

UNIVERSITE DE NANTES

FACULTE DE MEDECINE

Année 2008

N°163

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

Médecine Physique et Réadaptation

Par

Bénédicte Reiss

Née le 4 Avril 1979, à Poitiers

Présentée et soutenue publiquement le 30 Octobre 2008

Analyse clinique et en IRM de tenseur de diffusion de patients blessés médullaires à plus de six mois post-traumatiques. Etude préliminaire.

Président : Madame le Professeur PERROUIN-VERBE

INTRODUCTION	11
MATERIEL ET METHODE	13
I- Population	14
II- Analyse radiologique	14
II-1 IRM T2	14
II-2 IRM de tenseur de diffusion	15
III- Analyse statistique	18
RESULTATS	19
I- Témoins	20
II- Patients	22
DISCUSSION	31
I- Analyse de la technique	32
I-1 Analyse de la méthode	32
I-1-1 Détermination de la ROI	32
I-1-2 Paramètres d'acquisition	33
I-2 Interprétation des résultats	34
I-2-1 La fraction d'anisotropie	34
I-2-2 La tractographie	37
I-3 Les artéfacts	38
II- Analyse des résultats	40
II-1 Témoins	40
II-2 Patients	41
II-3 Limites de notre étude	42

III- Apport de l'IRM de tenseur de diffusion dans les lésions médullaires	44
III-1 Lésions médullaires traumatiques	44
III-1-1 Phase initiale	44
III-1-1-1 Sensibilité diagnostique	44
III-1-1-2 Corrélation à la sévérité du traumatisme	46
III-1-1-3 Facteur pronostic de récupération ?	47
III-1-2 Au cours du suivi	49
III-1-2-1 Complications tertiaires	49
III-1-2-1-1 Syringomyélie	49
III-1-2-1-2 Myélopathies progressives non cystiques	50
III-1-2-2 Physiopathologie de la lésion médullaire	51
III-1-2-2-1 Analyse lésionnelle et sous-lésionnelle	51
III-1-2-2-2 Analyse sus-lésionnelle	53
III-1-2-2-3 Dégénérescence Wallérienne	55
III-1-3 Conséquences sur la prise en charge	57
III-1-3-1 Chirurgicale	57
III-1-3-2 Rééducative	59
III-2- Lésions médullaires non traumatiques	60
III-2-1 Pathologies tumorales	60
III-2-2 Pathologies inflammatoires	62
III-2-3 Pathologies vasculaires	64
CONCLUSION	66
BIBLIOGRAPHIE	68

INTRODUCTION

L'IRM de tenseur de diffusion, technique développée depuis les années 1990, a tout d'abord été appliquée aux pathologies cérébrales. Elle a permis, entre autres, d'apporter une meilleure connaissance du fonctionnement cérébral normal, des phénomènes pathologiques pour mieux les traiter, une aide au diagnostic de certaines maladies neurologiques et une visualisation probable des mécanismes de récupération après lésion cérébrale. Dans le cadre des traumatismes crânio-encéphaliques, elle permet d'entrevoir le pronostic évolutif et fonctionnel de ces patients : différencier une lésion de cisaillement axonal hémorragique (mauvais pronostic) ou d'une lésion oedémateuse (meilleur pronostic).

Ainsi, cette technique d'imagerie par résonance magnétique nucléaire est-elle porteuse d'avenir pour la Médecine Physique et Réadaptation. Son application pour l'analyse de la moelle épinière et la pathologie médullaire, dont les traumatismes vertébro-médullaires est récente.

Dans cette étude préliminaire, nous avons voulu évaluer sa faisabilité, pour l'analyse de moelle saine versus lésée, en déduire les apports qu'elle pourrait avoir chez les patients blessés médullaires et les implications éventuelles dans leur suivi : meilleure compréhension de la lésion médullaire, tant sur le plan physiopathologique, diagnostique ou thérapeutique.

