

URO-MR : l'état de la technique.

Pierre-Hugues Vivier^{1,2}, Jean-Nicolas Dacher^{1,2}

(1) Service de radiologie, CHU Charles Nicolle, 1 rue de Germont, 76031 Rouen Cedex
(2) INSERM U644, Faculté de Médecine-Pharmacie de Rouen, 22 boulevard Gambetta, 76183 Rouen

INTRODUCTION

Le rein est un organe complexe assurant de multiples fonctions homéostatiques (équilibres hydro-électrolytique, acido-basique, tensionnel), mais également endocrines (sécrétion d'érythropoïétine et production de $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$). Bien que ces fonctions soient relativement indépendantes les unes des autres, il est d'usage d'apprécier la fonction rénale globale en étudiant la filtration glomérulaire, également dénommée débit de filtration glomérulaire (DFG). En pratique courante, cette mesure est réalisée au moyen de la clairance de la créatinine estimée par la formule de Schwartz chez l'enfant (1).

Cependant cette estimation est peu précise. La méthode de référence pour étudier le DFG est la clairance de l'inuline qui est désormais remplacée par la mesure de la clairance de l'EDTA-⁵¹Cr. Cette mesure est rarement effectuée en pratique. Par ailleurs l'EDTA-⁵¹Cr ne permet ni la réalisation d'images scintigraphiques ni de mesurer les fonctions rénales différentielles droite et gauche.

En cas de pathologie uro ou néphrologique unilatérale, il est souvent utile d'apprécier la fonction rénale différentielle. Cette dernière est dite équilibrée lorsque les deux reins se situent entre 45% et 55% de la fonction rénale globale. L'imagerie est le seul moyen d'accéder de manière non invasive à cette mesure. La scintigraphie rénale, au ^{99m}Tc-MAG3 ou au ^{99m}Tc-DMSA, est l'examen de référence effectué en routine. L'uro-IRM fonctionnelle pourrait devenir une alternative intéressante en permettant un bilan morphologique précis ainsi qu'un examen fonctionnel non irradiant.

IRM

La principale indication de l'uro-IRM fonctionnelle rénale est la mesure de la fonction rénale différentielle (ou relative ou séparée), principalement dans le cadre des uropathies obstructives. L'uro-IRM fonctionnelle a connu un essor important depuis la publication de Freddy Avni (2). Les premières publications portant sur l'uro-IRM fonctionnelle remontent aux années 2000 (3-5). La technique a rapidement évolué. Cependant, seuls quelques centres universitaires font de l'uro-IRM fonctionnelle en routine. La faible diffusion de cette technique s'explique par la durée de l'examen qui était d'environ une heure il y a quelques années et qui est actuellement de 30 minutes ou moins. D'autre part le post-traitement relativement complexe et non standardisé a également limité la

diffusion de la technique. Pourtant, plusieurs logiciels dédiés au post-traitement de l'uro-IRM fonctionnelle sont disponibles gratuitement (6, 7).

Gadolinium : dose et aspects pratiques.

Il existe un risque théorique de fibrose néphrogénique systémique liée à l'injection de gadolinium chez les patients ayant une uropathie bilatérale. Plusieurs sociétés savantes (8, 9) recommandent de calculer la clairance de la créatinine et d'éviter l'injection de gadolinium si celle-ci est inférieure à $30 \text{ mL/min/1.73m}^2$. D'autre part, il est souhaitable d'utiliser des produits de contraste macrocycliques et d'injecter la plus faible dose possible (10).

Les reins se distinguent des autres organes car ils concentrent et éliminent les produits de contrastes gadolinés standard. Or la relation entre la concentration de gadolinium et le signal n'est ni linéaire ni monotonique (effet T2*). Il existe cependant une zone de linéarité à basse concentration, ce qui permet une quantification relative (11).

