

# Imagerie en tenseur de diffusion et tractographie de l'encéphale et de la moelle

C Oppenheim (1), D Ducreux (2), S Rodrigo (1), J Hodel (1), T Tourdias (1), F Charbonneau (1), S Pierrefitte (3) et JF Meder (1)

## Abstract

Diffusion tensor imaging and tractography of the brain and spinal cord.  
J Radiol 2007;88:510-20

Diffusion tensor imaging is a magnetic resonance imaging technique that provides details on tissue microstructure and organization well beyond the usual image resolution. With diffusion tensor imaging, diffusion anisotropy can be quantified and subtle white matter changes not normally seen on conventional MRI can be detected. The aim of this article is to review the principles of diffusion tensor imaging and fiber tracking and their applications to the study of the brain, including Alzheimer disease, neuropsychiatric disorders, strokes, multiple sclerosis, brain tumors, and intractable seizures. Emerging applications to spinal cord disorders are also presented.

**Key words:** MRI. Functional MRI. Brain. Spinal cord. White matter.

## Résumé

L'imagerie en tenseur de diffusion est une technique d'IRM qui permet la cartographie *in vivo* de la microstructure et de l'organisation des tissus. Elle offre la possibilité de détecter et de quantifier des anomalies de la substance blanche non visibles en imagerie conventionnelle dans des pathologies cérébrales variées, est fréquemment intégrée aux protocoles IRM d'exploration de l'encéphale, et plus récemment de la moelle. L'objectif de ce document est de rappeler les principes de l'imagerie de diffusion et de la tractographie de fibres, d'en préciser l'apport pour l'exploration du système nerveux central dans les pathologies suivantes : maladie d'Alzheimer, affections psychiatriques, ischémie cérébrale, pathologies inflammatoires, tumorales, et épilepsies pharmacorésistantes. Enfin, les applications émergentes pour l'étude de la pathologie médullaire sont également abordées.

**Mots-clés :** IRM. IRM fonctionnelle. Encéphale. Moelle épinière. Substance blanche.

L'imagerie de diffusion repose sur le principe selon lequel les déplacements aléatoires des molécules sont contraints par l'organisation des tissus. L'imagerie de diffusion s'est rapidement imposée comme l'une des séquences clé de l'IRM encéphalique, succès qui s'explique principalement par son excellente sensibilité pour le diagnostic d'accident ischémique cérébral au stade aigu. Au cours des dernières années, l'imagerie de diffusion a vu le champ de ses applications cliniques s'élargir en particulier à la pathologie infectieuse (1), tumorale (2), post-traumatique (3). De développement plus récent, l'imagerie en tenseur de diffusion permet de détecter et de quantifier des anomalies de la substance blanche non visibles en imagerie conventionnelle dans des pathologies variées du névraxe. Cette technique est de plus en plus fréquemment intégrée aux protocoles IRM d'exploration de l'encéphale et de la moelle. Elle est également, à ce jour, le seul moyen de visualiser les faisceaux de fibres *in vivo* grâce à la tractographie des fibres de substance blanche, dans l'encéphale, mais aussi dans la moelle.

## Technique

### 1. Diffusion isotrope et anisotrope

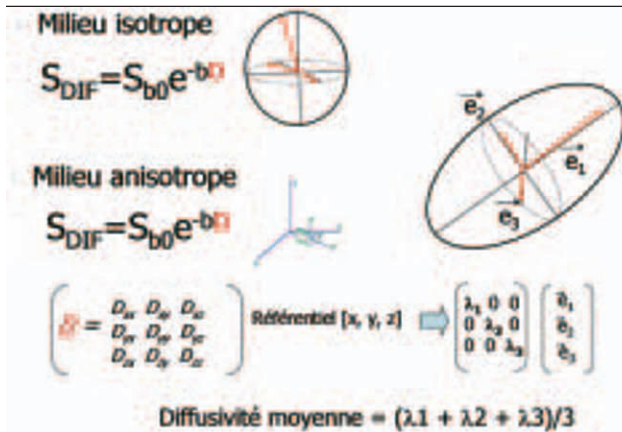
Jusqu'à présent, l'information issue de l'imagerie de diffusion consistait en une quantification du déplacement des molécules

d'eau obtenue grâce au calcul du coefficient apparent de diffusion (ADC) selon l'équation simple : atténuation du signal  $AS = e^{-bADC}$ . Cette mesure de l'ADC renseigne sur la nature et le degré des processus pathologiques atteignant le système nerveux central (SNC) lorsque les structures cellulaires sont endommagées ou rompues. L'équation  $AS = e^{-bADC}$  suffit pour décrire les propriétés de diffusion d'un milieu à condition qu'il soit isotrope, c'est-à-dire que les mouvements de diffusion soient identiques dans toutes les directions de l'espace. Cependant, la diffusion est un phénomène tridimensionnel et le déplacement des molécules n'est le plus souvent pas identique dans toutes les directions de l'espace. L'orientation préférentielle des mouvements de diffusion, appelée anisotropie, serait la conséquence de la présence d'obstacles qui limitent le mouvement des molécules et les contraignent à se déplacer préférentiellement dans certaines directions de l'espace. La substance blanche est un milieu fortement anisotrope, principalement en raison des fibres nerveuses myélinisées qui la composent. Les molécules d'eau qui se déplacent perpendiculairement aux axones myélinisés de la substance blanche ont des mouvements plus lents que les molécules d'eau qui se déplacent parallèlement aux fibres de myéline.

### 2. Le tenseur de diffusion

Il est possible, grâce au tenseur de diffusion, de mesurer le degré d'anisotropie des tissus, reflet de leur organisation microstructurale. Pour approfondir les connaissances théoriques nécessaires à la compréhension du concept d'imagerie en tenseur de diffusion, le lecteur pourra consulter Habas *et al.* (4), Mori *et al.* (5) ou Le Bihan *et al.* (6). Brièvement, le tenseur de diffusion est un objet mathématique qui décrit les propriétés de diffusion d'un volume (*fig. 1*). Il permet de déterminer non

(1) Université Paris Descartes, Département d'Imagerie Morphologique et Fonctionnelle, CH Sainte-Anne, 1, rue Cabanis, 75674 Paris Cedex 14. (2) Département de Neuroradiologie, C.H.U. de Bicêtre, 78, rue du Général-Leclerc, 94275 Le Kremlin-Bicêtre Cedex. (3) Service biomédical, CH Sainte Anne, 1, rue Cabanis, 75674 Paris Cedex 14.  
Correspondance : C Oppenheim  
E-mail : c.oppenheim@ch-sainte-anne.fr



**Fig. 1 :** Tenseur de diffusion. La diffusion des molécules est représentée par une sphère pour un voxel isotrope, par un ellipsoïde pour les voxels anisotropes. Le tenseur de diffusion est une matrice  $3 \times 3$  symétrique, qui comporte 6 éléments indépendants. Dans un milieu isotrope, tous les éléments sont identiques et le signal peut s'écrire  $S_{DIF} = S_{b0} e^{-bD}$ . Dans un milieu anisotrope, il faut mesurer le signal dans au moins 6 directions pour connaître cette matrice. Les mesures étant réalisées dans le référentiel  $x, y, z$  de l'IRM, il faut ensuite effectuer un changement de repère pour se placer dans le référentiel du tissu (diagonalisation de la matrice). On obtient alors la direction des vecteurs propres  $e_1, e_2, e_3$  ainsi que leur amplitude,  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ . Le vecteur  $e_1$  indique la direction principale des mouvements de diffusion. On peut ensuite obtenir des mesures de diffusivité moyenne ainsi que des index d'anisotropie.

seulement l'amplitude (ADC), mais également la direction des mouvements de diffusion, et d'en déduire une information sur la direction des faisceaux de substance blanche. En fait, la relation  $SA = e^{-bADC}$  n'est vraie que dans un milieu dans lequel la diffusion est parfaitement isotrope. Dans un tissu anisotrope, le coefficient ADC est alors remplacé par un tenseur, ou

$$\text{matrice } 3 \times 3 : [D] = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix} \text{ où } D_{xx}, D_{yy}, \text{ et } D_{zz}$$