MATERIEL ET METHODE

I- Population

Notre étude consiste en l'analyse clinique et radiologique de patients blessés médullaires à plus de 6 mois post-traumatiques. Parmi les données de l'examen clinique, nous avons relevé :

- Le niveau neurologique
- L'étendue du niveau lésionnel par l'analyse des réflexes
- Les scores ASIA moteurs et sensitifs d'après la nomenclature internationale (1)
- La classification selon l'échelle de déficience ASIA
- L'existence ou non de spasticité
- Le délai entre le traumatisme initial et l'analyse clinique et radiologique.

Nous avons comparé l'analyse des patients à un groupe témoin, sans aucune atteinte neurologique.

II- Analyse radiologique

Notre étude consiste en une analyse en IRM T2 et en IRM de tenseur de diffusion et tracking de fibres de la moelle lésionnelle, sus lésionnelle et sous lésionnelle. Pour les 2 séquences, la puissance de l'IRM est identique, soit 1,5 Tesla.

II-1 IRM T2

L'étude débute par l'acquisition d'images en coupes sagittales, séquence T2 en Turbo Spin Echo.

Lors de cette séquence de repérage, nous étudions la localisation d'un hypersignal post-traumatique et son extension, l'existence ou non d'anomalies en aval ou en amont de la

zone lésionnelle et leur extension. L'hypersignal peut être l'expression d'une myélomalacie, d'un kyste lésionnel, ou d'une syringomyélie post-traumatique.

Selon Wang (2): la myélomalacie se définit comme une lésion intra-médullaire dont le signal est d'intensité intermédiaire entre le liquide cérébro-spinal et la moelle saine (diminué en T1, augmenté en T2) aux contours mal définis. Le kyste lésionnel et la syringomyélie sont des lésions intra-médullaires dont le signal est identique au liquide cérébro-spinal : hyposignal T1, hypersignal T2 et dont les contours sont bien définis, contrairement à la myélomalacie. Le kyste lésionnel est de forme arrondie ou ovalaire et localisé au niveau du site traumatique. En revanche, la syringomyélie a une extension supérieure ou égale à deux niveaux vertébraux.

II-2 IRM de tenseur de diffusion

II-2-1 Définitions (3-4-5-6-7)

La séquence de tenseur de diffusion (DTI ou diffusion tensor imaging) est une technique particulière de l'IRM. Elle permet l'évaluation des mouvements microscopiques de l'eau autour des fibres de la substance blanche, à partir de l'analyse multidirectionnelle de la diffusivité de l'eau dans l'espace extra-cellulaire (8). La valeur de b est l'intensité u champ magnétique.

Diffusion isotrope et anisotrope

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. Les faisceaux de la substance blanche se composent d'un ensemble d'axones qui cheminent de manière compacte et cohérente de leur origine vers leur cible. La substance blanche est un milieu fortement anisotrope, principalement en raison des fibres nerveuses myélinisées qui la composent : les molécules d'eau extra-cellulaire se déplacent dans un sens prédominant, principalement le long des fibres nerveuses. En revanche, le liquide cérébro-spinal (LCS) est un milieu isotrope : les molécules d'eau ne suivent pas une direction

préférentielle au sein du LCS, elles ont une diffusion homogène dans toutes les directions de l'espace.

IRM de tenseur de diffusion

Principes

Dans le système nerveux central (SNC), il existe un axe prépondérant d'orientation des fibres nerveuses. L'IRM de tenseur de diffusion du SNC repose sur cette propriété et sur le principe selon lequel les déplacements aléatoires des molécules d'eau sont contraints par l'organisation des tissus (propriété vectorielle des molécules d'eau).

Les molécules d'eau vont circuler plus facilement dans le sens longitudinal des fibres que dans le sens transversal.

Le tenseur de diffusion et fraction d'anisotropie

Le tenseur de diffusion est un objet mathématique qui décrit les propriétés de diffusion d'un volume. Il permet de déterminer l'amplitude mais aussi la direction des mouvements de diffusion, et d'en déduire une information sur la direction des faisceaux de substance blanche.

