chapitre quelques éléments de débats et de controverses concernant les risques liés à l'exposition d'origine médicale ainsi que l'intérêt de pouvoir disposer de données fonctionnelles.

Rationnel sur la nécessité d'une alternative aux rayonnements ionisants pour l'utilisation répétée d'une imagerie morphologique

Il est à l'heure actuelle volontiers considéré que l'irradiation délivrée par un examen TDM du thorax, grâce à l'utilisation de reconstructions itératives, est du même ordre de grandeur que celui de l'irradiation naturelle annuelle et d'une radiographie standard. Des réserves doivent cependant être faites sur ce type de comparaison. À dose égale, ces deux types d'exposition sont radicalement différentes, tant en termes de physique des rayonnements que d'effets biologiques.

Sur le plan de la physique, une lettre d'experts internationaux communément appelée la « Holdren letter » [1] a récemment discuté ce concept (Source : Letter of Concern, John W. Sedat, University of California, San Francisco. Accès : <http://www.npr.org/assets/news/2010/05/17/concern.pdf>). D'un point de vue purement physique, les auteurs rappellent que la dose totale n'est pas le marqueur le plus pertinent pour expliquer pourquoi, à dose égale, il est possible d'obtenir une image avec un scanner et non pas avec l'irradiation naturelle annuelle. En effet, d'après ces auteurs, la différence fondamentale entre ces deux types d'exposition tient à la puissance et au flux d'énergie. Par définition, la puissance est une énergie par unité de temps, alors que le flux désigne une puissance par unité de surface. L'irradiation naturelle étant délivrée sur une période très longue et sur la surface du corps entier, l'irradiation de la TDM sur une collimation submillimétrique

et une durée de quelques secondes présente donc une intensité et un flux sans commune mesure avec cette première.

Sur le plan biologique, Brooks et al. ont montré, à partir d'une revue de l'ensemble des données disponibles dans la littérature, que l'intensité d'une source de rayonnement est un élément tout aussi important que la dose concernant les risques radio-induits [2].

Les données de la littérature indiquent donc que le débit de dose [2] et le flux [1] sont des éléments tout aussi importants que la dose totale [3] pour juger des effets physiques et biologiques des rayonnements ionisants. En termes de dose totale avec des flux lents, une étude a démontré, dans une population de personnes travaillant dans l'industrie du nucléaire, qu'une dose de 1 mGy par an était associée à un excès de risque de 10 décès par leucémie myéloïde chronique [4]. La réduction de dose en TDM est donc un progrès indiscutable, mais la puissance et le flux d'énergie en TDM [2], qui correspondent toujours à celle d'une irradiation aiguë d'intensité élevée, doit aussi être pris en compte.

Les risques liés à l'irradiation d'origine médicale restent enfin un sujet de controverse, où des opinions contradictoires existent du fait de l'absence de données formelles. Les données actuelles n'ont donc pas, à ce jour, abouti à une modification des recommandations pour justifier une modification des pratiques sur l'utilisation des TDM à basse dose. Lorsqu'une prise en charge au long cours avec répétition des examens est nécessaire, une modalité d'imagerie non irradiante, avec une dose, une puissance et un flux de photons ionisants égaux à zéro, doit être considérée comme préférable et souhaitable à niveau d'information égal avec une technique irradiante.

L'analyse de la morphologie des lésions est-elle suffisante ?

En imagerie thoracique, l'imagerie morphologique occupe une place centrale dans l'évaluation des pathologies et la prise en charge des patients. Néanmoins, les données morphologiques, si elles sont seules à l'origine du contraste, sont des données partielles qui ne permettent pas d'appréhender pleinement des phénomènes importants comme la dynamique de rehaussement d'un organe en lien avec l'inflammation, la fibrose, le remodelage, les défauts de perfusion ou de ventilation des organes. Un exemple concret a été mis en évidence dans le domaine de la fibrose pulmonaire idiopathique à l'aide du TEP-scan [5,6]. Les auteurs ont en effet montré que, à morphologie similaire, la prise de contraste en TEP-scan comme biomarqueur de l'inflammation était hétérogène. Ces mêmes auteurs ont ainsi pu démontrer que de façon contre-intuitive, l'inflammation maximale pouvait être présente en regard des zones de « rayon de miel » plutôt que dans les zones de « verre dépoli », tandis que des aires pulmonaires morphologiquement normales se révélaient être inflammatoires [5]. Un autre exemple d'application du TEP-scan a été montré chez des enfants suivis pour une mucoviscidose, afin de suivre les variations de l'inflammation bronchopulmonaire sous traitement antibiotique [7].

Cet exemple d'approche morpho-fonctionnelle souligne la complémentarité de différents contrastes et le bénéfice à disposer de ce type d'approche combinée, particulièrement

lorsqu'une mise sous traitement et/ou son suivi sont mises en jeu. Une transposition à l'IRM pourrait permettre d'approcher ce type d'analyse avec un intérêt potentiel dans le suivi des pathologies inflammatoires chroniques des sujets jeunes.

IRM morphologique du parenchyme pulmonaire : une option aujourd'hui réaliste ?

Difficultés de l'IRM pulmonaire : des obstacles toujours présents

Du fait de sa structure, le poumon est particulièrement peu adapté à l'IRM : sa densité protonique est très faible (0,1 g/mL) et les innombrables micro-interfaces entre l'air et les parois alvéolaires sont à l'origine d'une importante hétérogénéité locale de champ magnétique (ou effets de susceptibilité magnétique), et donc d'un signal du parenchyme pulmonaire extrêmement faible avec les séquences d'IRM classiques. La faible teneur en proton du parenchyme aéré, la faible résolution spatiale et les artefacts des mouvements cardiaques et respiratoires ont donc été les principaux obstacles à l'utilisation de l'IRM dans les maladies bronchopulmonaires chroniques.

Avec l'apparition des séquences à temps d'écho ultra-court, l'IRM est devenue enfin une technique morphologique plus performante, encore inférieure à la TDM en termes de robustesse et de résolution spatiale, mais néanmoins de qualité diagnostique suffisante [8,9], permettant de percevoir les anomalies structurales pulmonaires et bronchiques et de les superposer aux modifications de perfusion, de ventilation, de diffusion, etc. Ces progrès dans l'imagerie morphologique ouvrent le champ très large des capacités de l'IRM fonctionnelle.

