

Place des nouvelles techniques IRM en pratique courante neuroradiologique

Role of the new MRI techniques in neuroradiological practice

D. Balériaux, P. David, N. Sadeghi, C. Neugroschl, P. Jissendi et T. Metens

Clinique de Neuroradiologie, Hôpital Erasme, U.L.B.

RESUME

La technique d'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM) fut introduite en pratique clinique au courant des années 80. Toutefois, l'IRM connaît de constants développements élargissant les applications cliniques de façon continue. Les techniques d'angio-IRM (ARM) se sont multipliées et connaissent des indications spécifiques liées aux propriétés d'acquisition du signal.

D'autre part, les indications cliniques des techniques de diffusion, perfusion, tractographie ou imagerie de tenseur de diffusion, spectroscopie et imagerie fonctionnelle sont brièvement discutées.

Rev Med Brux 2003 ; 4 : A 279-86

ABSTRACT

Magnetic Resonance Imaging (MRI) has been introduced in clinical practice in the mid-eighties. However, MRI is an ever evolving imaging technique with constant new developments allowing broadening of clinical applications.

In particular, angio-MRI involves many different acquisition techniques that will guide their clinical use. On the other hand, clinical applications of the following techniques are briefly discussed : diffusion, perfusion, tractography and diffusion tensor imaging, spectroscopy and functional imaging.

Rev Med Brux 2003 ; 4 : A 279-86

Key words : MRI (magnetic resonance imaging), perfusion, diffusion, functional imaging

INTRODUCTION

Introduite en pratique clinique en 1984, l'IRM connaît aujourd'hui une constante évolution caractérisée par l'apparition de multiples nouvelles techniques d'imagerie dont il est important de connaître l'apport et dès lors les indications. L'IRM a révolutionné l'imagerie du système nerveux central au courant des années 80, étant établi rapidement que cette technique atraumatique permettait une approche anatomique inégalée par d'autres techniques d'imagerie tant du parenchyme cérébral que des vaisseaux sanguins. Le but des nouvelles techniques IRM est d'obtenir des images de plus grande qualité en augmentant la résolution spatiale tout en réduisant les temps d'acquisition et en recherchant par ailleurs une plus grande spécificité des anomalies de signal observées.

Notre expérience concerne l'obtention d'images à un champ de 1,5 Tesla : récemment l'utilisation d'aimants à plus haut champ (3 Tesla) en pratique cli-

nique courante a été introduite dans plusieurs centres universitaires en Belgique. L'accès à un imageur 3 T permet en particulier en neuroradiologie d'obtenir des images de qualité anatomique de plus en plus remarquable du fait essentiellement d'un rapport signal bruit doublé par rapport aux images obtenues à 1,5 T. Limitons-nous ici à souligner que toutes les techniques discutées dans ce rapport sont bien entendu d'application à plus haut champ en produisant des résultats supérieurs tant en termes de résolution que de temps d'acquisition. Nous espérons dans un avenir proche acquérir un tel outil au sein de notre communauté universitaire.

NOUVELLES TECHNIQUES IRM

Nous avons assisté récemment à une véritable explosion technologique : nous décrirons ici les derniers développements de techniques soit déjà connues depuis quelques années mais qui ont connu récemment des améliorations sensibles telles que des techniques

d'angio-IRM, techniques de perfusion, soit de techniques qui ont été récemment introduites sur la plupart des scanners IRM cliniques telles que la technique de diffusion ou de MRS (spectroscopie). D'autre part, nous évoquerons également l'IRM fonctionnelle qui devient une technique d'utilisation de clinique courante et qui permet d'identifier certaines zones fonctionnelles du cerveau.

ANGIO-IRM

L'angiographie par IRM (ARM) est obtenue par différents types d'acquisitions sensibles au flux : un hyposignal de flux (vide de flux) est démontrable sur les séquences de type spin-écho (imagerie de type "sang noir")¹, tandis que les séquences de type écho de gradient à grand angle de bascule fournissent un hypersignal pour le flux perpendiculaire au plan de coupe (*sequences inflow*)² ; enfin les séquences en contraste de phase (PCA) permettent en plus de mesurer les vitesses et de visualiser un flux dans une direction quelconque (Figure 1). Les imageurs actuels qui sont équipés de gradients rapides et intenses permettent de raccourcir sensiblement le temps d'écho (TE) des séquences, ce qui se traduit par une sensibilité réduite aux artefacts de déphasage de flux turbulent, responsables notamment de la surestimation des sténoses en angio-IRM. Il est aujourd'hui possible de réaliser des acquisitions 3D fortement pondérées T1 de haute résolution spatiale caractérisées par un TE < 2 ms et synchronisées à une injection de Gadolinium (Gd, dose : 0,1 à 0,3 mmol/kg). Dans ces conditions, le temps de relaxation T1 du sang est fortement réduit (T1 ~ 50-100 ms) et l'image devient quasi indépendante du flux (séquences "3DCET1"). De plus les acquisitions très rapides donnent accès à une image angiographique en phase artérielle et ensuite veineuse. Plus récemment, des techniques de MRDSA permettent d'obtenir des images à une cadence accélérée de 2 images/sec couplées à une injection en bolus de produit de contraste. Ces acquisitions fournissent une