Il est possible, grâce au tenseur de diffusion, de mesurer le degré d'anisotropie des tissus, reflet de leur organisation microstructurale. Dans un milieu anisotrope, comme la substance blanche, le tenseur de diffusion est déterminé en appliquant des gradients de diffusion dans 6 directions au minimum. L'échantillonnage du signal dans un plus grand nombre de directions permet une mesure plus précise des mouvements de diffusion dans l'espace, c'est à dire un calcul plus précis du tenseur de diffusion. Le calcul du tenseur permet de déterminer la diffusivité moyenne qui quantifie l'amplitude moyenne des mouvements de diffusion.

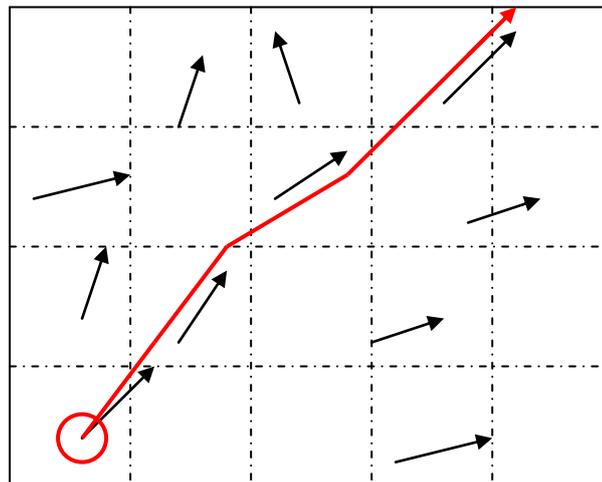
Nombre d'indices d'anisotropie peuvent être calculés à partir des valeurs brutes associées au tenseur de diffusion. Le plus utilisé aujourd'hui est la fraction d'anisotropie ou FA. Un indice d'anisotropie caractérise le manque d'uniformité du phénomène de diffusion dans les différentes directions de l'espace. Une anisotropie égale à 1 signifie que le tissu a une structure à orientation unique. La fraction d'anisotropie dans la substance blanche dépend du nombre de fibres, de leur diamètre, de leur structure interne, de leur degré de myélinisation, de leur degré de parallélisme. En revanche une anisotropie égale à 0 correspond à un manque total d'orientation (tissu isotrope tel que le liquide cérébro-spinal).

L'IRM en tenseur de diffusion 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.

La tractographie de fibres

Le tracking de fibres, à partir d'un algorithme spécifique utilisant la FA, permet la visualisation de l'organisation anatomique de la substance blanche. Nous pouvons ainsi visualiser directement l'effet d'un processus (œdème, tumeur) sur les faisceaux: compression, refoulement, voire rupture.

Le développement d'outils informatiques (logiciels et algorithmes) permet désormais de faire du tracking de fibres. Il s'agit d'une reconstruction tridimensionnelle des faisceaux de la substance blanche. Cette technique est basée sur l'étude des vecteurs de diffusion de l'eau en chaque point de l'espace, que l'on va relier les uns aux autres de façon arbitraire pour visualiser les fibres situées dans la substance blanche. En réalité, on ne visualise pas directement les fibres mais les colonnes d'eau qui s'écoulent le long de leur axe. Cette reconstruction ou tracking de fibres est donc une visualisation indirecte des fibres de la substance blanche : on observe l'eau qui s'écoule le long des fibres, pas les fibres elles-mêmes.