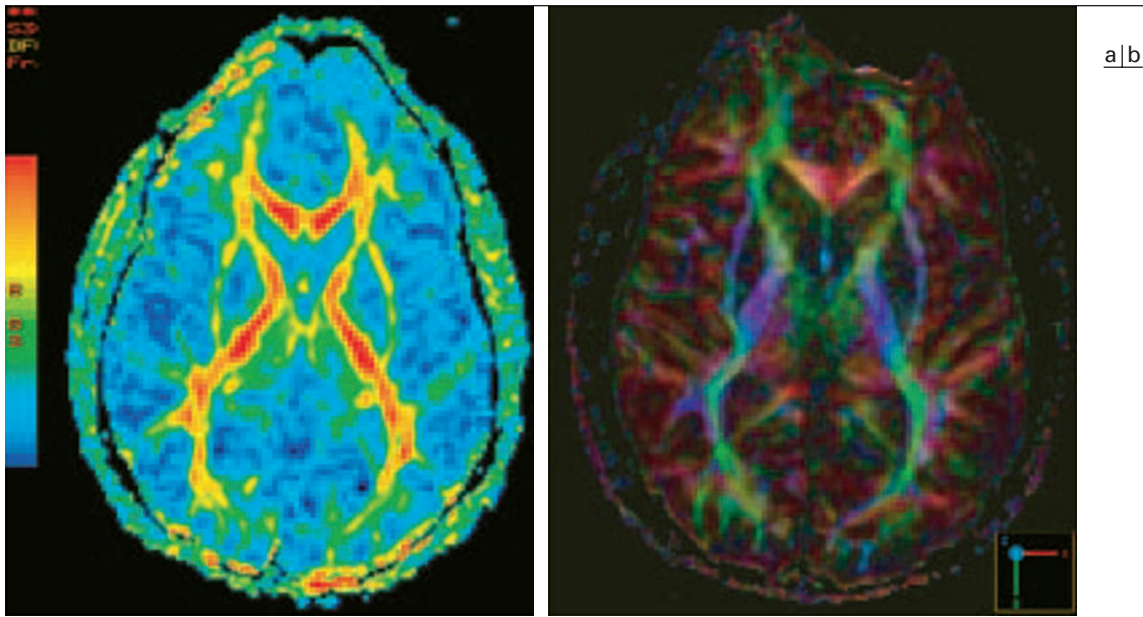
correspondent aux coefficients de diffusion dans les directions principales  $x, y$  et  $z$ . La matrice est symétrique, ce qui signifie que  $D_{xy} = D_{yx}$ ,  $D_{zx} = D_{xz}$  et  $D_{zy} = D_{yz}$ . Ainsi, il suffit d'appliquer au minimum les gradients de diffusion dans 6 directions pour déterminer le tenseur de diffusion. Cependant, l'échantillonnage du signal dans un plus grand nombre de directions permettra une mesure plus précise des mouvements de diffusion dans l'espace, c'est-à-dire un calcul plus précis du tenseur de diffusion. La diffusion anisotropique peut se représenter en chaque voxel par un ellipsoïde (fig. 1). Un voxel parfaitement isotrope sera représenté par une sphère. En revanche, la forme de l'ellipsoïde sera d'autant plus éloignée d'une sphère que le voxel est anisotrope. L'ellipsoïde sera caractérisé par trois vecteurs, dont les amplitudes sont appelées valeurs propres ( $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ ). Le vecteur ayant la valeur  $\lambda$  la plus élevée correspond à la direction principale, représentée par la direction principale de l'ellipsoïde. Le calcul du tenseur permet de déterminer la diffusivité moyenne (moyenne des valeurs propres des trois vecteurs propres) qui quantifie l'amplitude moyenne des mouvements de diffusion. Nombre d'indices d'anisotropie peuvent être calculés à partir des valeurs brutes associées au tenseur de diffusion. Le plus utilisé aujourd'hui est l'anisotropie fractionnelle (FA). Un indice d'anisotropie caractérise le manque d'uniformité du phénomène de diffusion dans les différentes directions de l'espace. Une anisotropie égale à 1 signifie que le tissu a une structure à orientation unique. En revanche, une anisotropie égale à 0 correspond à un manque total d'orientation (tissu isotrope, tel que le liquide cérébro-spinal ou LCS). Les cartes 2D d'anisotropie représentent une image paramétrique de la valeur de l'anisotropie en chacun des voxels (fig. 2). En chaque voxel, la direction principale peut être codée en échelle dite Rouge/Vert/bleu avec la brillance des couleur mo-

dulée par les valeurs de FA (plus le voxel est brillant, plus il est anisotrope) (5) (fig. 3).

### 3. La tractographie de fibres

La tractographie fondée sur l'imagerie de diffusion exploite le phénomène d'anisotropie de la substance blanche pour détecter et ainsi reconstruire le trajet d'un faisceau de fibres. En effet, le vecteur ayant la valeur propre la plus élevée ( $\lambda_1$ ) indique le grand axe du faisceau de fibre contenu au sein du voxel considéré (6). On peut ainsi reconstituer de proche en proche le trajet d'un faisceau de fibres de substance blanche. Pour ce faire, il est nécessaire de fixer des règles pour sélectionner les pixels contigus sur la base de ce grand axe (vecteur principal). Il s'agit de garantir une reconstitution des faisceaux normaux ou pathologiques aussi fidèle que possible à l'anatomie. Afin de limiter l'analyse à la substance blanche, la plupart des études en tractographie utilisent un seuillage de FA, le plus souvent à 0,2. En deçà de cette valeur, le voxel contient très probablement de la substance grise. Ce principe peut être enfreint lorsqu'il s'agit de parenchyme cérébral pathologique. En effet, l'ischémie ou l'infiltration tumorale, par exemple, peuvent induire une diminution de la FA de la substance blanche. Le deuxième principe est d'éviter une angulation trop importante du vecteur principal entre deux pixels adjacents. Lors de la sélection d'un pixel contigu, on peut, par exemple, interdire une angulation supérieure ou égale à  $45^\circ$ . En pratique, il est nécessaire de déterminer a priori les régions d'intérêt nécessaires pour mettre en évidence le faisceau d'intérêt. La meilleure stratégie consiste à sélectionner deux régions d'intérêt perpendiculaires au grand axe du faisceau. L'objectif est double : sélectionner la totalité de la structure à étudier et s'affranchir des faisceaux avoisinants (fig. 4). Le résultat de la tractographie est le plus souvent représenté sous la forme d'un objet 3D associant plusieurs filaments organisés en faisceau (fig. 5). Bien entendu, un filament ne représente pas une « fibre ». La taille unitaire de ce filament est définie par le logiciel de tractographie et réglable par l'utilisateur.

La tractographie dite probabiliste est une alternative intéressante pour éviter les seuillages de FA. Il s'agit dans ce cas d'évaluer le degré d'erreur commis lors du calcul des directions de diffusion. En effet, le modèle en tenseur de diffusion ne modélise qu'incomplètement l'architecture des faisceaux. Si l'on s'intéresse à un pixel situé au centre du genou du corps calleux, la valeur propre la plus élevée ( $\lambda_1$ ) indique avec une marge d'erreur faible le grand axe du faisceau. En revanche, au sein d'un pixel contenant un croisement de fibres ou plusieurs populations de fibres, cette



**Fig. 2 :** Cartes d'anisotropie.

- a** Les index d'anisotropie peuvent être représentés sous la forme de cartes paramétriques 2D (ici, anisotropie fractionnelle ou FA). Les structures fortement anisotropes telles que le corps calleux, sont codées en rouge, et les structures faiblement anisotropes sont codées en bleu (cortex). Cette carte n'indique pas la direction de chaque faisceau de fibres.
- b** Codage couleur de la direction principale des mouvements de diffusion. Les fibres du corps calleux sont codées en rouge (direction droite-gauche), alors que les fibres du faisceau corticospinal sont codées en bleu (direction supéro-inférieure).

même valeur  $\lambda_1$ , indique alors une information moins précise, voire erronée. Il est aujourd'hui possible d'évaluer pour chaque pixel ce degré d'erreur. Cette étape est toutefois coûteuse en temps de calcul. La tractographie probabiliste est également plus longue que dans sa version non-probabiliste. Elle consiste à évaluer à plusieurs reprises les différentes trajectoires possibles à partir d'une ou plusieurs régions d'intérêt. Le résultat de cette tractographie probabiliste reste le plus souvent une image 2D, chaque pixel codant le degré de significativité avec lequel il a été retenu (fig. 6).

L'analyse de données de diffusion utilisant la tractographie nécessite donc une hypothèse précise sur les faisceaux d'intérêts à étudier. En l'absence d'hypothèse, l'analyse peut porter sur l'ensemble des données et alors porter sur les cartes de diffusion, en particulier la carte d'anisotropie qui renseigne sur le degré de cohérence des tissus. Schématiquement, deux méthodes de post traitement ont été utilisées pour l'analyse des cartes d'anisotropie : 1) analyse par région d'intérêt positionnées manuellement, et 2) analyse voxel par voxel. Dans l'analyse par région d'intérêt, les cartes d'anisotropie sont souvent utilisées pour positionner les régions d'intérêt. Ceci pose évidemment un problème puisque le paramètre à évaluer (ici l'anisotropie) est également utilisé pour sélectionner la région d'intérêt à analyser. Mais l'écueil principal de cette méthode est de ne permettre qu'une analyse focalisée de l'encéphale. Les méthodes d'analyse voxel par voxel, au moyen de logiciel de type SPM (statistical parametric mapping) permettent de s'affranchir de ce problème. Elles nécessitent une série d'images obtenues sur un groupe homogène de patients, qui seront normalisées par rapport à un cerveau témoin. Les variations spatiales des index d'anisotropie de chacun des sujets ou d'un groupe de sujets par rapport à une population témoin peuvent alors être obtenues, générant des données statistiques sur l'ensemble de l'encéphale, sans a priori sur les résultats attendus. Cette méthode

soulève un certain nombre de questions méthodologiques (7) : choix du groupe témoin, outil de segmentation, conséquence du lissage et de la normalisation sur les paramètres mesurés...