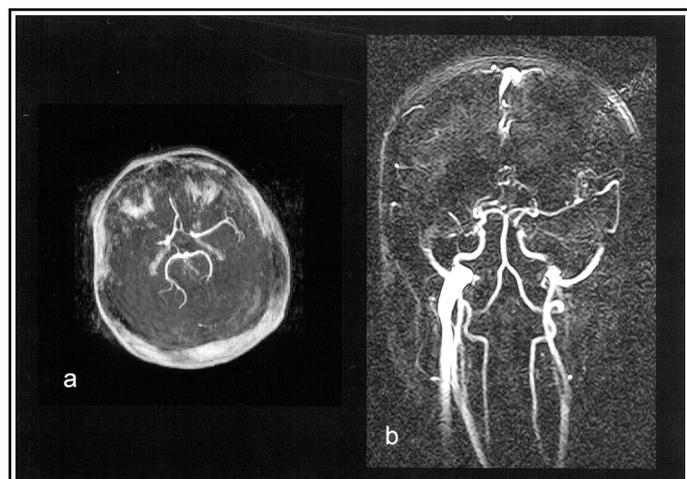


Figure 1 : ARM chez une jeune femme de 29 ans enceinte de 8 mois ayant présenté une hémiparésie gauche d'installation brutale il y a six heures. a : Technique temps de vol permettant de mettre en évidence une thrombose sylvienne droite à l'origine de l'artère et donc vraisemblablement d'origine embolique (temps d'acquisition de 2 minutes) ; b : Technique 2DPC (contraste de phase) obtenue en 26 secondes.

série d'images dynamiques qui se rapprochent de plus en plus des acquisitions angiographiques "conventionnelles" (Figure 2). En pratique, nous disposons donc de quatre techniques différentes d'angio-IRM qui toutes ont leurs avantages et limitations. C'est le rôle du radiologue de faire appel à la technique optimale en connaissant les principes physiques qui sont à la base de la genèse des images et en choisissant la technique en fonction du type de pathologie vasculaire recherchée. Le plus grand problème est celui des phénomènes d'extinction de signal présentés par les techniques temps de vol et contraste de phase et donc d'obtenir des images de "fausses" sténoses ou de sténoses majorées par ces problèmes d'extinction de signal. Actuellement, les techniques dites "angio bolus T1" couplées à une injection de Gadolinium, permettent de réduire ces artefacts. La résolution spatiale de ces techniques est toutefois moindre que celle observée sur les techniques temps de vol ou contraste de phase. L'ARM représente, en pratique clinique courante, une technique fiable pour la détection d'anévrismes et un premier bilan pré-embolisation ou préchirurgical de malformations artério-veineuses. Les déplacements vasculaires ou envahissement des gros vaisseaux de la base en cas de pathologie tumorale cérébrale sont parfaitement obtenus par ARM. Les pathologies veineuses cérébrales (thromboses, envahissement tumoral) relèvent actuellement exclusivement de techniques ARM (contraste de phase). L'évaluation des vaisseaux à destination encéphalique (carotides et vertébrales) se fait également parfaitement à l'aide de l'ARM : sténoses carotidiennes, dissections vasculaires sont évaluées par ARM (technique angio bolus T1). Les dissections carotidiennes ou vertébrales en particulier sont des pathologies manifestement sous-estimées dans leur fréquence et peuvent actuellement être aisément diagnostiquées grâce à l'apport combiné des techniques densité de protons (sang noir) et ARM. C'est l'accès à l'IRM qui aujourd'hui limite les applications en pratique clinique. Tout récemment, une cinquième technique appelée "spin labeling" est annoncée permettant d'obtenir des images angiographiques intéressant une seule coupe à la fois : cette technique très élégante n'utilise pas d'injection de produit de contraste mais consiste à "marquer" les protons au niveau du cou avant leur arrivée au niveau cérébral et d'en observer le passage ! L'avantage de cette technique est l'absence d'injection de produit de contraste et d'obtenir des images tous les dixièmes de secondes ! Cette technique n'est pas encore accessible en pratique clinique.

TECHNIQUE DE DIFFUSION

Cette technique est sensible aux mouvements aléatoires des molécules d'eau (mouvements browniens). Dans un milieu liquidien, le mouvement des molécules d'eau est peu entravé tandis qu'au sein du tissu cérébral, le mouvement des molécules sera diversément entravé par la présence de membranes cellulaires, d'organites intracellulaires, de macromolécules ... C'est dès 1985 que D. Le Bihan a décrit une technique d'imagerie de diffusion qui est sensible à l'importance des mouvements moléculaires aléatoires au sein des