IRM à temps d'écho ultra-courts : une solution validée et perfectible

Ces progrès sont permis parce que de nouvelles séquences à temps d'écho (TE) ultracourt sont proposées pour pallier la décroissance très rapide du signal pulmonaire. Elles permettent d'accélérer la vitesse d'encodage, de s'affranchir des artefacts habituels de cette imagerie pulmonaire à TE ultra-courts [10,11] et d'obtenir une résolution submillimétrique [12] qui permet de visualiser les parois bronchiques et de détecter la présence de signal au sein du parenchyme pulmonaire (Fig. 1).

L'intérêt du suivi par l'IRM dans la mucoviscidose est logiquement la meilleure indication actuelle compte tenu de l'intérêt de l'imagerie dans le suivi de ces sujets jeunes et des nouvelles perspectives thérapeutiques qui vont encore augmenter la durée de vie de ces patients dans les prochaines années. Avant que ne soit décrit le potentiel des séquences UTE, une redéfinition IRM des anomalies structurales de la mucoviscidose avait été proposée afin d'adapter le manque de résolution spatiale de l'IRM par rapport à la TDM [13–15]. Cette redéfinition faisait en particulier état d'un item commun « épaissement de paroi/bronchectasie ». Cependant, cet

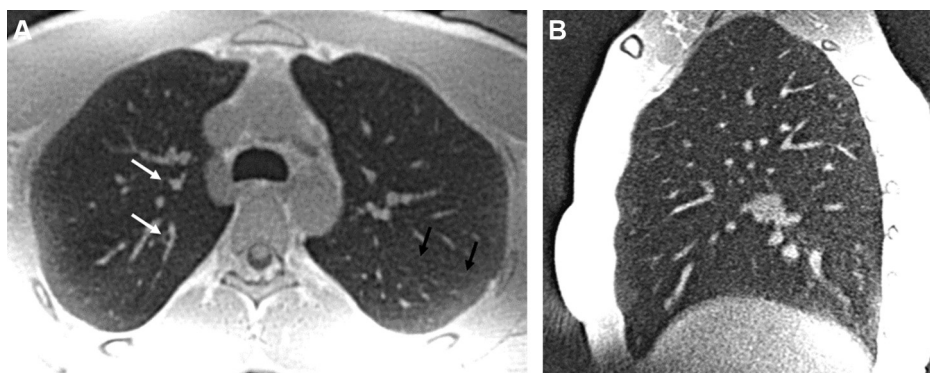


Figure 1. IRM pulmonaire 3D à temps d'écho ultra-court réalisée avec la séquence PETRA sur une machine clinique à 1,5 Tesla, sans injection de produit de contraste. En coupe axiale (A), on note une bonne visibilité de structures fines telles que des bronches sous-segmentaires (flèches blanches) ainsi que la grande scissure gauche (flèches noires). Du fait du voxel submillimétrique et isotrope, une reconstruction dans le plan sagittal est possible et montrée en (B).

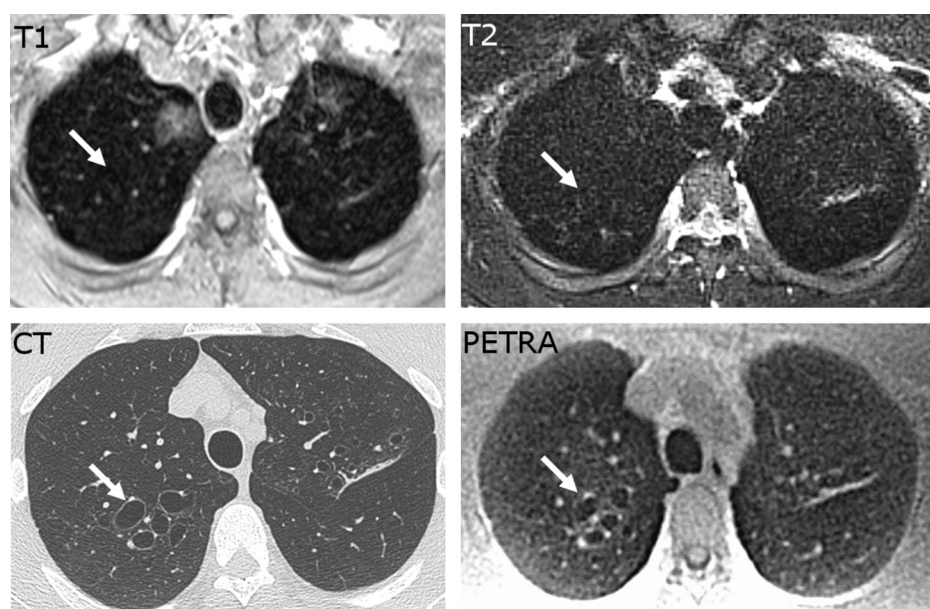


Figure 2. Séquences d'IRM pulmonaire réalisée chez un patient de 25 ans, en pondération T1 (en haut à gauche), T2 (en haut à droite), TDM (en bas à gauche) et PETRA (en bas à droite). La flèche indique des bronchectasies centrales sévères, visible en scanner mais pas en IRM en séquence conventionnelles T1 ou T2. Du fait de l'amélioration de la résolution spatiale et du signal, ces bronchectasies sévères sont visibles avec la séquence PETRA.

item manque de clarté dans sa définition même puisque, d'après les auteurs de cette définition, les « impactions mucoïdes » visibles en périphérie du poumon étaient également scorées dans l'item « bronchectasie » [13,16]. Ainsi, l'item « épaissement de paroi/bronchectasie » correspond en réalité à un triple score « épaissement de paroi/bronchectasie/impaction mucoïde », où les anomalies pariétales, les dilatations de bronches et les impactions mucoïdes étaient confondues en un seul et même item. Ainsi, si l'IRM a été démontrée sensible pour dépister les impactions mucoïdes chez les enfants [17,18], la possibilité de l'IRM de détecter les bronchectasies, un item important sur la sévérité et le pronostic des patients [19–21] reste incertaine, du fait de ce triple item. Selon Ciet et al., une évaluation indépendante de l'item « bronchectasie », sans confusion avec les anomalies pariétales ou le mucus, fait état d'une sensibilité de 30 % pour détecter les

bronchectasies sévères [22], tandis que la concordance entre IRM et TDM a été mesurée par Tepper et al., à 0,40 seulement [23] concernant une séquence T2 Propeller. À partir d'un protocole associant des séquences T1, T2 et T1 injectées, la concordance entre TDM et IRM était de 0,36 pour détecter les chemins bronchiques dans l'étude de Sileo et al.