## 4. Acquisition des images

L'une des principales limites de l'imagerie en tenseur de diffusion est sa résolution spatiale limitée (volume du voxel). L'amélioration de la résolution spatiale est cruciale pour la tractographie de fibres. La plupart des travaux publiés à ce jour reposent sur des acquisitions en écho-planar. L'imagerie écho planaire permet, du fait de la rapidité des acquisitions, de s'affranchir des mouvements macroscopiques, susceptibles d'entraver la mesure des mouvements moléculaires à l'échelle microscopique. L'amélioration de la résolution spatiale, sans allongement des temps d'acquisition, implique une réduction des temps d'écho. Réduire les temps d'écho, grâce à l'imagerie parallèle, permet de minimiser les artefacts de susceptibilité magnétique et les distorsions. L'augmentation de la puissance des gradients et du champ magnétique est la solution pour améliorer la qualité de l'imagerie de fibres.

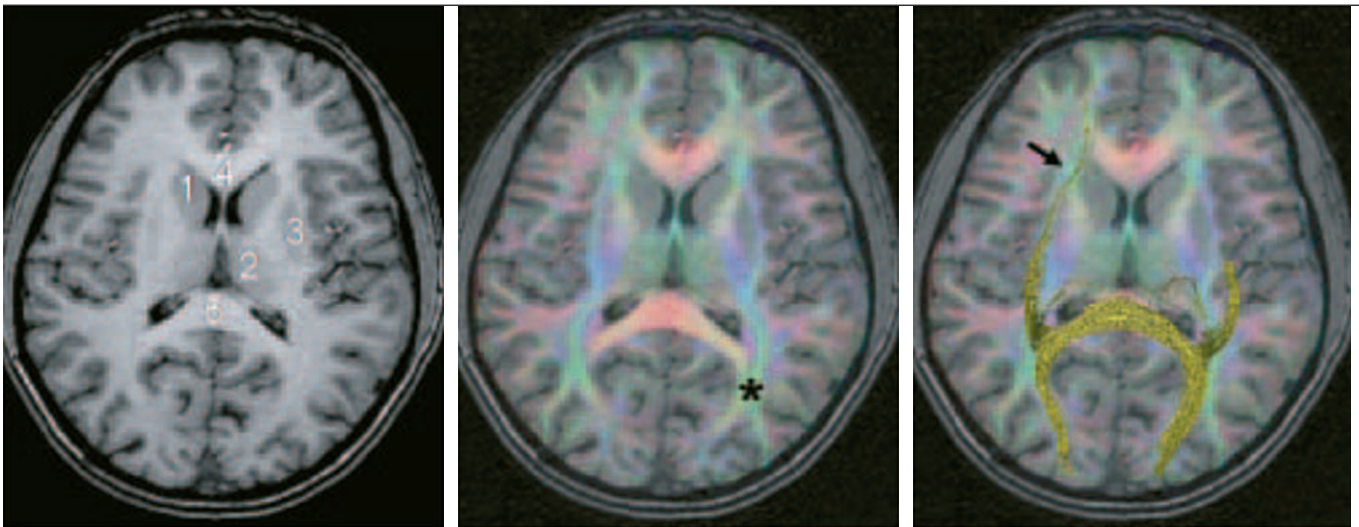
## Étude de l'encéphale

### 1. Sujet sain

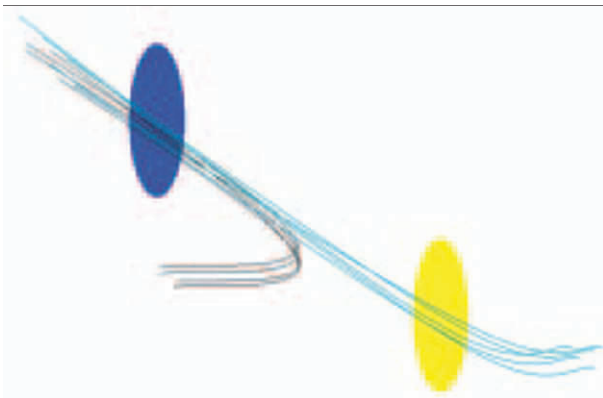
#### 1.1. Du nouveau-né à l'adulte jeune

Plusieurs travaux ont montré que les valeurs d'anisotropie (FA) augmentaient précocement et rapidement dans la substance blanche au cours de la maturation cérébrale. Chez le nouveau-né, les valeurs de FA sont plus basses et les valeurs d'ADC plus élevées que chez l'adulte (8). Au cours de la première année de vie, ces valeurs varient (8), pour atteindre rapidement celles observées

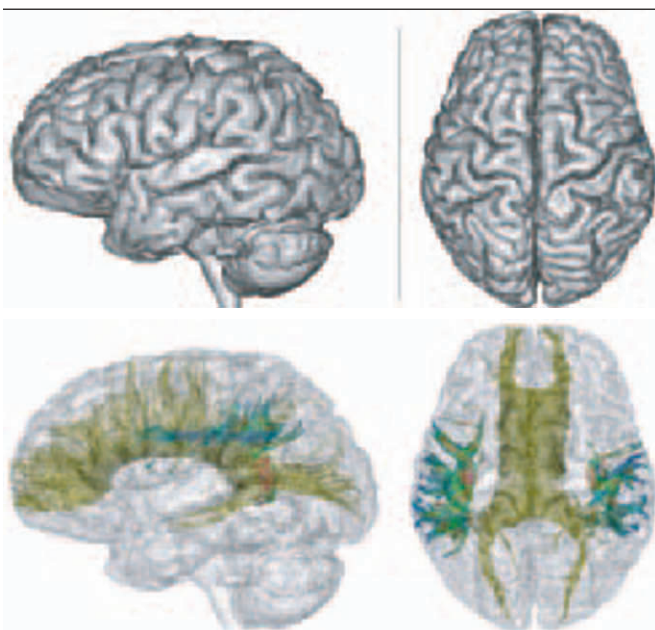




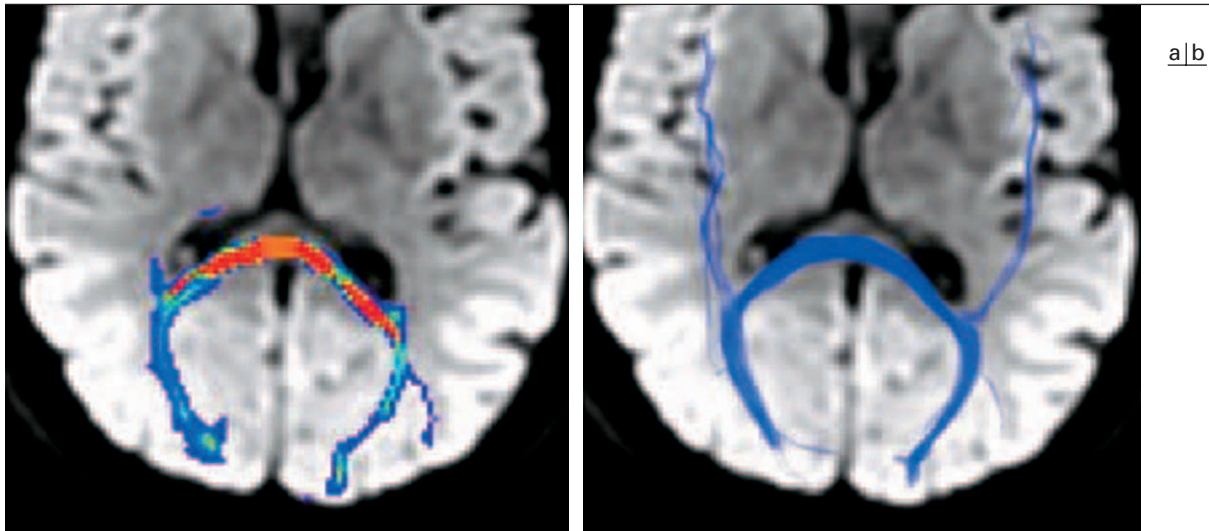
a|b|c  
**Fig. 3 : Neuroanatomie.**  
 a Séquence pondérée en T1 dite anatomique. La substance blanche apparaît en hypersignal par rapport à la substance grise. 1 : tête du noyau caudé ; 2 : thalamus ; 3 : partie supérieure du noyau lenticulaire ; 4 : genou du corps calleux ; 5 : splénium du corps calleux.  
 b Codage couleur de la direction principale des mouvements de diffusion indiquant l'orientation principale des fibres en chaque voxel (rouge : droite-gauche ; vert : antéro-postérieure ; bleu : supéro-inférieure). Les fibres du corps calleux ayant une orientation principale droite gauche sont codées en rouge. Le faisceau corticospinal ayant une direction supéro inférieure est codé en bleu. À noter la visualisation des radiations optiques codées en vert (\*).  
 c En connectant la direction principale en chacun des voxels adjacents, on obtient une représentation tridimensionnelle des mouvements de diffusion. On peut en déduire une imagerie des faisceaux de fibres ou « tractographie ». Ici sont représentés en jaune les fibres du corps calleux à sa partie postérieure ainsi que le faisceau occipito-frontal inférieur (flèche).