*Schéma de l'algorithme de tracking de fibres, permettant de relier des vecteurs dont la direction est homologue
(d'après Ducreux)*

II-2-2 Mesures et analyse

En IRM de tenseur de diffusion, nous analyserons le facteur d'anisotropie de la moelle sur 30 coupes axiales, réalisées à un intervalle de 3 mm. Le temps de répétition (TR) est à 4600 ms, le temps d'écho (TE) est à 85 ms, la valeur de b est de 500 secondes / mm². L'acquisition est réalisée en appliquant les gradients de diffusion dans 30 directions différentes. Les coupes axiales sont théoriquement réalisées au niveau lésionnel, sus lésionnel et sous-lésionnel.

Dans le groupe témoin, nous avons mesuré le facteur d'anisotropie à différent étages : cervical haut, thoracique haut. Dans le groupe patient, le facteur d'anisotropie est mesuré au niveau lésionnel, en amont et en aval. Le niveau lésionnel est défini radiologiquement par l'hypersignal post-traumatique sur les séquences sagittales T2 (séquences de repérage),

La mesure s'effectue en déterminant manuellement une région d'intérêt (ROI). La ROI moyenne est de 45 mm². Cette mesure exclue le liquide céphalo-rachidien, pouvant perturber le calcul du facteur d'anisotropie. Elle s'effectue sur trente coupes axiales.

III Analyse statistique

Nous avons comparé les résultats de la mesure du facteur d'anisotropie chez les témoins afin d'établir s'il existe une différence significative.

Chez les patients, nous avons comparé les résultats du facteurs d'anisotropie par rapport à la normale, et par rapport aux données de l'IRM T2, afin d'établir s'il existe une différence entre les données de l'IRM T2 et de celle du tenseur de diffusion. Nous avons utilisé le test de Student, avec un intervalle de confiance à 95%.

RESULTATS

I- 1 Témoins

Nous avons analysé la fraction d'anisotropie dans un groupe témoin, constitué de 5 personnes (deux femmes et trois hommes). La moyenne d'âge est de 36,2 ans.

Ils ne présentent aucune déficience neurologique, ni antécédent de chirurgie ou de traumatisme rachidiens.

L'imagerie médullaire en IRM T2 ne révèle aucune anomalie de signal, à type d'hypersignaux.

La moelle cervicale et thoracique haute (jusqu'en T3) des témoins a pu être analysée en IRM de tenseur de diffusion. Pour trois témoins, la fraction d'anisotropie de la moelle n'a été mesurée que sur 20 des 30 coupes axiales. Les artéfacts, notamment le rapport signal-bruit élevé, rendaient les coupes ininterprétables.

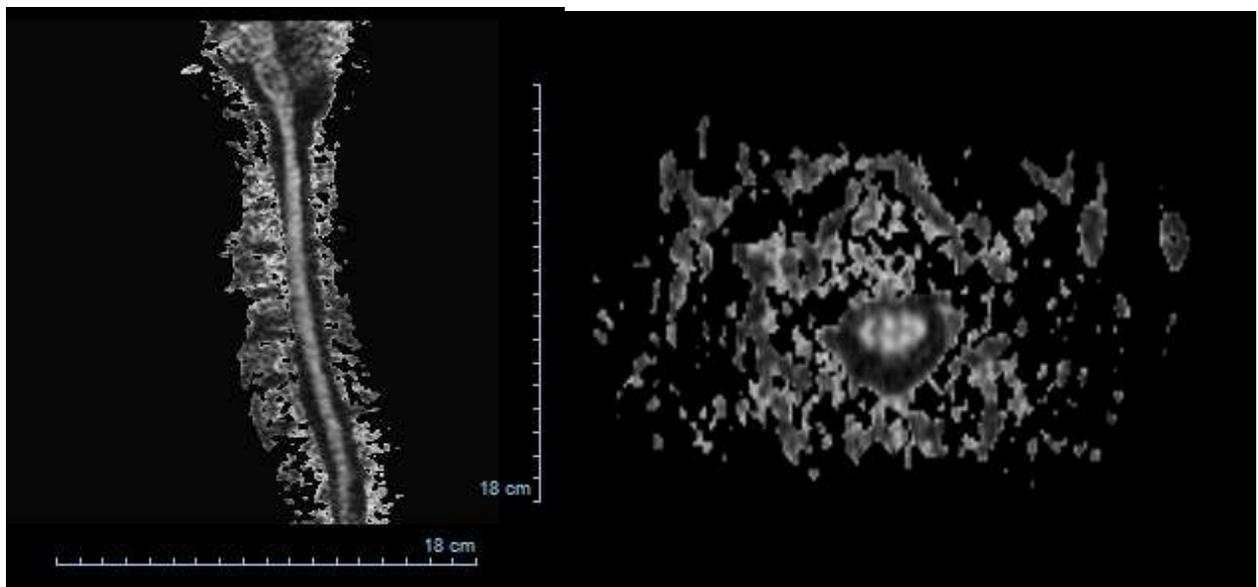
La valeur moyenne de la fraction d'anisotropie est de 0,502 +/- 0,07.