Avec l'avènement des séquences UTE, la visualisation des bronches, qui sont des structures de petite taille, dans un environnement pauvre en protons et riche en interfaces air-tissu générateurs de micro-champs magnétiques et de déphasage, est permise (Fig. 2) et montre une bonne concordance avec la TDM [8,11]. En particulier, les 3 éléments princeps que sont l'épaississement de paroi, les bronchectasies et les impactions mucoïdes peuvent clairement être identifiés de façon distincte (Fig. 3), en particulier l'item bronchectasies [19]. Les scores TDM tels que le score de

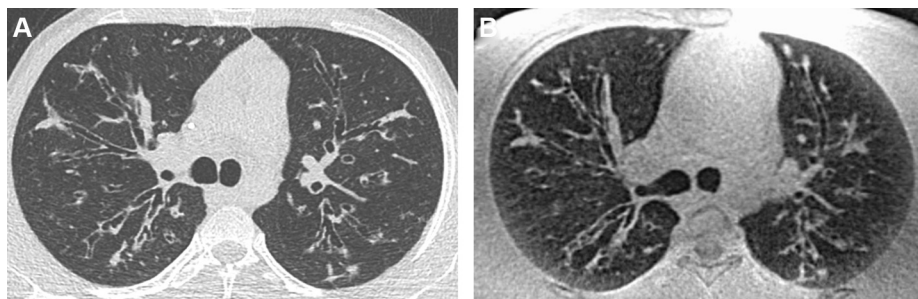


Figure 3. TDM (A) et IRM à temps d'écho ultracourt (B) réalisée chez un patient de 15 ans atteint de mucoviscidose, sans injection de produit de contraste. On note une bonne concordance visuelle sur la description des altérations structurales, en particulier les bronchectasies centrales et périphériques.

Helbich et de Bhalla deviennent accessibles, sans modification ni redéfinition IRM spécifique des altérations structurales [8].

D'autres domaines d'application ont été suggérés. En ce qui concerne les anomalies interstitielles, Ohno et al. ont montré l'intérêt potentiel de ces séquences UTE dans les pneumopathies interstitielles diffuses, et ce malgré une résolution inférieure à la TDM [24]. Du fait de la possibilité d'obtenir le signal du parenchyme pulmonaire sans injection de contraste, les séquences UTE ont montré leur robustesse pour décrire la mosaïque de perfusion chez les patients porteurs de mucoviscidose [8]. Dans la broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO) les séquences UTE 2D ont montré des variations similaires entre TDM et IRM pour évaluer l'emphysème [25]. Un passage de séquence 2D aux séquences 3D a été suggéré par Roach et al., mais dans cette dernière étude, les patients étaient porteurs de tumeur du poumon [26] ne permettant d'établir de façon certaine l'origine des variations de contraste entre tumeur et parenchyme ou l'origine du syndrome obstructif des patients.

Enfin, le désavantage actuel des séquences UTE en 3D reste la nécessité d'une synchronisation respiratoire du fait d'un temps d'acquisition d'environ 10 minutes. Cette durée est acceptable pour les patients, et ce d'autant que certaines de ces séquences sont silencieuses [10]. Dans la population pédiatrique, des délais plus courts seraient souhaitables pour envisager une application de routine plus robuste. Néanmoins, les études rapportées chez les enfants de très bas âge, que ce soit en TDM [27] et en IRM [17], ont été réalisées sous anesthésie générale, ce qui rend moins problématique la durée d'acquisition de la séquence UTE dans ce contexte.

IRM UTE : une solution technique sans injection de produit de contraste

De façon notable, l'IRM pulmonaire peut être réalisée, dans le cadre d'un suivi au long cours, sans injection de produit de contraste à l'aide de ces nouvelles techniques. Le confort, l'acceptabilité de l'examen ainsi que le bénéfice en termes d'absence de risque s'en trouvent ainsi renforcés, notamment dans une population pédiatrique, par comparaison à la TDM sans injection. Il existe des données récentes, en cours d'évaluation, sur l'accumulation des produits de contrastes en IRM, notamment au niveau des noyaux gris centraux