**Fig. 4 : Schéma de la segmentation des faisceaux par deux régions d'intérêt.** En présence de deux faisceaux, les régions d'intérêt bleu et jaune autorisent la sélection du faisceau vert sans sélectionner le faisceau noir.



a  
 b  
**Fig. 5 : Tractographie chez un volontaire sain.**  
 a Représentation tridimensionnelle de la surface du cortex cérébral.  
 b Représentation en transparence des fibres du corps calleux (jaune) et des fibres d'associations pariétales courtes (bleu-vert).



**Fig. 6 :** Tracking probabiliste et non-probabiliste. Deux exemples de tractographie en partant d'une région d'intérêt située au centre du splénum du corps calleux.

**a** Tractographie probabiliste, (l'échelle de couleur traduit le degré de significativité des pixels retenus, bleu : faible, rouge : élevé).  
**b** Tractographie non probabiliste.

chez l'enfant puis chez l'adulte jeune. Chez l'adulte sain, les cartes d'anisotropie permettent de visualiser des structures non visibles en imagerie conventionnelle, telles que les subdivisions thalamiques. Chez l'adulte sain, une étude a montré des différences significatives des valeurs d'anisotropie selon les régions de substance blanche étudiées. En effet, l'anisotropie est plus élevée dans la substance blanche commissurale, tel le corps calleux, que dans la substance blanche de projection ou au sein des faisceaux d'association, et serait plus faible dans le thalamus. L'anisotropie est faible, mais non nulle, dans les noyaux gris de la base et le cortex. La FA serait plus faible dans le centre semi-ovale, dans lequel les fibres se croisent à angle variable, et chute encore lorsque l'on se rapproche des régions péricalleuses.

## 1.2. Vieillesse cérébrale

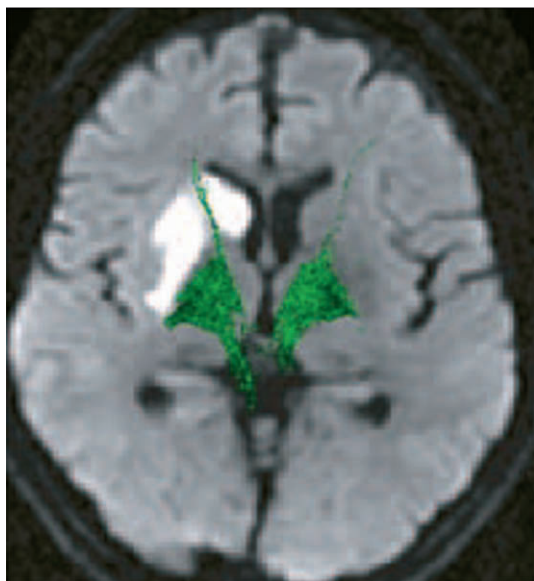
Lors du vieillissement cérébral, les séquences conventionnelles montrent classiquement une perte de volume cérébral, débutant dans les régions frontales, un élargissement des ventricules latéraux, un hyposignal progressif corrélé à l'accumulation de dépôt de fer dans le pallidum et le putamen, ainsi que des anomalies de signal de la substance blanche et des noyaux gris de la base. L'atrophie cérébrale est attribuée à une perte de volume de la substance grise, alors que le volume de la substance blanche serait relativement préservé. Les études neuropathologiques montrent des anomalies microstructurelles de la substance blanche liées à l'âge, associant à divers degrés des phénomènes de démyélinisation, de détérioration et de perte axonale. Ces anomalies microstructurelles pourraient être plus diffuses que les anomalies de signal focales visibles dans la substance blanche sur les séquences conventionnelles. On peut donc supposer que les connexions corticales pourraient être relativement préservées, alors que les connexions entre les différentes régions du cerveau (faisceaux de fibres myélinisées) se détérioreraient avec l'âge. Plusieurs travaux ont rapporté une réduction significative des index d'anisotropie liée à l'âge, dans le genou du corps calleux, les capsules internes et la substance blanche des lobes frontaux (9), pariétaux et occipitaux, en l'absence d'anomalie de signal sur les séquences conventionnelles. La baisse d'anisotropie chez le sujet âgé serait

plus marquée dans la substance blanche du lobe frontal que dans les lobes pariétaux (9). La chute des index d'anisotropie est probablement le reflet d'anomalies microstructurelles de la substance blanche survenant lors du vieillissement cérébral, démyélinisation, perte axonale et augmentation de l'espace extracellulaire, en accord avec les données histologiques. Quelques travaux ont par ailleurs montré que les performances cognitives et motrices lors du vieillissement cérébral normal seraient positivement corrélées aux valeurs de FA, suggérant l'implication des faisceaux de substance blanche dans le déclin cognitif.

## 2. Maladie d'Alzheimer

L'un des axes de recherche est la mise au point d'outils en imagerie, permettant de dépister les sujets à risque de maladie d'Alzheimer, ou atteints de déficits cognitifs légers. Plusieurs équipes se sont intéressées à l'analyse du ruban cortical et ont mis au point des critères diagnostiques reposant sur une analyse quantitative, semi quantitative ou qualitative de celui-ci. En revanche, peu de travaux concernent l'analyse de la substance blanche. Il existe cependant, dans la maladie d'Alzheimer, une atteinte de la substance blanche dans près de 60 % des cas, selon les données anatomopathologiques associant démyélinisation, perte axonale, diminution des oligodendrocytes, et gliose astrocytaire. Cette atteinte de la substance blanche serait, pour certains, la conséquence de la perte neuronale dans le cortex associatif, responsable de phénomènes de dégénérescence wallérienne. Ainsi, l'imagerie en tenseur de diffusion, utilisée chez les patients atteints de maladie d'Alzheimer, retrouve une augmentation de la diffusivité moyenne dans la substance blanche du cingulum, de l'hippocampe, des lobes temporaux, frontaux et pariétaux (10). Certains auteurs ont rapporté une corrélation positive entre les index d'anisotropie et le déclin cognitif des patients. Enfin, les valeurs de diffusivité moyenne, en particulier dans l'hippocampe, augmentent significativement entre les trois populations suivantes : sujet âgé « sain », déficit cognitif léger et maladie d'Alzheimer, suggérant que ce paramètre permettrait de distinguer ces trois groupes.





**Fig. 7 :** Tractographie à la phase aiguë d'un accident ischémique. Accident ischémique sylvien profond droit récent en hypersignal sur l'imagerie de diffusion. L'acquisition en tenseur de diffusion rapide (40 s) permet de visualiser les rapports entre la lésion ischémique récente et le faisceau cortico spinal (en vert). Celui-ci paraît globalement respecté, ce qui serait un facteur de bon pronostic de récupération fonctionnelle motrice.

### 3. Affections psychiatriques

Les fonctions cognitives résulteraient d'interactions entre des régions cérébrales fonctionnellement spécialisées et distantes sur le plan anatomique. Ce fonctionnement en réseau implique l'existence de connexions entre les différentes régions du cerveau par les fibres axonales de la substance blanche cérébrale. Une destruction des voies de communication entraînerait une altération des fonctions cognitives et l'apparition de signes cliniques. L'imagerie en tenseur de diffusion offre la possibilité de quantifier l'intégrité des réseaux de fibres de substance blanche et donc d'évaluer chez l'homme l'existence de disconnexion. Cette disconnexion ou la perte de l'intégrité des faisceaux de substance blanche se traduit par une baisse des index d'anisotropie (11). La schizophrénie suscite actuellement une recherche très active. L'imagerie conventionnelle des patients schizophrènes montre des anomalies morphologiques relativement discrètes, atteignant les lobes frontaux, temporaux, pariétaux et le complexe amygdalo-hippocampique (12). L'hypothèse d'une origine neurodéveloppementale de ces anomalies, avec contribution de facteurs environnementaux nécessaires à l'apparition des symptômes cliniques, est proposée. Le fait que plusieurs régions du cerveau soient le siège d'anomalies morphologiques, tant en anatomopathologie qu'en imagerie, a conduit à l'étude des voies de communication entre les aires corticales. L'existence d'anomalies de la substance blanche repose également sur des données spectroscopiques et génétiques. Plusieurs études en tenseur de diffusion rapportent des anomalies en tenseur de diffusion dans la substance blanche préfrontale et le lobe temporal (13). Une augmentation de la diffusivité et une baisse de l'anisotropie sont également rapportées dans le splénium du corps calleux, le cingulum et l'hippocampe. C'est actuellement les voies de connexions fronto-temporales, en particulier à gauche, qui suscitent le plus d'attention chez les sujets schizophrènes (14). En effet, certaines anomalies en tenseur de diffusion sont corrélées aux symptômes négatifs

(15) ou aux troubles du langage observés chez les patients schizophrènes. Ces atteintes microstructurelles pourraient contribuer à la physiopathologie de la schizophrénie.