Il n'existe aucune différence significative de la valeur de la fraction d'anisotropie au sein du groupe témoin. Nous ne retrouvons pas de différence statistiquement significative de la FA entre la moelle cervicale haute et la moelle cervicale basse.

TEMOINS				
1	2	3	4	5
0,554	0,502	0,543	0,501	0,509
0,517	0,49	0,49	0,534	0,53
0,542	0,503	0,5	0,496	0,51
0,498	0,493	0,509	0,522	0,509
0,551	0,551	0,56	0,497	0,523
0,521	0,495	0,48	0,501	0,547
0,512	0,495	0,519	0,543	0,501
0,544	0,499	0,49	0,513	0,529
0,491	0,495	0,498	0,495	0,495
0,514	0,47	0,423	0,492	0,501
0,484	0,47	0,503	0,526	0,534
0,519	0,5	0,486	0,47	0,504
0,451	0,505	0,506	0,455	0,493
0,54	0,495	0,545	0,452	0,491
0,464	0,455	0,52	0,505	0,51
0,49	0,495	0,506	0,451	0,532

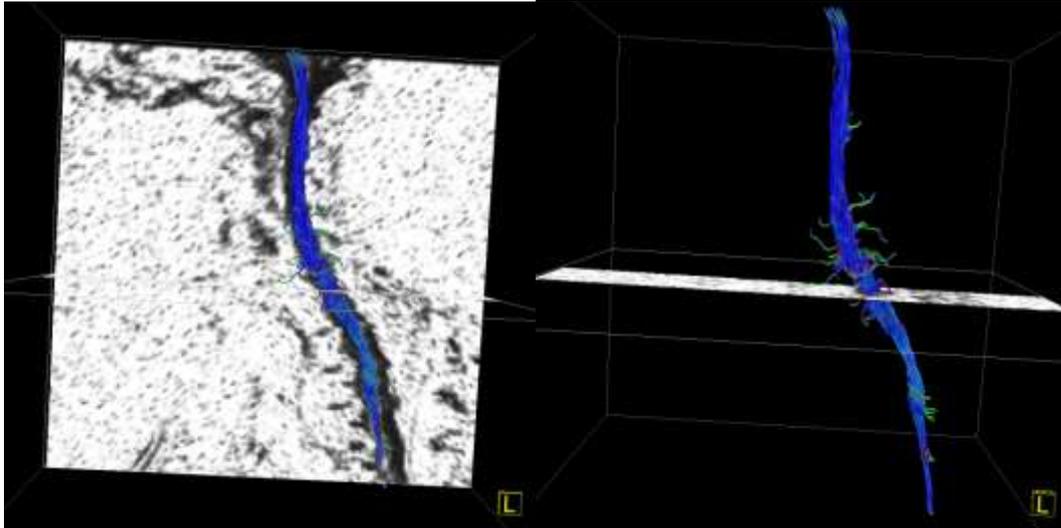
0,48	0,501	0,5	0,49	0,526
0,49	0,5	0,49	0,486	0,5
0,5	0,499	0,528	0,496	0,493
0,49	0,5	0,484	0,491	0,493
0,5076	0,49565	0,504	0,4958	0,5115

	Moyenne	Maximale	Minimale	Valeur de p
FA globale	0,502	0,550	0,486	0,86
FA cervical haut	0,505	0,554	0,491	0,67
FA cervical bas	0,498	0,545	0,480	0,36



Coupe sagittale cervico-thoracique en tenseur de diffusion

Coupe axiale cervicale en tenseur de diffusion : distinction substance grise/blanche.