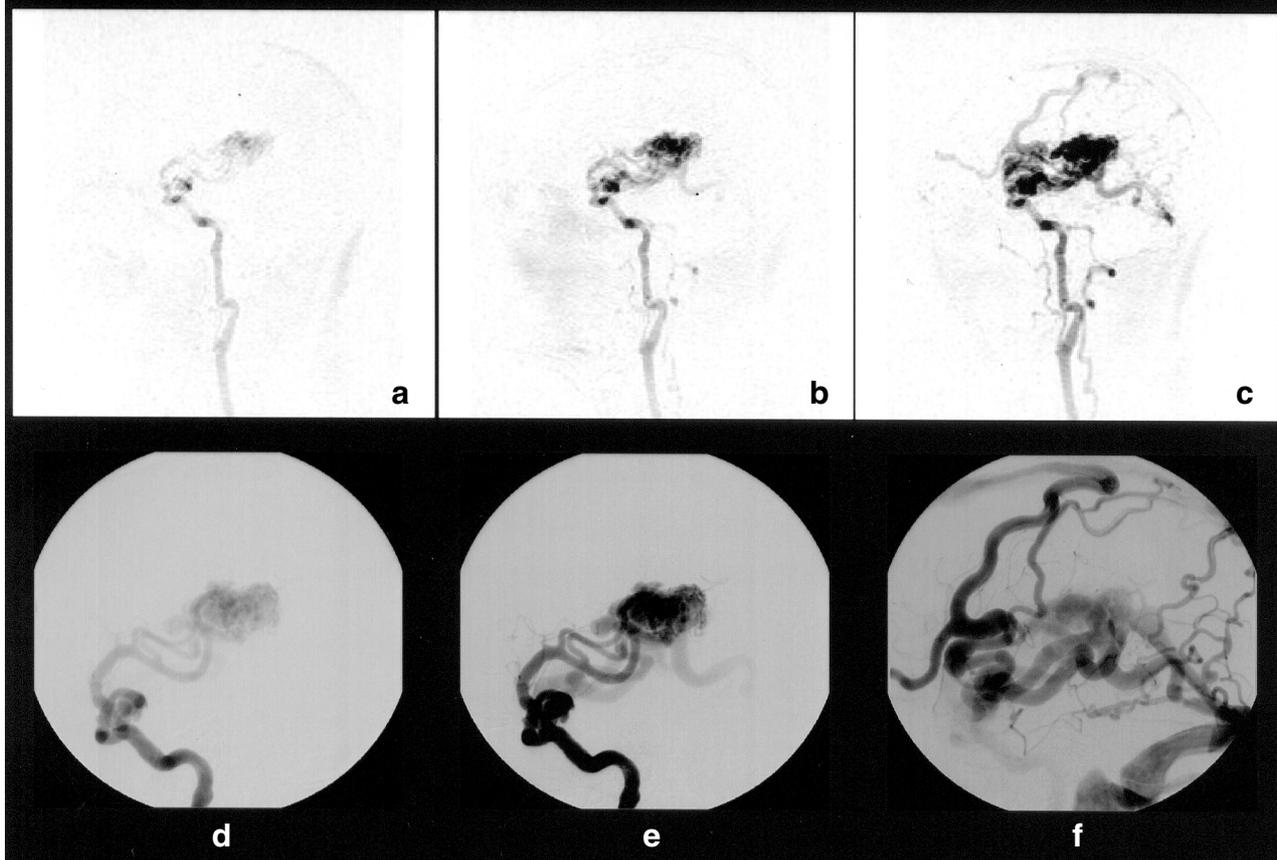


Figure 2 : MRDSA d'une malformation artérioveineuse sylvienne gauche : comparaison entre une série de coupes sagittales MRDSA (a, b, c) avec la sériographie obtenue par angiographie conventionnelle, digitalisée après cathétérisme sélectif de l'artère carotide interne gauche (d, e, f).

voxels explorés. La pondération en diffusion est obtenue en appliquant deux gradients intenses (gradients de diffusion) de part et d'autre de l'impulsion de 180° d'une séquence en spin écho. Ces gradients induisent un déphasage puis un rephasage des protons des molécules d'eau. Après application du gradient de déphasage, les protons immobiles seront parfaitement rephasés par le gradient de rephasage. Au contraire, après application du gradient de déphasage, les protons mobiles seront mal rephasés par le gradient de rephasage ce qui se traduira sur l'image par une chute du signal IRM. La chute de signal est le reflet direct des mouvements browniens des molécules d'eau.

Sans rentrer dans des détails techniques, résumons que ces techniques de diffusion fournissent soit des images pondérées en diffusion (séries d'images obtenues à l'aide de gradients de diffusion différents), soit des images qui représentent une cartographie des coefficients de diffusion calculés à partir d'une série d'images obtenues avec des valeurs de gradients de diffusion différents (*ADC apparent diffusion coefficient Map*).

En pratique clinique, ces techniques d'imagerie par diffusion n'ont été introduites qu'au milieu des années 90 car elles nécessitent l'utilisation de gradients performants et accès à des techniques rapides dites "echo-planar". Il s'agit de techniques d'acquisition habituellement très rapides (quelques secondes à quel-

ques minutes) et qui ne nécessitent pas d'injection de produit de contraste. C'est principalement pour la détection précoce d'accidents vasculaires cérébraux que la technique de diffusion se révèle particulièrement utile (Figure 3). Effectivement, très rapidement après l'installation d'une ischémie (30 à 40 minutes), il apparaît une diminution du coefficient apparent de diffusion expliquée par l'installation d'un œdème cytotoxique et donc l'augmentation de l'eau intracellulaire³. Les mouvements de diffusion sont plus restreints dans le milieu intracellulaire que dans le milieu extracellulaire du fait de la présence de nombreux organites et macromolécules intracellulaires. Certains auteurs attribuent la réduction de l'ADC en cas d'AVC à la réduction de l'espace extracellulaire et à l'augmentation de la tortuosité des voies de passage des molécules d'eau au sein des espaces extracellulaires. La sensibilité des séquences de diffusion en cas d'AVC aigu dépasse 90 % et est liée à une baisse de l'ordre de 50 % de l'ADC. Alors que les techniques "classiques" pondérées T1, T2 ou Flair sont encore strictement normales, la technique diffusion permettra aisément et très rapidement de détecter et d'évaluer l'étendue d'un ramollissement cérébral aigu. Rappelons que la tomodensitométrie réalisée endéans les six heures après un AVC présente une sensibilité variant entre 38 % et 45 % et est donc peu performante en cas d'accident ischémique.