### 4. Ischémie cérébrale

Si l'imagerie de diffusion a révolutionné l'imagerie des accidents ischémiques au stade aigu, la place de l'imagerie en tenseur de diffusion pour l'évaluation des lésions ischémiques reste à définir (16). Son principal intérêt pourrait être celui de la prédiction de la récupération fonctionnelle (17). La tractographie de fibre est utilisée pour localiser, par exemple, le faisceau cortico-spinal, par rapport à une lésion ischémique (fig. 7). Il est ainsi possible de savoir si ce faisceau est refoulé par l'œdème périlésionnel ou plutôt détruit par la lésion, ce qui serait associé à un moins bon pronostic.

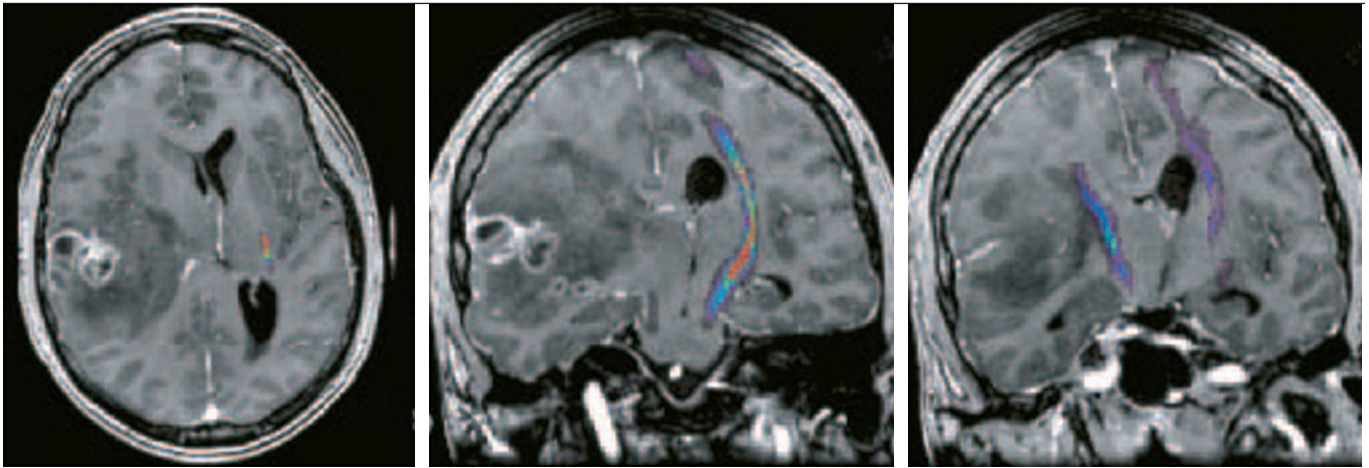
Au décours d'un accident ischémique, la baisse de l'anisotropie le long des faisceaux de fibres des circuits endommagés (dégénérescence wallérienne) pourrait avoir une valeur pronostique de la récupération fonctionnelle (18). Ainsi, plusieurs auteurs se sont intéressés à la dégénérescence wallérienne du tractus cortico-spinal au décours de lésions ischémiques chez les patients hémiplegiques. Dans les 15 premiers jours après un AVC, la détection d'anomalies en tenseur de diffusion le long du faisceau cortico-spinal, non visibles en séquence conventionnelle, suggère une dégénérescence wallérienne précoce. Celle-ci serait corrélée à une mauvaise récupération fonctionnelle à long terme (19). L'imagerie en tenseur de diffusion améliore également l'analyse des lésions anoxo-ischémiques chez le nouveau-né. Enfin, cet outil pourrait aider à comprendre les altérations de la connectivité dans le cadre de la plasticité cérébrale post AVC.

### 5. Leucoaraïose

Le terme leucoaraïose (leuco = blanc, araïose = raréfaction) désigne les anomalies non spécifiques de la substance blanche périventriculaire, visibles sur les examens scanographiques ou IRM. Une augmentation de la diffusivité et une baisse de l'anisotropie ont été observées au sein des plages d'hypersignal chez des sujets ayant des antécédents d'accident ischémique lacunaire, ou une démence sous-corticale d'origine vasculaire, par rapport à des populations de sujets « sains ». La maladie de CADASIL (cerebral autosomic dominant arteriopathy with subcortical infarcts and leucoencephalopathy) est une maladie héréditaire de la paroi des petites artères qui se manifeste par des épisodes ischémiques dans les régions sous-corticales et une démence progressive. Comme dans les lésions de leucoaraïose, on observe une augmentation de la diffusivité et inversement, une baisse des index d'anisotropie au sein des plages d'hypersignal sur les séquences pondérées en T2. Ces variations sont corrélées à la sévérité clinique de la maladie, et aux performances cognitives des patients. Une augmentation de la diffusivité et une baisse d'anisotropie sont également présentes, mais à un degré moindre, dans la substance blanche apparemment saine, par rapport à un groupe témoin.

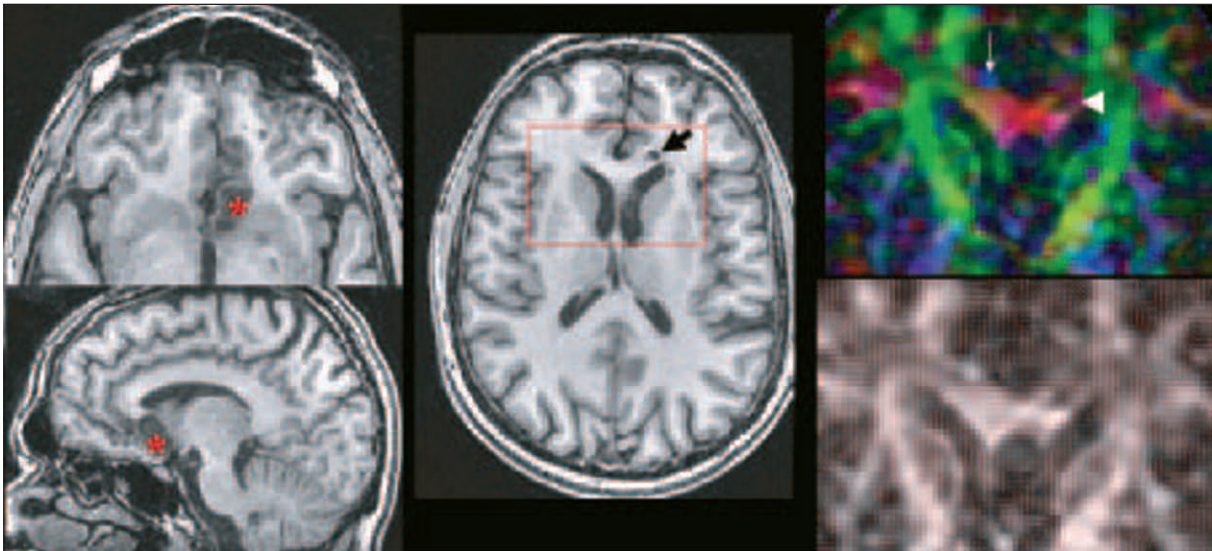
### 6. Pathologie inflammatoire

La sclérose en plaques est une pathologie inflammatoire qui atteint principalement la substance blanche. Elle se caractérise par une évolution par à-coups, alternant épisodes aigus et rémissions. Toutes les études ont montré une élévation de la diffusivité moyenne (jusqu'à 250 %), au sein des lésions visibles, sur les séquences



a|b|c

**Fig. 8 :** Tumeur gliale et faisceau cortico-spinal. Tumeur gliale infiltrante de haut grade fronto-temporale droite s'étendant vers le bras postérieur de la capsule interne droite. Le faisceau cortico-spinal controlatéral est déplacé, mais conserve une anisotropie élevée (couleurs chaudes). Le faisceau corticospinal droit, repéré grâce aux données en tenseur de diffusion, se situe au contact de la lésion avec des valeurs d'anisotropie diminuées (couleurs froides), témoignant de son envahissement par le processus tumoral.



**Fig. 9 :** Épilepsie pharmaco résistante. Tumeur bénigne kystique (tumeur dysembryoplasique neuroépithéliale) fronto orbitaire gauche (\*), s'étendant vers le corps calleux (flèche noire). L'atteinte du corps calleux se traduit sur les cartes d'anisotropie (à droite) par une baisse de l'anisotropie (tête de flèche blanche). À noter la non visualisation du cingulum gauche, normalement visible à droite (flèche blanche fine), en avant du genou du corps calleux (orientation supéro inférieure = bleu). L'absence de visualisation du cingulum à gauche, participant au circuit de la mémoire, s'explique probablement par une dégénérescence des fibres cingulaires, du fait de la lésion orbito-frontale. En bas à droite, représentation vectorielle de la direction principale des fibres en chaque voxel.