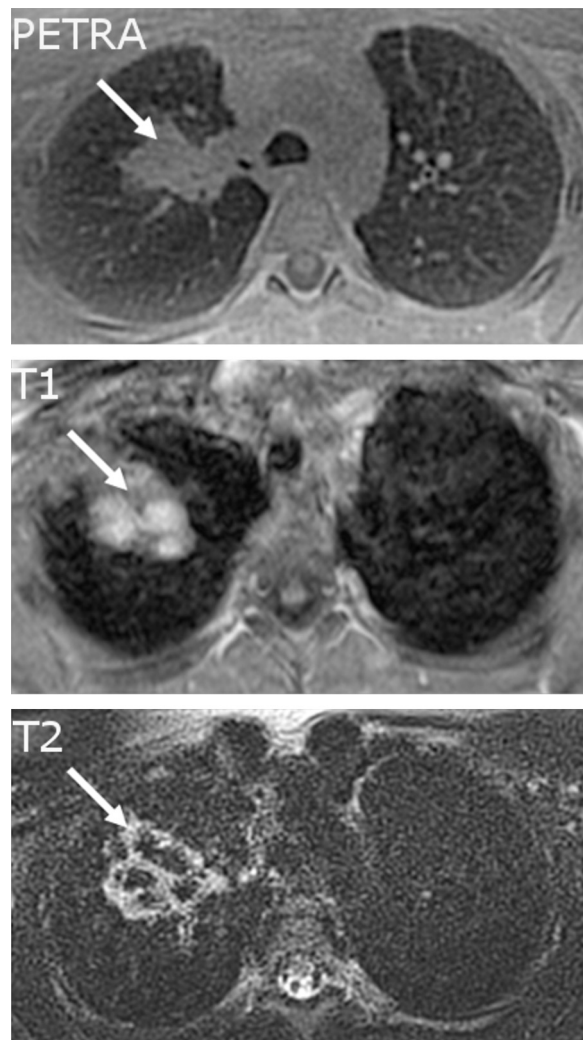


Figure 4. IRM pulmonaire réalisée chez une enfant de 9 ans atteinte de mucoviscidose. Sur la séquence PETRA (en haut), un infiltrat radiologique est visible dans le lobe supérieur droit. Un complément de caractérisation tissulaire objective un hypersignal sur la séquence T1 (au centre) et un fort hyposignal T2 franc et marqué (en bas). L'association d'un hypersignal T1 et hyposignal T2 est caractéristique du diagnostic d'aspergillose bronchopulmonaire allergique, ce qui a été ensuite démontré chez cette enfant à l'aide des dosages immuno-allergiques.

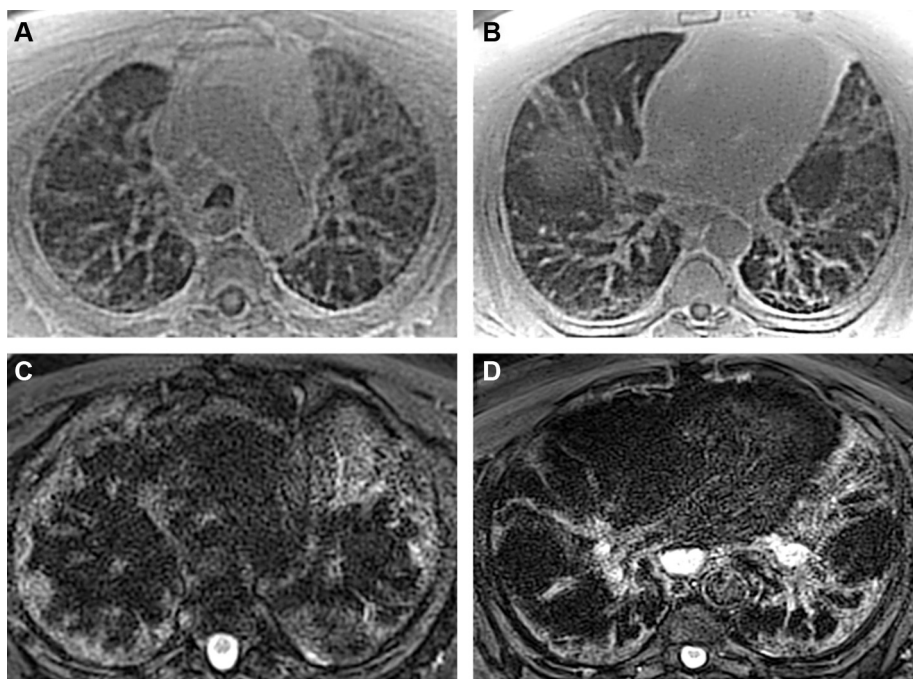


Figure 5. IRM pulmonaire chez un patient de 65 ans atteint de fibrose pulmonaire idiopathique. La séquence PETRA (A et B) montre des altérations structurales compatibles avec une pneumopathie interstitielle commune. On note, sur la séquence T2, un fort hypersignal suggérant leur caractère inflammatoire.

intracérébraux [28]. Ce phénomène a été constaté y compris avec des sels de gadolinium macrocycliques [29] et chez des enfants sans insuffisance rénale [30]. À l'heure actuelle, les études sont en cours afin de savoir si cette association est pourvoyeuse de symptômes. Néanmoins, le gadolinium est un métal toxique, et son injection chez l'homme est rendue possible par un procédé de chélation pour le rendre stable. Lorsqu'une déchélation survient dans la peau, on sait que le gadolinium est à l'origine d'un effet secondaire grave appelé fibrose systémique néphrogénique [31]. Il est donc recommandé, par principe de précaution mais sans preuve, de maintenir le taux de gadolinium aussi bas que possible et de ne réaliser les injections que lorsque celles-ci sont absolument nécessaires.

IRM à temps d'échos conventionnels : apport de l'analyse combinée morphologie/contrastes

Un exemple pratique de l'utilité de l'IRM avec les séquences classiques est donné dans le diagnostic de bronchocèle. Aux critères morphologiques identiques à ceux de la TDM (aspect en V ou Y), s'ajoutent les critères d'intensité du signal : un bronchocèle apparaît hyperintense en T2 et hypointense en T1 en raison de son contenu muqueux très riche en eau [32]. Dans le cas particulier de l'ABPA, les bronchocèles présentent au contraire un hyposignal T2 [33], analogue mais plus sensible que l'hyperdensité observée en TDM. Une communication présentée par la Société d'imagerie thoracique au cours des Journées françaises de

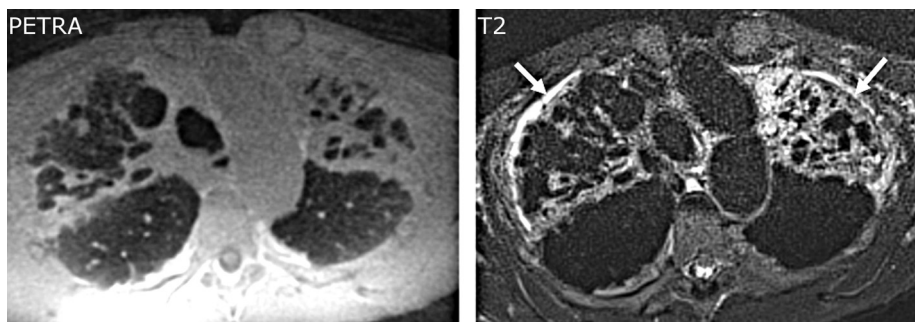


Figure 6. IRM pulmonaire chez un patient de 55 ans atteint d'aspergillose chronique, en IRM à temps d'écho ultra-court (A) et pondérée en T2 (B). Les flèches blanches indiquent un épaississement pleural en regard des zones de condensation pulmonaire, nettement différenciée du tissu pulmonaire sur cette dernière séquence.