L'IRM présente une sensibilité rapportée de 18 % à 46 % tandis que la sensibilité de l'imagerie de diffu-

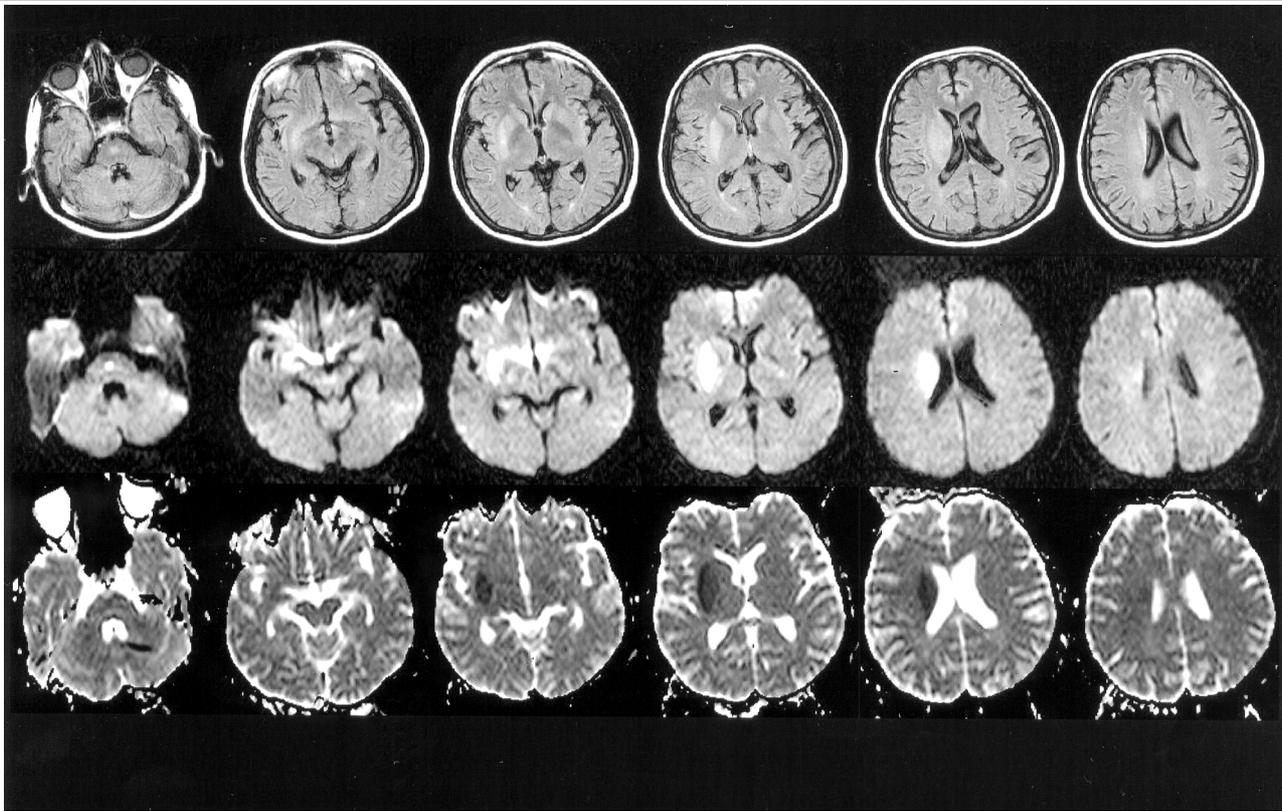


Figure 3 : Etude de diffusion chez la même patiente que sur la Figure 1.

Accident vasculaire récent : intérêt de la technique de diffusion. L'IRM réalisée en urgence démontre une zone d'ischémie récente au niveau du territoire profond de l'artère sylvienne droite. La rangée supérieure comporte une série de coupes cérébrales en technique Flair : discrète zone hyperintense sylvienne profonde droite. La rangée du milieu montre les images en diffusion avec démonstration nette de la lésion ischémique sous forme d'une plage hyperintense. La rangée inférieure représente les images de ADC map.

sion est estimée entre 88 % et 100 % pour une spécificité de 86 % à 100 %. De plus, la technique de diffusion permet aisément de différencier un AVC récent (diffusion restreinte) d'un accident ancien (diffusion augmentée). Ceci est particulièrement important chez les patients présentant de multiples lésions qui sont difficiles à dater autrement que par les techniques de diffusion. En définitive, une réduction de l'ADC peut être perçue aussi précocement que 30 minutes après le début de l'installation d'un AVC. L'ADC sera réduit un maximum endéans les 8 à 60 heures après l'accident. L'ADC sera réduit de façon marquée 3-5 jours après l'accident et apparaîtra donc hypersignal sur les images de diffusion et hyposignal sur les cartographies d'ADC (ADC map). Le retour vers la normale se produira entre une à quatre semaines après l'AVC. Ensuite, la zone d'ischémie fera l'objet d'une augmentation de l'ADC (aspect hypo sur images pondérées en diffusion et hyper sur ADC map).

L'imagerie par diffusion est également préconisée dans l'évaluation précoce et fiable de lésions d'anoxie - ischémie du nouveau-né, cette technique se révélant être très sensible et démontrant un plus grand nombre de lésions dans 92 % des cas comparée aux techniques T2 et Flair.