*Reconstruction tridimensionnelle en tractographie :
distinction des tracti intra-médullaire*

I-2 Patients

Quatre patients ont pu être analysés :

- Analyse clinique
- Analyse morphologique en IRM sagittale T2 pan-médullaire
- Analyse en IRM de tenseur de diffusion en coupes axiales

Patient 1 : Monsieur M, 30 ans

Tétraplégie post-traumatique, dans les suites d'une chute de cheval en 2005.

Son bilan lésionnel initial retrouvait une Burst fracture de C5. traitée dans un délai inférieur à 6 heures par: une corporectomie C5, arthrodèse par greffon iliaque et ostéosynthèse par plaques vissées antérieures étendue de C4 à C6. Son évolution s'est compliquée d'une myélopathie post-traumatique non kystique sus-lésionnelle nécessitant une reprise chirurgicale en juin 2008 (arachnoïdolyse au niveau du site traumatique associée à une plastie dure d'agrandissement et laminectomie C4-C6).

Son évaluation clinique et radiologique a été réalisée à 3 ans de son traumatisme vertébro-médullaire

Analyse clinique

Il présente une tétraplégie de niveau moteur C6 droit, C5 gauche et de niveau sensitif C4, complète AIS A, spastique, sans zone de préservation partielle.

L'analyse des réflexes retrouve :

	Droit	Gauche		Droit	Gauche
Deltoïdien	Absent	Absent	Tricipital	Présent	Présent
Bicipital	Présent	Présent	Palmaire	Vif	Vif
Stylo-radial	Présent	Présent	Rotulien	Vif	Vif
Radio-pronateur	Présent	Présent	Achilléen	Vif	Vif
Cubito-pronateur	Présent	Présent	Babinski	Présent	Présent

Son niveau lésionnel clinique est C6 à gauche.

Analyse en IRM T2



IRM T2 coupe sagittale

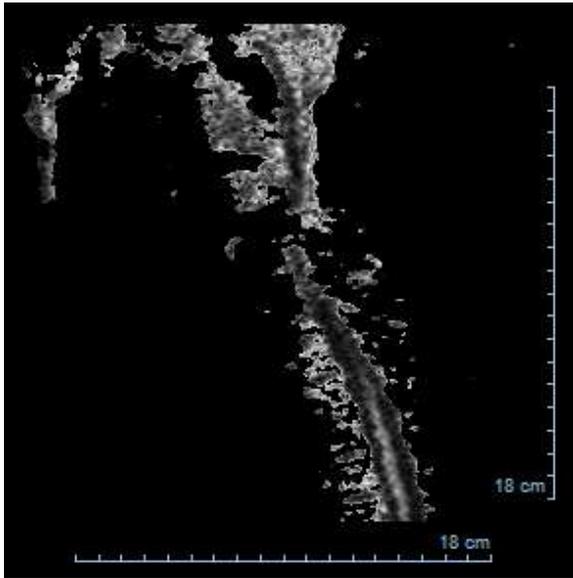
Hypersignal intra-médullaire en arrière de C4-C5. (myélomalacie)

Absence d'anomalies de la moelle sous-lésionnelle.