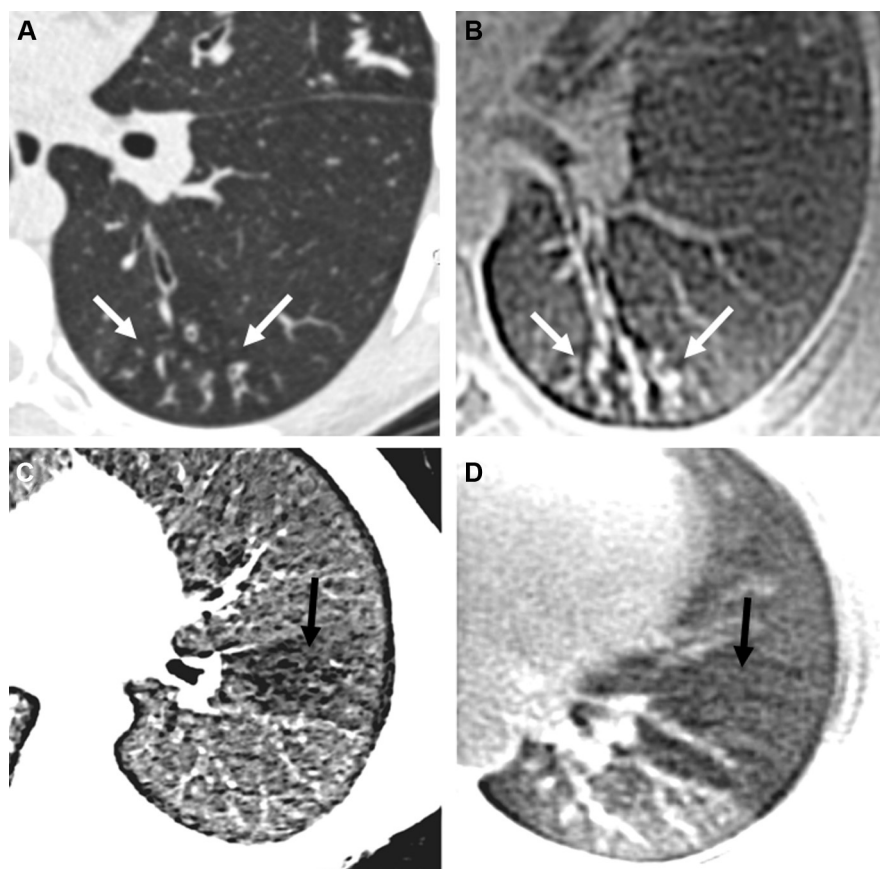


Figure 7. TDM (A et C) et IRM (B et D) réalisée chez des patients mucoviscidosiques de 10 ans (A et C) et 22 ans (B et D). En A et B, on note des impactions bronchiolaires réalisant un aspect d'arbre en bourgeon. Les flèches blanches soulignent en défaut de ventilation/perfusion triangulaire, dessinant la morphologie d'un lobule, visible en TDM comme en IRM PETRA. En C et D, on ne note pas d'impactions mais une hypodensité triangulaire au sein de laquelle il existe une réduction de calibre des vaisseaux. Ici encore, on note une bonne concordance entre TDM et IRM PETRA, sans injection de produit de contraste.

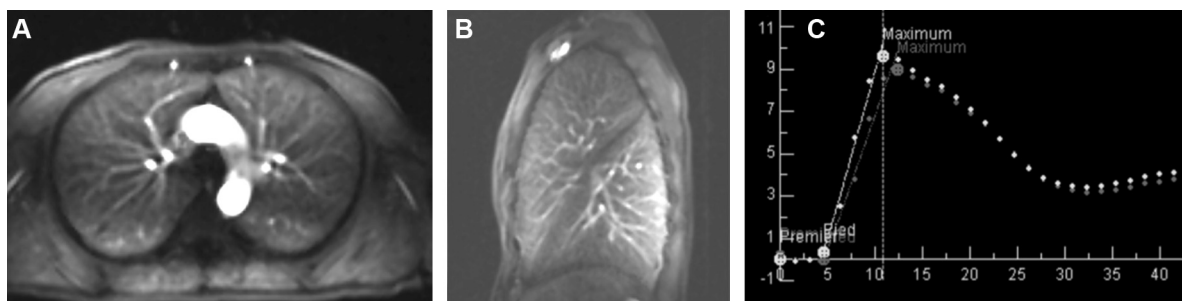


Figure 8. IRM pulmonaire de perfusion réalisée chez une patiente de 30 ans en coupe axiale (A) et sagittale (B). La courbe en (C) montre la quantification de la dynamique de perfusion mesurée au cours du temps. Sur cette figure, chaque point correspond à une mesure sur chacune des images répétées toutes les secondes. La droite indique la pente de la courbe de rehaussement précoce. Les images en (A) et (B) sont des images reconstruites et représentent des cartographies de la pente de rehaussement.

radiologie 2016 montre l'intérêt de la détection spécifique et précoce par l'IRM dans le cadre de la mucoviscidose (Fig. 4).

Dans la fibrose pulmonaire idiopathique, il est notable de constater que les plages de fibroses apparaissent avec un fort hyper signal T2, suggérant des modifications associées à l'inflammation (Fig. 5). Des études sont en cours afin de déterminer la pertinence clinique de ces aspects, tandis qu'une corrélation avec les données

du TEP-scan pourrait être un domaine d'investigation futur.