Une autre application très importante de l'imagerie de diffusion est la capacité de cette imagerie de différencier aisément une lésion kystique tumorale

versus un abcès cérébral⁴⁻⁶. En cas d'abcès, on observe une réduction très sensible du coefficient de diffusion alors que ce dernier est élevé en cas de kyste tumoral (Figure 4).

Une autre application de l'imagerie de diffusion est la possibilité de différencier kyste épidermoïde versus kyste arachnoïdien, ces deux lésions présentant à nouveau un aspect fort similaire sur les images pondérées T1 et T2 alors qu'en diffusion elles ont un comportement totalement différent avec réduction importante de la diffusion en cas de kyste épidermoïde.

Enfin, nous utilisons l'imagerie de diffusion dans le cadre du *grading* de tumeurs gliales : les gliomes de haut grade et les lésions métastatiques présentent un ADC moyen moins élevé par rapport aux gliomes de bas grade⁷.

TRACTOGRAPHIE OU " IMAGERIE DE TENSEUR DE DIFFUSION "

Cette technique apparue récemment tire profit du fait que la diffusion dépend de l'orientation des fibres nerveuses ce qui va permettre dès lors de visualiser ces fibres⁸⁻¹⁰. Les faisceaux pyramidaux par exemple sont clairement identifiés (Figure 5). Les applications cliniques qui se profilent actuellement consistent à évaluer les déplacements versus atteinte directe des fibres axonales en cas de tumeurs cérébrales. Les atteintes

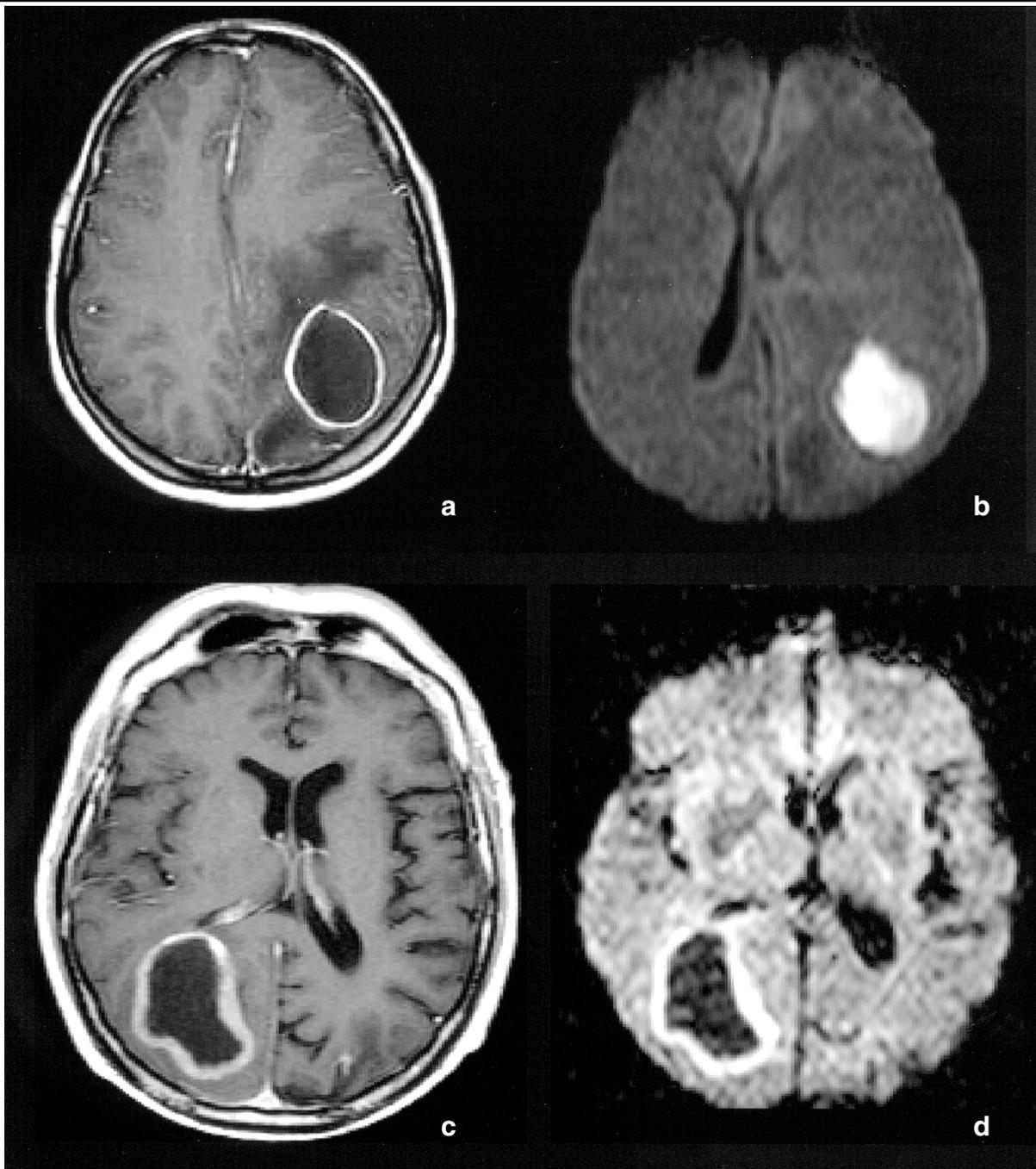


Figure 4 : Apport de la technique de diffusion : abcès cérébral pariétal gauche ; a : la coupe axiale T1 avec Gadolinium montre une lésion kystique entourée d'une zone annulaire qui se rehausse ; b : technique de diffusion : diffusion restreinte au sein de l'abcès. Apport de la technique de diffusion : métastase occipitale droite ; c : la coupe axiale T1 avec Gadolinium montre également une lésion nécrotique avec aspect annulaire ; d : la diffusion est élevée par contre au sein de la zone kystique tumorale.

des faisceaux en cas d'anomalie congénitale cérébrale ou en cas d'atteinte de la matrice germinative périventriculaire au cours du développement cérébral constituent dès à présent une autre indication très intéressante de cette technique. Tout récemment, nous avons tenté avec succès d'identifier les faisceaux nerveux au sein de la moelle cervicale ce qui ouvre d'autres perspectives dans le cadre de l'évaluation des tumeurs médullaires par exemple.