Afin de limiter la concentration de gadolinium dans les reins et les urines, il est souhaitable d'utiliser une faible dose (0,025-0,05 mmol/kg). Par ailleurs, il est recommandé (12, 13) d'hydrater le patient 30 minutes avant l'examen par 250 à 500 mL d'eau.

D'autre part du furosémide est injecté en intraveineux quelques minutes avant le gadolinium (14, 15) à la dose de 0,5 mg/kg (1 mg/kg chez les nourrissons) avec un maximum de 40 mg (12, 16).

L'hydratation et le furosémide engendrent un hyper débit dont le but est de limiter la concentration de gadolinium dans le rein et les urines et donc de prévenir l'effet T2*, mais aussi de démasquer une obstruction partielle intermittente.

Séquences

L'examen est généralement composé de séquences anatomiques et d'une séquence fonctionnelle dynamique effectuée après injection de gadolinium (17, 18) :

- séquence de repérage
- séquences morphologiques T2, axiales et coronales permettant d'apprécier l'épaisseur du parenchyme, la différenciation cortico-médullaire, et d'effectuer des mesures standard (longueur des reins, taille des bassins).
- séquences hyper-pondérées T2 sensibles à l'eau (type bili-IRM), coronales, qui permettent d'étudier en quelques secondes ou minutes l'ensemble des voies urinaires, quelque soit la fonction des reins et sans injection de produit de contraste. Cette étude morphologique des cavités urinaires se distingue de celle de l'urographie intraveineuse et de l'uro-scanner qui nécessite parfois plusieurs heures avant que le produit de contraste iodé n'opacifie l'ensemble du tractus urinaire en cas de dilatation importante ou d'insuffisance rénale.
- séquence hyper-pondérée T2 3D synchronisée à la respiration, permettant une analyse fine des cavités urinaires et des reconstructions multiplanaires et volumiques.
- séquence fonctionnelle dynamique pondérée T1 en écho de gradient 3D. Cette séquence est acquise en coronal et doit inclure l'aorte abdominale pour permettre une analyse par la méthode de Rutland-Patlak. L'injection d'une faible dose de gadolinium permet

d'utiliser un angle de bascule faible ($< 25^\circ$) et d'optimiser le rapport signal sur bruit. La résolution temporelle doit être inférieure ou égale à 5 secondes. La durée de cette séquence dynamique est de 10 minutes, et ne doit en aucun cas être inférieure à 5 minutes sous peine de ne pas pouvoir mesurer la fonction rénale différentielle.

- séquence en écho de gradient T1 3D, coronale, en apnée ou synchronisée à la respiration, avec la meilleure résolution possible. Le but est d'analyser les cavités urinaires opacifiées.

Analyse fonctionnelle : Post-traitement

L'analyse fonctionnelle est composée de deux parties distinctes : la mesure de la fonction rénale différentielle et l'étude de la vidange rénale à la recherche d'un obstacle.

La mesure de la fonction rénale différentielle est effectuée en traçant une région d'intérêt sur le parenchyme rénal sur les images de la séquence dynamique. Un rénogramme parenchymateux (courbe du signal en fonction du temps) est ainsi obtenu. La partie initiale de la courbe est marquée par un pic correspondant à l'arrivée du bolus de gadolinium dans le cortex. Puis après une décroissance brève, une pente linéaire correspond à l'augmentation de la concentration intra-rénale de gadolinium liée à sa filtration, mais également à la réabsorption tubulaire de l'eau. Cette pente de filtration est utilisée pour mesurer la fonction rénale différentielle. Après quelques secondes, le gadolinium est excrété dans les cavités (qui ne sont pas incluses dans la ROI parenchymateuse) d'où une baisse de la concentration intra-parenchymateuse du gadolinium, donc du signal. La partie terminale de la pente de filtration correspond ainsi au point d'équilibre entre d'une part la filtration glomérulaire et la réabsorption tubulaire de l'eau et d'autre part l'excrétion. L'excrétion devient ensuite prédominante et est associée à une baisse progressive du signal.