La possibilité d'explorer par l'IRM dans le même temps la plèvre, la paroi et le médiastin est certainement, comme en TDM, un avantage de la technique (Fig. 6). L'exploration morphologique et fonctionnelle d'autres atteintes telles que les sinus ou l'abdomen constitue un autre. L'IRM pulmonaire a donc probablement une place importante dans l'exploration, le suivi et la prise en charge des patients

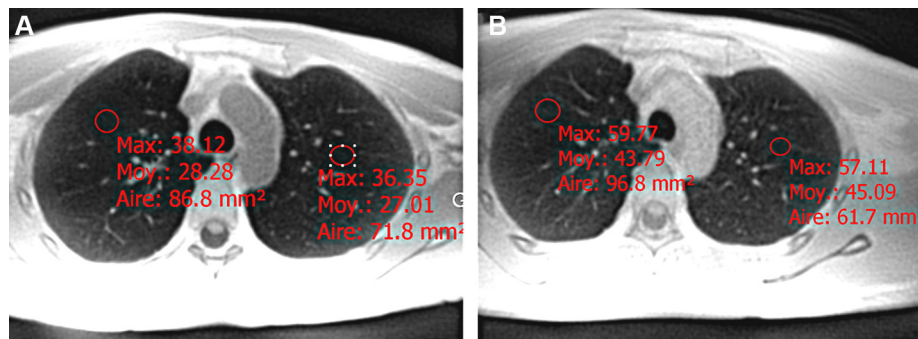


Figure 9. IRM à temps d'écho ultra-court réalisée avant (A) et après (B) inhalation d'oxygène. Les cercles représentent des mesures du parenchyme pulmonaire, qui objectivent la présence d'un rehaussement du fait de cette inhalation.

atteints de mucoviscidose, à l'aide d'une technique non irradiante et sans injection de produit de contraste, que les recherches à venir préciseront.

Actualités sur l'IRM pulmonaire fonctionnelle

L'IRM permet une diversité de contrastes ainsi que l'obtention de données fonctionnelles qui permettent de compléter et de préciser les données morphologiques. Si l'imagerie morphologique reste et restera sans conteste le socle de la prise en charge des patients, ces compléments d'analyses ont montré des résultats intéressants dans le domaine des voies aériennes et du parenchyme pulmonaire.

IRM de perfusion

IRM de perfusion dans la mucoviscidose

L'une des applications les plus étayée et discutée dans la littérature de l'IRM de perfusion est son évaluation chez des patients atteints de mucoviscidose. À l'aide d'une séquence de premier passage, des auteurs ont proposé de d'intégrer les défauts de perfusion dans un score de sévérité. Ces défauts ont été rapportés comme corrélés à des marqueurs de la sévérité de la maladie et utiles afin de suivre les modifications des atteintes sous traitement [15,16,34,35]. Il faut ici remarquer que, dans les études rapportées, les défauts de perfusion étaient systématiquement améliorés chez les patients après une courte période de traitement par antibiotiques [17,18,34]. Cette amélioration par antibiotique tend donc à prouver que ces défauts ne reflètent pas spécifiquement une maladie vasculaire mais une vasoconstriction secondaire aux défauts de ventilation. Une voie d'investigation logique pourrait donc être de réaliser une cartographie anatomique et morphologique des défauts sans injection. En effet, il a été montré que ce type de défaut secondaires à la vasoconstriction soient également visible en TDM sans injection, et des reconstructions telles que le Minimum Intensity Projection (MinIP), en montrant une hypodensité au sein de laquelle il existe une réduction de calibre des vaisseaux intrapulmonaires [36]. Ces défauts de perfusions sont scorés en TDM sans injection par exemple dans le score de Helbich-Bhalla [36]. Une étude TDM a par ailleurs montré que les défauts visibles en MinIP sans injection sont concordants avec la cartographie scintigraphie de

perfusion [37,38] et permettent de suivre les variations sous traitement des patients atteints d'hypertension artérielle post-embolique [39]. Il n'existe pas d'étude à l'heure actuelle de suivi avant/après traitement dans la mucoviscidose. Dans ce contexte, l'avènement de l'IRM UTE a par ailleurs montré que l'étude de ces défauts est possible sans injection, en montrant des plages en hyposignal du parenchyme au sein desquels on visualise une réduction de calibre des petits vaisseaux [8]. Une étude pertinente des défauts secondaires à la vasoconstriction pourrait donc être possible avec ce type de séquence sans injection (Fig. 7). D'autres alternatives ont été décrites telles que la transformée de Fourier [40] ou l'Arterial Spin Labeling [41]. En effet, un suivi annuel et plus si besoin à l'aide d'une IRM avec injection supposerait la réalisation et plus de 50 injections de gadolinium dans la vie d'un patient mucoviscidosique, ce qui est discutable dans le contexte actuel de nos connaissances sur l'innocuité du gadolinium [28–31].

IRM de perfusion dans l'asthme, la BPCO et la bronchiolite des greffés

À l'heure actuelle, l'étude de la perfusion dans la mucoviscidose reste basée sur la localisation anatomique des défauts, sans calcul de paramètres fonctionnels tels que le volume, le temps au pic, la pente de rehaussement, etc. (Fig. 8). De tels paramètres ont en revanche fait l'objet d'investigation dans d'autres maladies des voies aériennes. Zhang et al. ont montré que des paramètres de perfusion fonctionnels étaient perturbés chez les patients asthmatiques, une maladie classiquement considérée comme une atteinte des voies aériennes [42]. Dans la BPCO, Hueper et al. ont pu montrer que la dynamique de perfusion était un critère de sévérité de la maladie indépendant du degré d'emphysème [43]. Dans la bronchiolite post-transplantation pulmonaire, Thompson et al. ont montré que la perfusion est perturbée dans les stades précoces avant les modifications de ventilation [44].

IRM de ventilation

L'IRM de ventilation avec des gaz rares polarisés a démontré son intérêt dans l'évaluation des pathologies respiratoires chroniques. Cependant, le coût élevé des gaz rares a augmenté tandis qu'une modification des antennes et des machines est nécessaire, ce qui rend son utilisation dans le soin courant illusoire [25]. Des alternatives ont été étudiées, telle que l'inhalation d'oxygène qui est un agent

paramagnétique de contraste. Ce type de technique est accessible à l'IRM UTE sur des machines cliniques (Fig. 9), mais il s'agit d'un marqueur aspécifique entre ventilation et perfusion en raison de la diffusion très rapide de l'oxygène de l'alvéole vers le vaisseau pulmonaire. Dans la bronchiolite des greffés pulmonaires, Renne et al. ont récemment montré que cette technique est sensible pour le dépistage de rejet, y compris dans les stades précoces sans modification de la spirométrie [45].