TECHNIQUES DE PERFUSION

Cette technique est basée sur une imagerie dynamique du premier passage du produit de contraste à travers le lit capillaire. Elle utilise non pas la propriété

de relaxivité (imagerie T1) mais la propriété de susceptibilité magnétique (imagerie T2 ou T2*) : l'injection en bolus de produits de contraste paramagnétiques provoque une baisse de signal lors de leur passage à travers les microvaisseaux.

Le degré de la perte de signal dépend de la concentration sanguine du contraste et du volume de l'espace intravasculaire dans le tissu cérébral. En calculant la perte du signal en fonction du temps, on peut mesurer la concentration du contraste dans le tissu en fonction du temps ainsi que le volume sanguin cérébral pour chaque voxel (*CBV map*)¹¹. Différentes applications en pratique clinique existent : les *CBV maps* sont utilisés dans l'évaluation des grades des tumeurs céré-

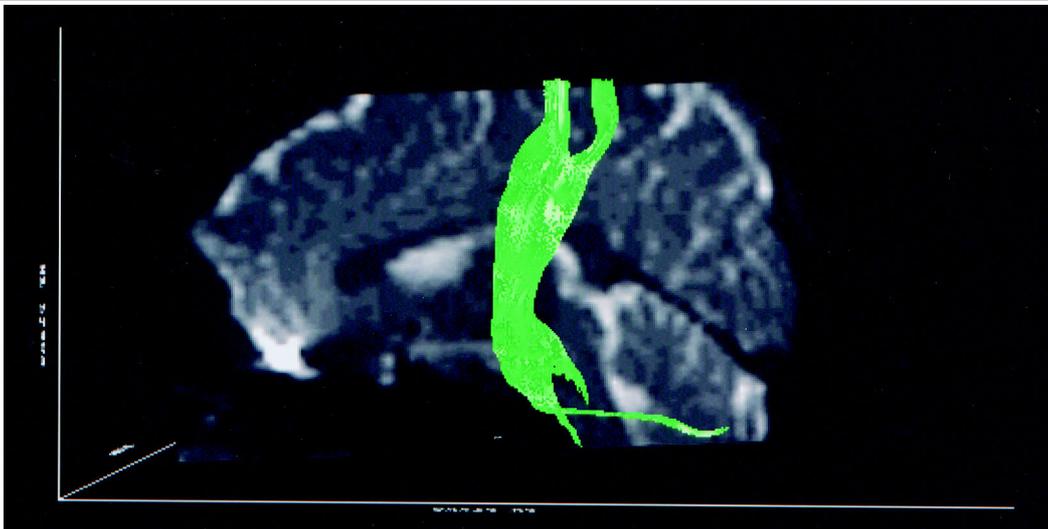


Figure 5 : Image de tenseur de diffusion : identification du faisceau pyramidal ainsi que du faisceau ponto-cérébelleux inférieur.

brales de type gliome (Figure 6). Cette technique peut être utilisée utilement dans le guidage des biopsies cérébrales. Elle permet d'effectuer une distinction entre zone de nécrose post-radique et récurrence tumorale.

La technique de perfusion est par ailleurs utilisée en pratique courante pour évaluer précocement les zones de réduction voire disparition de perfusion en cas d'accident vasculaire hyperaigu : la différence entre l'étendue du tissu cérébral présentant une altération du coefficient de diffusion (habituellement région ischémie non réversible) et les zones hypo ou non perfusées permet l'évaluation du territoire dit de "pénombre" potentiellement récupérable.

MRS : SPECTROSCOPIE *IN VIVO*

La propriété de "résonance" que présentent certains noyaux soumis à un champ magnétique statique et à une onde radiofréquence bien précise établie grâce à l'équation de Larmor a été découverte en 1945 par les physiciens Bloch et Purcell. Très rapidement toutefois, les chimistes se sont emparés de cette découverte car ils ont établi que cette propriété de résonance variait en plus en fonction de la structure moléculaire dans laquelle ces noyaux se trouvaient et la résonance magnétique est devenue un outil permettant l'identification de la structure de certaines molécules. En pratique IRM, les molécules d'eau génèrent un si-