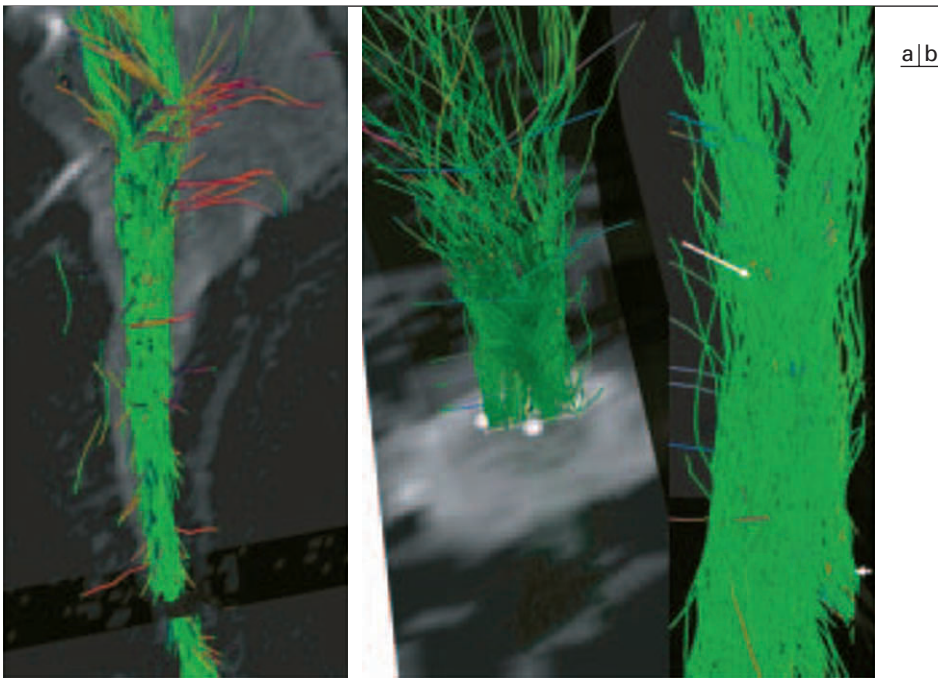
pondérées en T2. L'élévation de la diffusivité semble corrélée à la sévérité de l'atteinte axonale (lésion en hypersignal T1), l'évolution de la maladie et la sévérité de l'atteinte neurologique. Une réduction de l'anisotropie est également observée dans les lésions démyélinisantes. La perte de l'organisation tissulaire pourrait résulter de la destruction des fibres axonales et/ou de leur remplacement par des cellules moins alignées dans l'espace, telles que les cellules gliales. Une élévation modérée de la diffusivité moyenne et une baisse de l'anisotropie ont été rapportée au sein de la substance blanche apparemment saine, mais aussi au niveau du cortex (20, 21). Ceci pourrait traduire des phénomènes de dégénérescence wallérienne proximales ou distales par rapport aux lésions visibles. Ces travaux constituent un axe de recherche important, même si les anomalies décrites ne font pas aujourd'hui

partie des critères radiologiques retenus pour le diagnostic de sclérose en plaques.

## 7. Pathologie tumorale

Les études de la pathologie tumorale en tenseur de diffusion se sont principalement intéressées aux problèmes suivants : détermination de l'étendue de l'infiltration tumorale, et repérage pré-chirurgical du faisceau corticospinal pour les tumeurs situées à proximité des voies motrices. Qu'il s'agisse de lésions métastatiques ou de tumeurs gliales de haut grade, la région péri-tumorale, qui présente des anomalies de signal en séquences conventionnelles, est le siège d'une augmentation de la diffusivité (augmentation de l'espace extracellulaire) et d'une baisse de l'anisotropie.





**Fig. 10 :** Tractographie de la moelle cervicale chez un volontaire. Vue sagittale (gauche) montrant les faisceaux lemniscaux (en vert). Sur l'image centrale, une projection oblique montre les mêmes faisceaux superposés à l'image b0 du tenseur de diffusion. Une vue agrandie (droite) montre la décussation de ces faisceaux (flèche).

L'augmentation de la diffusivité serait plus importante pour les lésions métastatiques que les tumeurs gliales infiltrantes, alors que la baisse d'anisotropie paraît semblable (22). Il serait également possible de détecter l'infiltration tumorale, dite occulte, c'est-à-dire non visible en séquence conventionnelle dans les lésions gliales de haut grade. Cette étude conduite sur une IRM à 3 Tesla a montré une réduction significative des index d'anisotropie chez plus de la moitié des gliomes de haut grade, avec, dans certains cas, des anomalies controlatérales. À l'opposé, pour les gliomes de bas grade et les métastases, les anomalies en tenseur de diffusion existaient uniquement au sein des plages d'hypersignal en séquence pondérée en T2 et n'étaient pas observées à distance (23). D'autres travaux étudient l'apport du tenseur de diffusion pour apprécier l'envahissement tumoral des faisceaux de substance blanche. La quantification des index de diffusion (FA et diffusivité) permet de préciser l'atteinte des faisceaux, à l'étage supratentorial pour le corps calleux (24) ou le faisceau corticospinal, mais aussi dans le tronc cérébral (25). Un envahissement se traduit par une baisse de l'anisotropie et une augmentation de la diffusivité alors que ces index ne seraient pas perturbés en cas de simple refoulement.

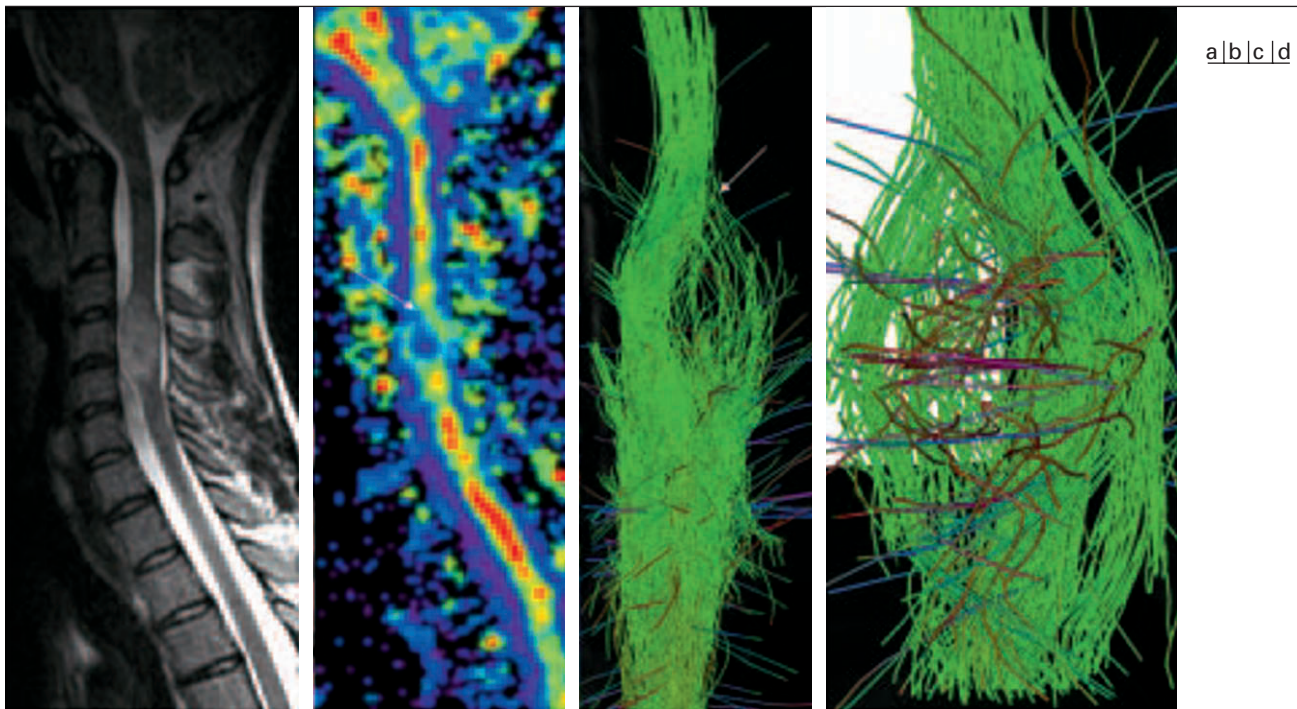
Le repérage du faisceau corticospinal lors du bilan préchirurgical des tumeurs a fait l'objet de nombreux travaux. Le faisceau corticospinal peut-être visualisé grâce à la tractographie des fibres de substance blanche (26). Les faisceaux de fibres peuvent être comprimés par la tumeur, refoulés par l'œdème péri-tumoral ou envahis (*fig. 8*) et l'on apprécie alors leurs rapports avec le foyer tumoral. La visualisation directe du tractus corticospinal sur l'ensemble de son trajet devrait permettre de mieux respecter la fonction motrice, tout en effectuant la résection la plus complète possible. Récemment, des auteurs ont montré la possibilité d'intégrer la visualisation 3D du faisceau corticospinal lors d'une IRM peropératoire et d'utiliser cette imagerie pour suivre le geste

opératoire et s'assurer du respect du faisceau tout au long de l'intervention chirurgicale (27).