Perspectives et conclusion

La conclusion générale de cet exposé est une réponse positive à la question initiale : l'IRM du parenchyme pulmonaire a réellement des applications cliniques aujourd'hui.

En routine clinique, la possibilité de disposer d'une alternative aux imageries ionisantes en fait un outil de choix dans l'évaluation des maladies pulmonaires chroniques nécessitant des imageries répétées, chez des patients jeunes et dont l'espérance de vie a augmenté. La mucoviscidose représente un exemple d'indication de ce type de nouveauté technique. Les séquences à temps d'écho ultra-court ont été validées dans cette indication, sans injection de produit de contraste. La possibilité de visualiser les défauts de perfusion secondaires à une vasoconstriction, sans injection, reste à évaluer avec ce type de technique. Les compléments de contrastes en T1 et T2 permettent par ailleurs d'améliorer la spécificité des analyses à l'aide d'une caractérisation tissulaire.

En recherche clinique, les possibilités de l'IRM fonctionnelle ouvrent un champ infini d'investigation. Dans le futur proche, des résultats sont attendus afin de discriminer l'inflammation active de la fibrose, un domaine où les données morphologiques manquent de spécificité et où les données du TEP-scan existent déjà. Ce type d'outil morpho-fonctionnel est attendu pour être mieux adapté et plus pertinent que l'imagerie morphologique seule, notamment dans le suivi des pathologies inflammatoires chroniques des sujets jeunes. Cette recherche est à l'heure actuelle l'objet d'investigations actives.

Remerciements

Les auteurs remercient le Laboratoire d'Excellence TRAIL, ANR-10-LABX-57 pour leur soutien technique.

Déclaration de liens d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

Références

- [1] Sedat J, Agard D, Shuman M, Stroud R. Letter of concern; 2010 [Available at <http://www.npr.org/assets/news/2010/05/17/concern.pdf>. Last accessed October 01, 2016].
- [2] Brooks AL, Hoel DG, Preston RJ. The role of dose rate in radiation cancer risk: evaluating the effect of dose rate at the molecular, cellular and tissue levels using key events in critical pathways following exposure to low LET radiation. *Int J Radiat Biol* 2016;92:405–26.
- [3] Abbott A. Researchers pin down risks of low-dose radiation. *Nature* 2015;523:17–8.
- [4] Leuraud K, Richardson DB, Cardis E, et al. Ionising radiation and risk of death from leukaemia and lymphoma in radiation-monitored workers (INWORKS): an international cohort study. *Lancet Haematol* 2015;2:e276–81.
- [5] Win T, Thomas BA, Lambrou T, et al. Areas of normal pulmonary parenchyma on HRCT exhibit increased FDG PET signal in IPF patients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2014;41:337–42.
- [6] Groves AM, Win T, Screaton NJ, et al. Idiopathic pulmonary fibrosis and diffuse parenchymal lung disease: implications from initial experience with 18F-FDG PET/CT. *J Nucl Med* 2009;50:538–45.
- [7] Amin R, Charron M, Grinblat L, et al. Cystic fibrosis: detecting changes in airway inflammation with FDG PET/CT. *Radiology* 2012;264:868–75.
- [8] Dournes G, Menut F, Macey J, et al. Lung morphology assessment of cystic fibrosis using MRI with ultra-short echo time at submillimeter spatial resolution. *Eur Radiol* 2016;26:3811–20.
- [9] Dournes G, Grodzki D, Macey J, et al. Quiet submillimeter MR imaging of the lung is feasible with a PETRA sequence at 1.5 T. *Radiology* 2015;276:258–65.
- [10] Grodzki DM, Jakob PM, Heismann B. Ultrashort echo time imaging using pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA). *Magn Reson Med* 2012;67:510–8.
- [11] Johnson KM, Fain SB, Schiebler ML, Nagle S. Optimized 3D ultrashort echo time pulmonary MRI. *Magn Reson Med* 2013;70:1241–50.
- [12] Dournes G, Grodzki D, Macey J, et al. Quiet submillimeter MR imaging of the lung is feasible with a PETRA sequence at 1.5 T. *Radiology* 2016;279:328.
- [13] Eichinger M, Heussel CP, Kauczor HU, Tiddens H, Puderbach M. Computed tomography and magnetic resonance imaging in cystic fibrosis lung disease. *J Magn Reson Imaging* 2010;32:1370–8.
- [14] Puderbach M, Eichinger M, Gahr J, et al. Proton MRI appearance of cystic fibrosis: comparison to CT. *Eur Radiol* 2007;17:716–24.
- [15] Puderbach M, Eichinger M, Haeselbarth J, et al. Assessment of morphological MRI for pulmonary changes in cystic fibrosis (CF) patients: comparison to thin-section CT and chest X-ray. *Invest Radiol* 2007;42:715–25.
- [16] Renz DM, Scholz O, Bottcher J, et al. Comparison between magnetic resonance imaging and computed tomography of the lung in patients with cystic fibrosis with regard to clinical, laboratory, and pulmonary functional parameters. *Invest Radiol* 2015;50:733–42.
- [17] Stahl M, Wielputz MO, Graeber SY, et al. Comparison of lung clearance index and magnetic resonance imaging for assessment of lung disease in children with cystic fibrosis. *Am J Respir Crit Care Med* 2016 [Epub ahead of print].
- [18] Wielputz MO, Puderbach M, Kopp-Schneider A, et al. Magnetic resonance imaging detects changes in structure and perfusion, and response to therapy in early cystic fibrosis lung disease. *Am J Respir Crit Care Med* 2014;189:956–65.
- [19] Bortoluzzi CF, Volpi S, D'Orazio C, et al. Bronchiectases at early chest computed tomography in children with cystic fibrosis are associated with increased risk of subsequent pulmonary exacerbations and chronic pseudomonas infection. *J Cyst Fibros* 2014;13:564–71.
- [20] Hayes Jr D, Long FR, McCoy KS, Sheikh SI. Improvement in bronchiectasis on CT imaging in a pediatric patient with cystic fibrosis on ivacaftor therapy. *Respiration* 2014;88:345.
- [21] Tiddens HA, Stick SM, Davis S. Multi-modality monitoring of cystic fibrosis lung disease: the role of chest computed tomography. *Paediatr Respir Rev* 2014;15:92–7.