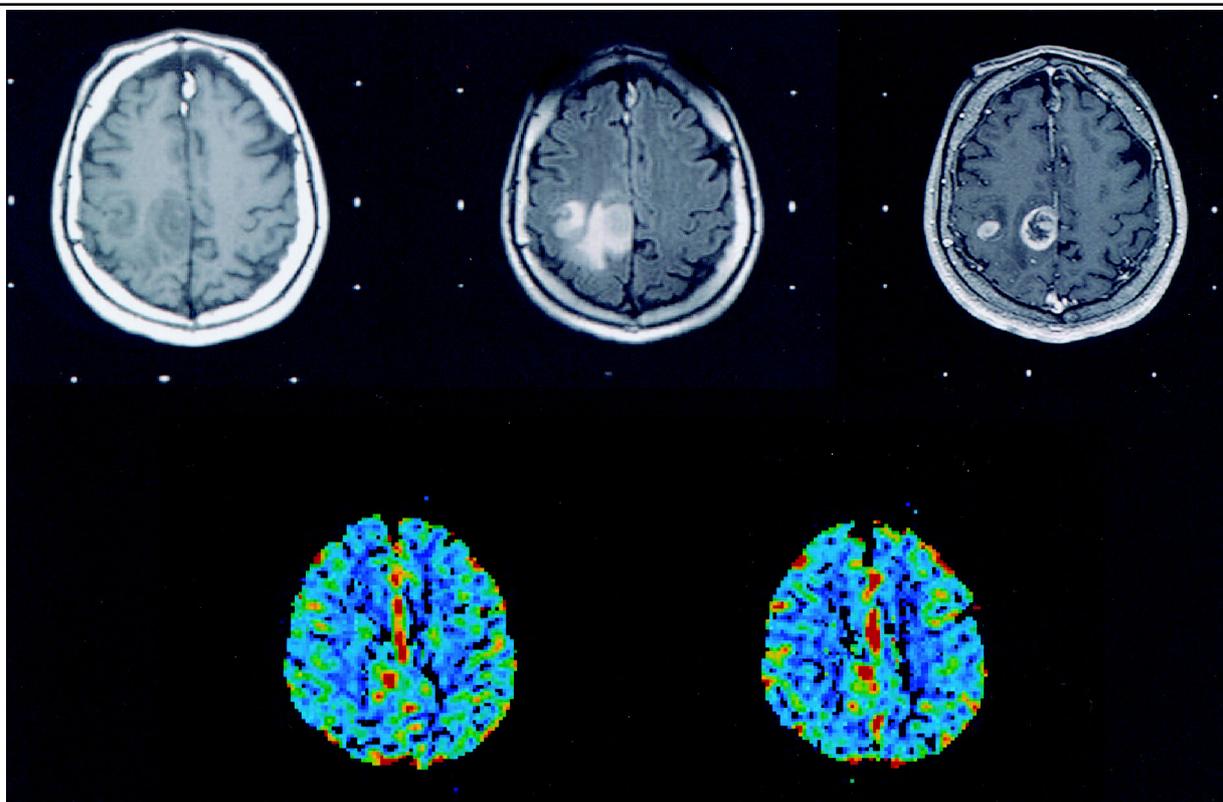


Figure 6 : Glioblastome multiforme : rangée supérieure : coupes axiales T1, Flair, T1 après injection de Gadolinium. Rangée inférieure : étude de perfusion : appréciation de l'augmentation du volume sanguin cérébral au sein de la tumeur.

gnal intense tandis qu'il est possible d'identifier des spectres de résonance de l'hydrogène qui proviennent d'autres molécules telles que la N acétyl aspartate (NAA), la choline, la créatine, les lactates, les glutamates. Cette spectroscopie "in vivo" s'applique tant au noyau d'hydrogène que de phosphore¹². L'utilisation de la spectroscopie *in vivo* est devenue récemment un outil diagnostique additionnel en IRM que nous utilisons dans le cadre de la caractérisation tissulaire : le spectre observé au sein d'un AVC est totalement différent de celui d'une tumeur ou d'un abcès. La NAA, en particulier, peut être identifiée et est considérée comme étant un marqueur neuronal fiable. Le myoinositol est un autre métabolite dont le taux s'élève en cas de maladie d'Alzheimer. Enfin, à l'aide de la spectroscopie, il y a moyen d'identifier avec certitude certaines maladies métaboliques d'origine congénitale. De réalisation pratique laborieuse au départ, cette technique commence de plus en plus à être utilisée en pratique clinique car plus aisément appliquée¹³. Elle le sera encore davantage sur les machines à haut champ (3T).

IMAGERIE FONCTIONNELLE

L'IRM fonctionnelle (IRMf) permet de déterminer quelles zones du cerveau sont activées par différents types d'activité motrice ou de stimulations sensitives, telles que les mouvements des doigts, d'un pied ou des lèvres d'un sujet, la vue, le bruit. Il est également possible de déterminer les zones qui participent à l'élaboration du langage (zones de Broca, Wernicke, etc.). Le champ d'application de l'IRMf porte tant sur le domaine de la recherche fondamentale que sur l'étude du fonctionnement du cerveau en routine clinique. L'application clinique principale est l'aide au planning opératoire en neurochirurgie avec évaluation des possibilités d'exérèse d'une lésion tumorale et du risque chirurgical.

La technique a l'avantage d'identifier de façon totalement non invasive les zones du cortex activées lors d'une stimulation donnée, et ce avec des résolutions spatiales et temporelles surpassant celles de l'imagerie par PET-scan et de l'EEG¹⁴.