## 8. Épilepsie pharmacorésistante

L'IRM est aujourd'hui un élément clef du bilan préchirurgical des épilepsies pharmacorésistantes. Son objectif est de rechercher une lésion encéphalique susceptible d'être à l'origine des crises. Plusieurs études se sont intéressées à l'apport du tenseur de diffusion chez ces patients souffrant d'épilepsie pharmaco-résistante, pour lesquels les séquences conventionnelles montraient une lésion encéphalique (épilepsie dite « lésionnelle ») ; ces études ont montré une augmentation de la diffusivité et une baisse de l'anisotropie dans la lésion, ainsi que dans la substance blanche péri-lésionnelle, apparemment saine sur les séquences conventionnelles. L'existence de modifications d'anisotropie à distance de la lésion visible en séquences conventionnelles (*fig. 9*) soulève la question de l'étendue de la lésion et donc de la résection chirurgicale. Des études de corrélation entre les données du tenseur de diffusion, des données électriques et de l'imagerie métabolique sont nécessaires pour préciser le rôle de l'imagerie en tenseur de diffusion dans le bilan préchirurgical des épilepsies pharmacorésistantes dites « lésionnelles ». L'autre question importante est l'apport de l'imagerie en tenseur de diffusion pour les épilepsies dites cryptogéniques, c'est-à-dire sans lésions visibles en IRM conventionnelles. En effet, Rugg-Gunn *et al.* (28) ont retrouvé des modifications en tenseur de diffusion chez 7 des 30 patients souffrant d'épilepsie « cryptogénique », avec corrélation aux anomalies électriques. Le tenseur de diffusion pourrait donc permettre de localiser le point de départ des crises chez les patients porteurs d'épilepsie jusqu'alors étiquetée « cryptogénique », et ainsi contribuer à la localisation du foyer épileptogène.





**Fig. 11 : Astrocytome de la moelle cervicale.**

- a** Coupe sagittale médiane montrant une lésion expansive hyperintense en T2, en C2-C4.  
**b** Image paramétrique montrant une chute de l'anisotropie (en bleu, flèche) focale dans la zone lésionnelle.  
**c-d** Tractographie montrant des fibres déformées et refoulées.

## Étude de la moelle épinière

L'imagerie de tenseur de diffusion peut être réalisée sur la moelle, améliorant potentiellement la sensibilité diagnostique et pronostique, pour peu que l'on fasse quelques adaptations.

### 1. Particularités techniques

Cette séquence peut être réalisée sur des appareils d'IRM 1,5 T ou plus, possédant des systèmes d'imagerie parallèle. Tout d'abord, il est nécessaire d'utiliser une valeur de  $b$  inférieure à celle utilisée classiquement dans le cerveau ( $b = 1\ 000\ \text{s/mm}^2$ ), car l'atténuation du signal est trop importante. Les valeurs de  $b$  à utiliser varient de 400 à 900 (29). Ensuite, le nombre et le schéma des gradients à utiliser doit tenir compte de l'orientation cranio-caudale préférentielle de la moelle. Plus on a de directions de gradients, et meilleur sera l'échantillonnage du tenseur de diffusion. Vingt-cinq directions de gradients semblent être un bon compromis entre temps d'acquisition et qualité d'échantillonnage, avec un temps d'acquisition d'environ 3 minutes. Enfin, la moelle est un organe plus mobile que le cerveau, puisqu'elle est déplacée lors des cycles cardiaques par les mouvements du LCS. Cela n'est pas très gênant au niveau de la moelle cervicale, mais peut s'avérer problématique au niveau dorsal, où viennent s'ajouter des artefacts dus aux battements cardiaques. À ce niveau, il est nécessaire d'effectuer une synchronisation cardiaque de l'acquisition, et éventuellement de recalcr les images acquises après l'acquisition afin de corriger les artefacts de mouvements.

Pour effectuer une tractographie des fibres de la moelle dans des conditions optimales, il faut pouvoir détecter l'ensemble des faisceaux de fibres du volume exploré. Les meilleurs résultats sont obtenus par l'utilisation d'algorithmes permettant de rechercher

toutes les fibres connectées dans tout le volume d'exploration. À l'heure actuelle, on peut bien visualiser les moyens et gros faisceaux de la moelle : faisceaux corticospinaux postéro-latéraux et antérieurs, faisceaux cordonaux postérieurs, faisceaux spinothalamiques (fig. 10). Des faisceaux plus petits sont visibles mais pour l'instant assez peu identifiables. Cette limitation devrait pouvoir être dépassée en utilisant des IRM à plus haut champ.

### 2. Applications cliniques

De nombreuses applications ont été ou sont en cours de réalisation. Ainsi, le tenseur de diffusion est utilisé dans les myélopathies cervicarthrosiques (30), les compressions médullaires (31), les pathologies inflammatoires (32) et tumorales (33).

Dans les compressions médullaires, l'IRM en tenseur de diffusion permet de visualiser les zones de souffrance maximale de la moelle, la tractographie servant à repérer la zone où les fibres sont les plus comprimées ou déformées. La mesure de la FA en zone lésionnelle permettrait d'avoir une idée de la récupération du déficit engendré par la compression après que celle-ci soit levée chirurgicalement. Lorsque les valeurs sont supérieures à 0,6, il peut y avoir une récupération ; lorsqu'elles sont inférieures à 0,4, il n'y aura pas de récupération ; entre les deux, on ne peut savoir précisément (pour mémoire les valeurs normales sont égales à  $0,74 \pm 0,04$ ).

Dans les pathologies inflammatoires (32), l'IRM en tenseur de diffusion permet de visualiser une zone lésionnelle invisible sur l'IRM conventionnelle pondérée en T2. La sensibilité de cette séquence a été évaluée à environ 70 % (contre 40 % pour les séquences STIR) dans la détection de lésions de sclérose en plaques. Alors que l'IRM conventionnelle T2 ne visualise qu'une zone lésionnelle (plaque), l'IRM en tenseur de diffusion, par le calcul de

**Points à retenir**

- L'imagerie de diffusion est la seule technique permettant de visualiser indirectement les fibres de substance blanche in vivo
- Elle permet de quantifier l'organisation microstructurale de la substance blanche
- Elle ne nécessite pas la coopération des sujets et est faisable sur un appareil 1,5 T
- Elle peut être utilisée pour l'imagerie du cordon médullaire
- Elle participe au bilan pré chirurgical de la pathologie tumorale cérébrale (localisation du faisceau corticospinal et distinction entre compression et envahissement)
- Elle permet de visualiser des anomalies de la substance blanche non visibles en séquence conventionnelle (SEP, épilepsie, démence,...)
- Combinée à l'imagerie d'activation, elle permet des progrès considérables en neurosciences cognitives.

la FA et les cartes paramétriques, détecte de nombreux sites où les valeurs de FA sont abaissées et/ou élevées. Dans la sclérose en plaques, la plaque a une FA abaissée et la moelle sus et sous-jacente une FA élevée. Cette disposition des lésions serait spécifique à la sclérose en plaques.

Enfin, en pathologie tumorale (33), le tenseur de diffusion et surtout la tractographie permettent d'identifier le type tumoral envahissant la moelle, grâce à des critères sémiologiques précis (astrocytome avec fibres refoulées et déformées (fig. 11) ; épépendymome avec fibres partiellement détruites ; métastases/hémangioblastomes avec fibres partiellement sectionnées...), et permettent au neurochirurgien d'apprécier les faisceaux de fibres envahis ou non, afin de réaliser un véritable planning neurochirurgical de la zone de résection : le but est de ne pas sectionner les fibres intactes.

**Conclusion**

L'imagerie en tenseur de diffusion permet de détecter et de quantifier des anomalies de la substance blanche, non visibles en imagerie conventionnelle, dans des pathologies variées du névaxe. Elle est, à ce jour, le seul moyen de visualiser les faisceaux de fibres in vivo, grâce à la tractographie des fibres de substance blanche, dans l'encéphale, mais aussi dans la moelle. L'une de ses applications est la visualisation des connexions anatomiques entre les différentes régions du cerveau à l'échelle individuelle. L'étude des voies de connexions est cruciale pour interpréter les résultats de l'imagerie fonctionnelle et pour identifier les réseaux entre les régions activées lors d'épreuves cognitives. L'analyse combinée des données de l'imagerie en tenseur de diffusion et de l'imagerie d'activation devrait permettre des progrès considérables dans l'étude des fonctions cérébrales.