- [22] Ciet P, Serra G, Bertolo S, et al. Assessment of CF lung disease using motion corrected PROPELLER MRI: a comparison with CT. *Eur Radiol* 2016;26:780–7.
- [23] Tepper LA, Ciet P, Caudri D, Quittner AL, Utens EM, Tiddens HA. Validating chest MRI to detect and monitor cystic fibrosis lung disease in a pediatric cohort. *Pediatr Pulmonol* 2016;51:34–41.
- [24] Ohno Y, Koyama H, Yoshikawa T, et al. Pulmonary high-resolution ultrashort TE MR imaging: comparison with thin-section standard- and low-dose computed tomography for the assessment of pulmonary parenchyma diseases. *J Magn Reson Imaging* 2016;43:512–32.
- [25] Coxson HO, Leipsic J, Parraga G, Sin DD. Using pulmonary imaging to move chronic obstructive pulmonary disease beyond FEV1. *Am J Respir Crit Care Med* 2014;190:135–44.
- [26] Roach DJ, Cremillieux Y, Serai SD, et al. Morphological and quantitative evaluation of emphysema in chronic obstructive pulmonary disease patients: a comparative study of MRI with CT. *J Magn Reson Imaging* 2016;44:1656–63.
- [27] Rosenow T, Oudraad MC, Murray CP, et al. PRAGMA-CF. A quantitative structural lung disease computed tomography outcome in young children with cystic fibrosis. *Am J Respir Crit Care Med* 2015;191:1158–65.
- [28] Kanda T, Ishii K, Kawaguchi H, Kitajima K, Takenaka D. High signal intensity in the dentate nucleus and globus pallidus on unenhanced T1-weighted MR images: relationship with increasing cumulative dose of a gadolinium-based contrast material. *Radiology* 2014;270:834–41.
- [29] Robert P, Lehericy S, Grand S, et al. T1-weighted hypersignal in the deep cerebellar nuclei after repeated administrations of gadolinium-based contrast agents in healthy rats: difference between linear and macrocyclic agents. *Invest Radiol* 2015;50:473–80.
- [30] Flood TF, Stence NV, Maloney JA, Mirsky DM. Pediatric brain: repeated exposure to linear gadolinium-based contrast material is associated with increased signal intensity at unenhanced T1-weighted MR imaging. *Radiology* 2017;282:222–8.
- [31] Thomson LK, Thomson PC, Kingsmore DB, et al. Diagnosing nephrogenic systemic fibrosis in the post-FDA restriction era. *J Magn Reson Imaging* 2015;41:1268–71.
- [32] Altes TA, Eichinger M, Puderbach M. Magnetic resonance imaging of the lung in cystic fibrosis. *Proc Am Thorac Soc* 2007;4:321–7.
- [33] Garg MK, Gupta P, Agarwal R, Sodhi KS, Khandelwal N. MRI: a new paradigm in imaging evaluation of allergic bronchopulmonary aspergillosis? *Chest* 2015;147:e58–9.
- [34] Wielputz MO, Eichinger M, Biederer J, et al. Imaging of cystic fibrosis lung disease and clinical interpretation. *Rofo* 2016;188:834–45.
- [35] Eichinger M, Optazait DE, Kopp-Schneider A, et al. Morphologic and functional scoring of cystic fibrosis lung disease using MRI. *Eur J Radiol* 2012;81:1321–9.
- [36] Helbich TH, Heinz-Peer G, Eichler I, et al. Cystic fibrosis: CT assessment of lung involvement in children and adults. *Radiology* 1999;213:537–44.
- [37] Rossi A, Attina D, Borgonovi A, et al. Evaluation of mosaic pattern areas in HRCT with Min-IP reconstructions in patients with pulmonary hypertension: could this evaluation replace lung perfusion scintigraphy? *Eur J Radiol* 2012;81:e1–6.
- [38] Bartalena T, Oboldi D, Guidalotti PL, et al. Lung perfusion in patients with pulmonary hypertension: comparison between MDCT pulmonary angiography with minIP reconstructions and 99mTc-MAA perfusion scan. *Invest Radiol* 2008;43:368–73.
- [39] Oikonomou A, Dennie CJ, Muller NL, Seely JM, Matzinger FR, Rubens FD. Chronic thromboembolic pulmonary arterial hypertension: correlation of postoperative results of thromboendarterectomy with preoperative helical contrast-enhanced computed tomography. *J Thorac Imaging* 2004;19:67–73.
- [40] Bauman G, Puderbach M, Heimann T, et al. Validation of Fourier decomposition MRI with dynamic contrast-enhanced MRI using visual and automated scoring of pulmonary perfusion in young cystic fibrosis patients. *Eur J Radiol* 2013;82:2371–7.
- [41] Miller GW, Mugler 3rd JP, Sa RC, Altes TA, Prisk GK, Hopkins SR. Advances in functional and structural imaging of the human lung using proton MRI. *NMR Biomed* 2014;27:1542–56.
- [42] Zhang WJ, Niven RM, Young SS, Liu YZ, Parker GJ, Naish JH. T1-weighted dynamic contrast-enhanced MR imaging of the lung in asthma: semiquantitative analysis for the assessment of contrast agent kinetic characteristics. *Radiology* 2016;278:906–16.
- [43] Hueper K, Vogel-Claussen J, Parikh MA, et al. Pulmonary microvascular blood flow in mild chronic obstructive pulmonary disease and emphysema. The MESA COPD study. *Am J Respir Crit Care Med* 2015;192:570–80.
- [44] Thompson BR, Ellis MJ, Stuart-Andrews C, et al. Early bronchiolitis obliterans syndrome shows an abnormality of perfusion not ventilation in lung transplant recipients. *Respir Physiol Neurobiol* 2015;216:28–34.
- [45] Renne J, Laueremann P, Hinrichs JB, et al. Chronic lung allograft dysfunction: oxygen-enhanced T1-mapping MR imaging of the lung. *Radiology* 2015;276:266–73.