Les techniques d'imagerie utilisées en IRMf relèvent de la technique "BOLD" (*Blood Oxygenation Level dependant*) (Bold-fMRI). Lors de l'activation d'une région du cortex, celle-ci est alimentée en excès d'oxyhémoglobine par rapport à sa consommation réelle. Dans les capillaires localisés autour de la région active, la concentration en déoxyhémoglobine devient relativement plus basse que dans les régions inactives. La différence de susceptibilité magnétique entre le tissu cortical et le réseau capillaire local est proportionnelle à la concentration de la déoxyhémoglobine et en cas d'activité, il survient une chute de signal en IRM (ordre de grandeur : 1-5 %). En imagerie fonctionnelle, on procède à l'acquisition d'une imagerie ultrarapide sensible aux effets de susceptibilité magnétique (T2*) et peu sensible aux effets de flux (3D EPI Presto : TE ~ 40 ms > TR ~ 20 ms, résolution spatiale 3 x 3 x 3 mm). La résolution temporelle est quant à elle grande (15 coupes en 2 secondes). Différents paradigmes d'ac-

tivation sont actuellement utilisés en pratique courante : le patient effectue alternativement une tâche bien précise pendant 20 secondes et ensuite observe un état de repos pendant 20 secondes et ceci pour une période d'acquisitions de près de 4 minutes. Il s'ensuit un traitement statistique des acquisitions extrêmement délicat. Une première analyse rapide est possible sur le software des constructeurs. Toutefois, une analyse plus détaillée et de meilleure qualité est effectuée sur des stations de travail hyper performantes et nécessite une connaissance des analyses statistiques très approfondie.

En pratique clinique, nous effectuons le repérage des régions du cortex moteur, du cortex visuel et ce dans le cadre du planning préchirurgical de tumeurs cérébrales proches de l'aire de Rolando par exemple. Les données de l'IRMf sont également intégrées aux systèmes de neuronavigation stéréotaxiques ou de planning de traitement par *Gammaknife*.

L'évaluation du langage ne se fait pas encore couramment dans notre expérience clinique. D'aucuns néanmoins rapportent que ces tests d'IRMf peuvent actuellement remplacer le test de Wada¹⁵.

CONCLUSIONS

Ce bref survol des nouvelles techniques IRM permet de mesurer l'ampleur de l'impact clinique que représentent ces différentes techniques IRM.

L'IRM reste une technique en pleine évolution et nous réservera encore de nouvelles découvertes permettant de mieux cerner les pathologies cérébrales afin de mieux les traiter, dès lors qu'elles sont mieux étudiées.

BIBLIOGRAPHIE

1. Jara H, Barish MA : Black-blood MR angiography. Techniques, and clinical applications. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1999 ; 7 : 303-17
2. Shigematsu Y, Korogi Y, Hirai T et al : 3D TOF turbo MR angiography for intracranial arteries : phantom and clinical studies. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 10 : 939-44
3. Gonzalez RG, Schaefer PW, Buonanno FS et al : Diffusion-weighted MR imaging : diagnostic accuracy in patients imaged within 6 hours of stroke symptom onset. *Radiology* 1999 ; 210 : 155-62
4. Ebisu T, Tanaka C, Umeda M et al : Discrimination of brain abscess from necrotic or cystic tumors by diffusion-weighted echo planar imaging. *Magn Reson Imaging* 1996 ; 14 : 1113-6
5. Kim YJ, Chang KH, Song IC et al : Brain abscess and necrotic or cystic brain tumor : discrimination with signal intensity on diffusion-weighted MR Imaging. *AJR Am J Roentgenol* 1998 ; 171 : 1487-90
6. Noguchi K, Watanabe N, Nagayoshi T et al : Role of diffusion-weighted echo-planar MRI in distinguishing between brain abscess and tumour : a preliminary report. *Neuroradiology* 1999 ; 41 : 171-4
7. Krabbe K, Gideon P, Wagn P, Hansen U, Thomsen C, Madsen F : MR diffusion imaging of human intracranial tumours.

- Neuroradiology 1997 ; 39 : 483-9
8. Krings T, Reinges MHT, Thiex R, Gilsbach JM, Thron A : Functional and diffusion weighted MRI in space occupying lesions affecting the motor system : Imaging motor cortex and pyramidal tracts. J Neurosurg 2001 ; 95 : 816-24
 9. Krings T, Coenen V, Axer H et al : *In vivo* 3D visualization of normal pyramidal tracts in human subjects using diffusion weighted MRI and a neuronavigation system. Neurosci Lett 2001 ; 307 : 192-6
 10. Le Bihan D, Mangin JF, Poupon C et al : Diffusion tensor imaging : concepts and applications. J Magn Reson Imaging 2001 ; 13 : 534-46
 11. Aronen HJ, Gazit IE, Louis DN et al : Cerebral blood volume Maps of Gliomas : comparison with tumor grade and histologic findings. Radiology 1994 ; 191 : 41-51
 12. Segebarth CM, Balériaux DL, Arnold DL, Luyten PR, den Hollander JA : MR image-guided P-31 MR spectroscopy in the evaluation of brain tumor treatment. Radiology 1987 ; 155 : 215-9
 13. Danielsen ER, Ross B : Magnetic Resonance Spectroscopy Diagnosis of Neurological Diseases. 1999, Marcel Dekker, Inc.
 14. Cox DD, Savoy RL : Functional magnetic resonance imaging (fMRI) " brain reading " : detecting and classifying distributed patterns of fMRI activity in human visual cortex. Neuroimage 2003 ; 19 : 261-70
 15. Gaillard WD, Sachs BC, Whitnah JR et al : Developmental aspects of language processing : fMRI of verbal fluency in children and adults. Hum Brain Mapp 2003 ; 18 : 176-85

Correspondance et tirés à part :

D. BALERIAUX
Hôpital Erasme
Service d'Imagerie Médicale
Route de Lennik 808
1070 Bruxelles

Travail reçu le 30 juin 2003 ; accepté dans sa version définitive le 3 juillet 2003.