La pente de filtration peut être analysée de 2 façons :

- l'aire sous la courbe : l'aire située sous la pente de filtration.

- le modèle bicompartimental de Rutland-Patlak : ce modèle considère qu'il existe un flux unidirectionnel du produit de contraste du secteur vasculaire intra-rénal (premier compartiment) vers le secteur néphronique (second compartiment). La quantité de gadolinium présente dans le secteur vasculaire est approchée en mesurant le signal dans l'aorte (fonction d'entrée artérielle). Cette technique permet d'obtenir après transformations mathématiques le graphique de Rutland-Patlak. La pente de chaque courbe est proportionnelle à la fonction rénale glomérulaire.

L'obtention des résultats bruts sans pondération par les volumes donne une information sur la valeur fonctionnelle du rein par unité de tissu. Néanmoins, pour calculer la fonction rénale différentielle, ces 2 approches doivent être pondérées par les volumes rénaux. L'analyse du signal de l'ensemble du parenchyme rénal devrait être effectuée à partir de la séquence dynamique au moyen d'une segmentation 3D associée à un recalage performant. Cette analyse n'est pas encore fiable en raison d'un recalage difficile (translations antéro-postérieures et cranio-caudales, rotation et déformation des reins), et des effets de volume partiel particulièrement marqués chez les nourrissons ayant un parenchyme rénal étiré voire atrophique. Plus simplement, une seule coupe de la séquence dynamique peut être étudiée pour chaque rein et les résultats sont ensuite pondérés par les volumes. Idéalement, la mesure des volumes est effectuée à partir d'une séquence ayant une résolution spatiale supérieure à celle de la séquence dynamique (19).

Evaluation du drainage

Le but est de savoir s'il existe un obstacle ou une simple dilatation. Il n'existe à ce jour aucun élément validé en imagerie permettant de confirmer ou non l'existence d'un obstacle. L'analyse des courbes dynamiques étudiant les cavités rénales (rénogramme excrétoire) est peu utile. En effet, l'analyse des rénogramme excrétoires a été développée en médecine nucléaire, avec des images de projection : l'activité mesurée sur une image est proportionnelle à la quantité de traceur dans le rein et ses cavités. En revanche l'intensité du signal en IRM est liée à la concentration (et non pas à la quantité) de gadolinium dans la coupe étudiée (et non pas de l'ensemble du rein et de ses cavités). De plus, la densité du gadolinium est supérieure à celle de l'eau, si bien que la concentration de gadolinium dans les cavités dilatées (et donc l'aspect du rénogramme excrétoire) varie avec la coupe choisie chez un patient en décubitus dorsal. De plus, contrairement à la scintigraphie, l'IRM a l'inconvénient de ne pas permettre d'étudier facilement le drainage des urines après miction et/ou verticalisation.

Des temps de transit (ou plutôt d'apparition) rénaux ou caliciels ont été publiés (20) afin de différencier une obstruction d'une stase, ou d'une forme intermédiaire. Ces temps correspondent aux délais séparant l'apparition du rehaussement cortical de l'arrivée du produit de contraste dans les calices ou les uretères respectivement. Ces temps de transit n'ont pas été validés et apparaissent peu discriminants en pratique pour différencier une stase d'une obstruction vraie en cas d'hydronéphrose.

Le seul élément informatif en imagerie en faveur d'une obstruction est la dégradation de la fonction rénale séparée sur au moins deux examens successifs. L'apparition d'une douleur lombaire quelques secondes à quelques minutes après injection de furosémide est également un excellent critère puisque cette douleur est liée à l'apparition d'une hyperpression intra-pyélique.