**Références**

1. Leuthardt EC, Wippold FJ, Oswood MC, Rich KM. Diffusion-weighted MR imaging in the preoperative assessment of brain abscesses. *Surg Neurol* 2002;58:395-402.
2. Stadnik TW, Chaskis C, Michotte A et al. Diffusion-weighted MR imaging of intracerebral masses: comparison with conventional MR imaging and histologic findings. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001;22:969-76.
3. Huisman TA. Diffusion-weighted imaging: basic concepts and application in cerebral stroke and head trauma. *Eur Radiol* 2003;13:2283-97.
4. Habas C. Basic principles of diffusion tensor MR tractography. *J Radiol* 2004;85:281-6.
5. Mori S, van Zijl PC. Fiber tracking: principles and strategies — a technical review. *NMR Biomed* 2002;15:468-80.
6. Le Bihan D, Mangin JF, Poupon C et al. Diffusion tensor imaging: concepts and applications. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:534-46.
7. Ashburner J, Friston KJ. Why voxel-based morphometry should be used. *Neuroimage* 2001;14:1238-43.
8. Hermoye L, Saint-Martin C, Cosnard G et al. Pediatric diffusion tensor imaging: normal database and observation of the white matter maturation in early childhood. *Neuroimage* 2006;29:493-504.
9. Salat DH, Tuch DS, Hevelone ND et al. Age-related changes in prefrontal white matter measured by diffusion tensor imaging. *Ann N Y Acad Sci* 2005;1064:37-49.
10. Naggara O, Oppenheim C, Rieu D et al. Diffusion tensor imaging in early Alzheimer's disease. *Psychiatry Res* 2006;146:243-9.
11. Sullivan EV, Pfefferbaum A. Diffusion tensor imaging in normal aging and neuropsychiatric disorders. *Eur J Radiol* 2003;45:244-55.
12. Shenton ME, Dickey CC, Frumin M, McCarley RW. A review of MRI findings in schizophrenia. *Schizophr Res* 2001;49:1-52.
13. Rose SE, Chalk JB, Janke AL et al. Evidence of altered prefrontal-thalamic circuitry in schizophrenia: An optimized diffusion MRI study. *Neuroimage* 2006;32:16-22.
14. Burns J, Job D, Bastin ME et al. Structural disconnectivity in schizophrenia: a diffusion tensor magnetic resonance imaging study. *Br J Psychiatry* 2003;182:439-43.
15. Shin YW, Kwon JS, Ha TH et al. Increased water diffusivity in the frontal and temporal cortices of schizophrenic patients. *Neuroimage* 2006;30:1285-91.
16. Rodrigo S, Oppenheim C, Touze E et al. Cerebral arterial infarction and diffusion tensor imaging. *J Neuroradiol* 2006;33:51-6.
17. Mukherjee P. Diffusion tensor imaging and fiber tractography in acute stroke. *Neuroimaging Clin N Am* 2005;15:655-65.
18. Oppenheim C, Touze E, Poupon C, Mas J, Meder J. IRM en tenseur de diffusion de la dégénérescence Wallérienne, à propos d'une observation. *Rev Neurol (Paris)* 2003;159:670-2.
19. Thomalla G, Glauche V, Koch MA et al. Diffusion tensor imaging detects early Wallerian degeneration of the pyramidal tract after ischemic stroke. *Neuroimage* 2004;22:1767-74.
20. Cassol E, Ranjeva JP, Ibarrola D et al. Diffusion tensor imaging in multiple sclerosis: a tool for monitoring changes in normal-appearing white matter. *Mult Scler* 2004;10:188-96.
21. Vrenken H, Pouwels PJ, Geurts JJ et al. Altered diffusion tensor in multiple sclerosis normal-appearing brain tissue: cortical diffusion changes seem related to clinical deterioration. *J Magn Reson Imaging* 2006;23:628-36.
22. Lu S, Ahn D, Johnson G, Cha S. Peritumoral diffusion tensor imaging of high-grade gliomas and metastatic brain tumors. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003;24:937-41.
23. Price SJ, Burnet NG, Donovan T et al. Diffusion tensor imaging of brain tumours at 3T: a potential tool for assessing white matter tract invasion? *Clin Radiol* 2003;58:455-62.
24. Stieltjes B, Schluter M, Diding B et al. Diffusion tensor imaging in primary brain tumors: reproducible quantitative analysis of corpus callosum infiltration and contralateral involvement using a probabilistic mixture model. *Neuroimage* 2006;31:531-42.
25. Helton KJ, Phillips NS, Khan RB et al. Diffusion tensor imaging of tract involvement in children with pontine tumors. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:786-93.
26. Kamada K, Todo T, Masutani Y et al. Combined use of tractography-integrated functional neuronavigation and direct fiber stimulation. *J Neurosurg* 2005;102:664-72.
27. Nimsky C, Ganslandt O, Hastreiter P et al. Preoperative and intraoperative diffusion tensor imaging-based fiber tracking in glioma surgery. *Neurosurgery* 2005;56:130-7; discussion 138.

28. Rugg-Gunn FJ, Eriksson SH, Symms MR, Barker GJ, Duncan JS. Diffusion tensor imaging of cryptogenic and acquired partial epilepsies. *Brain* 2001;124:627-36.
29. Lee JW, Kim JH, Kang HS et al. Optimization of acquisition parameters of diffusion-tensor magnetic resonance imaging in the spinal cord. *Invest Radiol* 2006;41:553-9.
30. Demir A, Ries M, Moonen CT et al. Diffusion-weighted MR imaging with apparent diffusion coefficient and apparent diffusion tensor maps in cervical spondylotic myelopathy. *Radiology* 2003;229:37-43.
31. Facon D, Ozanne A, Fillard P et al. MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in spinal cord compression. *AJNR Am J Neuroradiol* 2005;26:1587-94.
32. Renoux J, Facon D, Fillard P et al. MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in inflammatory diseases of the spinal cord. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:1947-51.
33. Ducreux D, Lepointre J, Fillard P et al. MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in 5 spinal cord astrocytomas. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:214-6.

### cas clinique

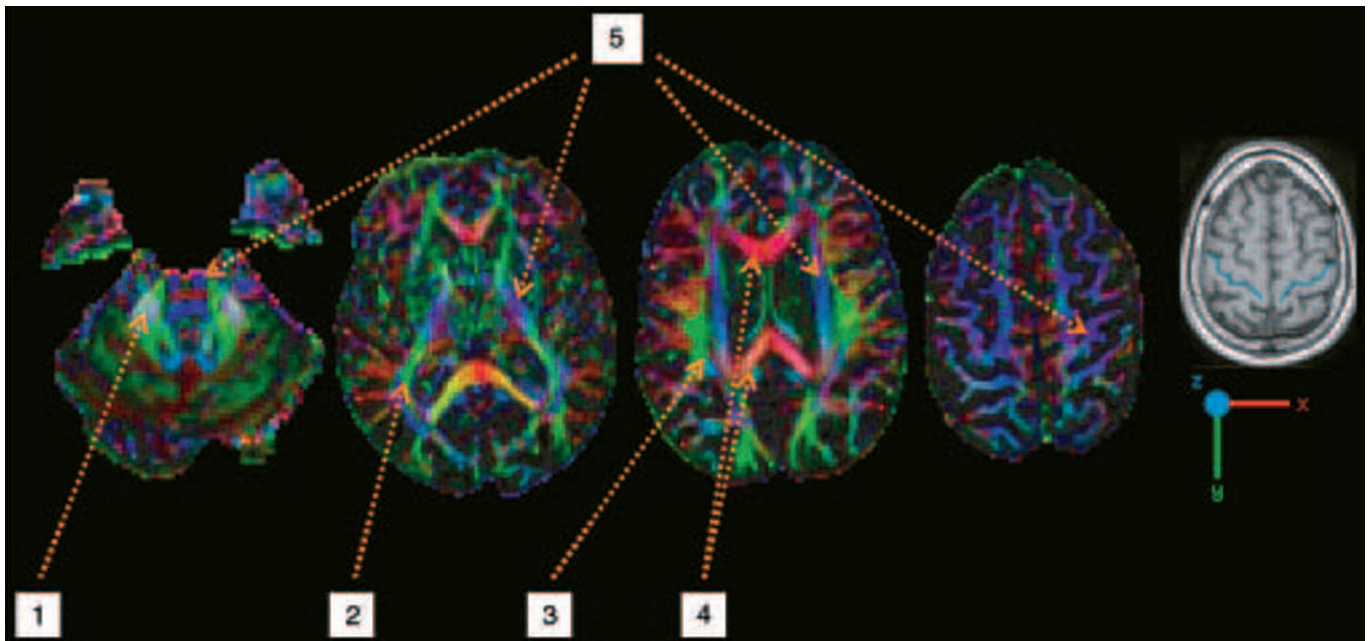
### Exercice anatomique

Séquence en tenseur de diffusion obtenu chez un sujet sain. Carte couleur de la direction principale des mouvements de diffusion indiquant la direction des faisceaux de substance blanche (bleu : direction supéro-inférieure, rouge : droite-gauche, vert : antéro-postérieure). Plus un pixel est brillant, plus l'anisotropie

est importante et donc plus les fibres qui le traversent sont organisées selon la direction indiquée par le codage couleur.

### Questions

1. Légendez les structures anatomiques de 1 à 4 (*fig. 1*).
2. À quel faisceau correspond le n° 5 ? Quel est son trajet ?



### Réponses

1.
  1. Pédoncule cérébelleux moyen
  2. Radiations optiques (vert : direction principale antéro-postérieure)
  3. Couronne rayonnante ou corona radiata.
  4. Corps calleux. En avant : genou ; en arrière : splénium. (rouge : direction droite-gauche des connexions interhémisphérique).
2.
  5. Faisceau corticospinal cheminant depuis le cortex moteur primaire (en avant du sillon central = en bleu sur la séquence anatomique), s'organise à la face médiale de la couronne rayonnante, puis dans le bras postérieur de la capsule interne et chemine à la partie antérieure du pont. Sa direction principale est supéro-inférieure, donc codée en bleu.