REFERENCES

1. Schwartz GJ, Munoz A, Schneider MF, et al. New equations to estimate GFR in children with CKD. *J Am Soc Nephrol* 2009; 20:629-637.
2. Avni FE, Nicaise N, Hall M, et al. The role of MR imaging for the assessment of complicated duplex kidneys in children: preliminary report. *Pediatr Radiol* 2001; 31:215-223.
3. Lee VS, Rusinek H, Johnson G, Rofsky NM, Krinsky GA, Weinreb JC. MR renography with low-dose gadopentetate dimeglumine: feasibility. *Radiology* 2001; 221:371-379.
4. Rohrschneider WK, Haufe S, Clorius JH, Troger J. MR to assess renal function in children. *Eur Radiol* 2003; 13:1033-1045.
5. Rohrschneider WK, Hoffend J, Becker K, et al. Combined static-dynamic MR urography for the simultaneous evaluation of morphology and function in urinary tract obstruction. I. Evaluation of the normal status in an animal model. *Pediatr Radiol* 2000; 30:511-522.
6. Khrichenko D, Darge K. Functional analysis in MR urography - made simple. *Pediatr Radiol* 2010; 40:182-199.

7. Vivier PH, Dolores M, Taylor M, Dacher JN. MR urography in children. Part 2: how to use ImageJ MR urography processing software. *Pediatr Radiol* 2010; 40:739-746.
8. Riccabona M, Avni FE, Blickman JG, et al. Imaging recommendations in paediatric uroradiology. Minutes of the ESPR uroradiology task force session on childhood obstructive uropathy, high-grade fetal hydronephrosis, childhood haematuria, and urolithiasis in childhood. ESPR Annual Congress, Edinburgh, UK, June 2008. *Pediatr Radiol* 2009; 39:891-898.
9. Thomsen HS. ESUR guideline: gadolinium-based contrast media and nephrogenic systemic fibrosis. *Eur Radiol* 2007; 17:2692-2696.
10. Vivier PH, Dacher JN. Contrast medium issues in MR urography. *Acad Radiol* 2009; 16:772.
11. Lefort C, Marouteau-Pasquier N, Pesquet AS, Pfister C, Vera P, Dacher JN. Dynamic MR urography in urinary tract obstruction: implementation and preliminary results. *Abdom Imaging* 2006; 31:232-240.
12. Gordon I, Colarinha P, Fettich J, et al. Guidelines for standard and diuretic renography in children. *Eur J Nucl Med* 2001; 28:BP21-30.
13. Piepsz A. Antenatally detected hydronephrosis. *Semin Nucl Med* 2007; 37:249-260.
14. Grattan-Smith JD, Perez-Bayfield MR, Jones RA, et al. MR imaging of kidneys: functional evaluation using F-15 perfusion imaging. *Pediatr Radiol* 2003; 33:293-304.
15. Vivier PH, Dolores M, Taylor M, Elbaz F, Liard A, Dacher JN. MR urography in children. Part 1: how we do the F0 technique. *Pediatr Radiol* 2010; 40:732-738.
16. O'Reilly PH. Standardization of the renogram technique for investigating the dilated upper urinary tract and assessing the results of surgery. *BJU Int* 2003; 91:239-243.
17. Riccabona M, Avni FE, Dacher JN, et al. ESPR uroradiology task force and ESUR paediatric working group: imaging and procedural recommendations in paediatric uroradiology, part III. Minutes of the ESPR uroradiology task force minisymposium on intravenous urography, uro-CT and MR-urography in childhood. *Pediatr Radiol* 2010; 40:1315-1320.
18. Vivier PH, Blondiaux E, Dolores M, et al. Uro-IRM fonctionnelle chez l'enfant. *J Radiol* 2009; 90:11-19.
19. Vivier PH, Dolores M, Gardin I, Zhang P, Petitjean C, Dacher JN. In vitro assessment of a 3D segmentation algorithm based on the belief functions theory in calculating renal volumes by MRI. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191:W127-134.
20. Jones RA, Perez-Brayfield MR, Kirsch AJ, Grattan-Smith JD. Renal transit time with MR urography in children. *Radiology* 2004; 233:41-50.