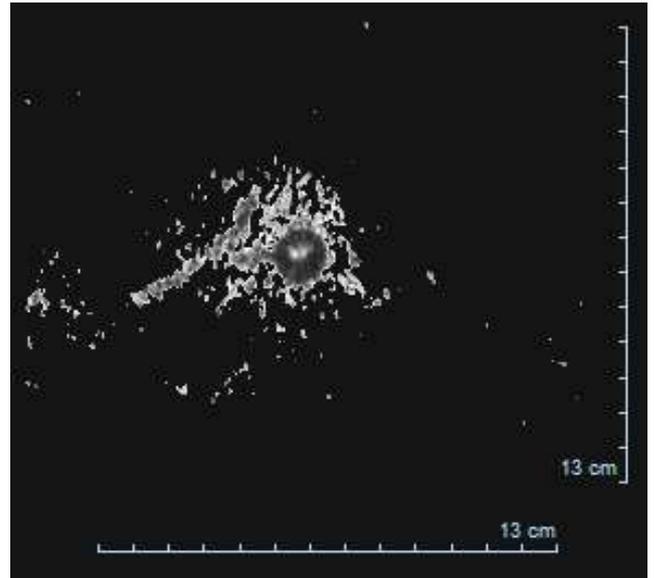
Analyse en IRM de tenseur de diffusion

Nous avons analysé 4 niveaux vertébraux sous-lésionnels : C6 à T2

La valeur moyenne de sa fraction d'anisotropie est de : 0,367



Coupe sagittale : visualisation du cordon médullaire de C6 à T2



Coupe axiale à hauteur de C7 : mesure de la FA

Patient 2 : Monsieur D, 29 ans

Paraplégie post-traumatique dans les suites d'un AVP en 2006.

Le bilan lésionnel initial objectivait une fracture dislocation de T8-T9. La prise en charge neuro-chirurgicale a été réalisée le soir même de son traumatisme : laminectomie, ostéosynthèse étendue de T6 à T10 par voie postérieure. Son évolution est marquée par la nécessité de 2 reprises chirurgicales (à 1 mois et 5 mois) pour douleurs rachidiennes et pseudarthrose de T8 : corporectomie T8, arthrodèse inter-somatique par cages T7-T9, ostéosynthèse T7-T9.

Son évaluation clinique et radiologique a été réalisée à 2 ans du traumatisme.

Analyse clinique

Il présente une paraplégie de niveau T5 droit, T4 gauche, complète AIS A, spastique, avec zones de préservation partielle en T6-T7 au tact à droite.

L'analyse des réflexes retrouve :

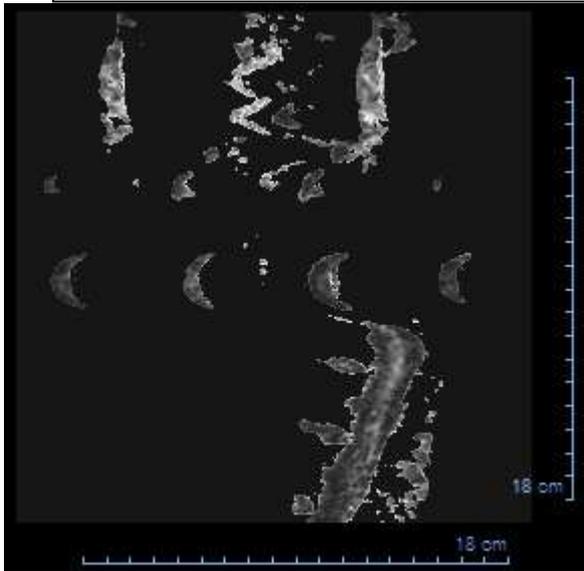
	Droit	Gauche		Droit	Gauche
Deltoïdien	Présent	Présent	Tricipital	Présent	Présent
Bicipital	Présent	Présent	Palmaire	Présent	Présent
Stylo-radial	Présent	Présent	Rotulien	Vif	Vif
Radio-pronateur	Présent	Présent	Achilléen	Vif	Vif

Cubito-pronateur	Présent	Présent	Babinski	Présent	Présent
------------------	---------	---------	----------	---------	---------

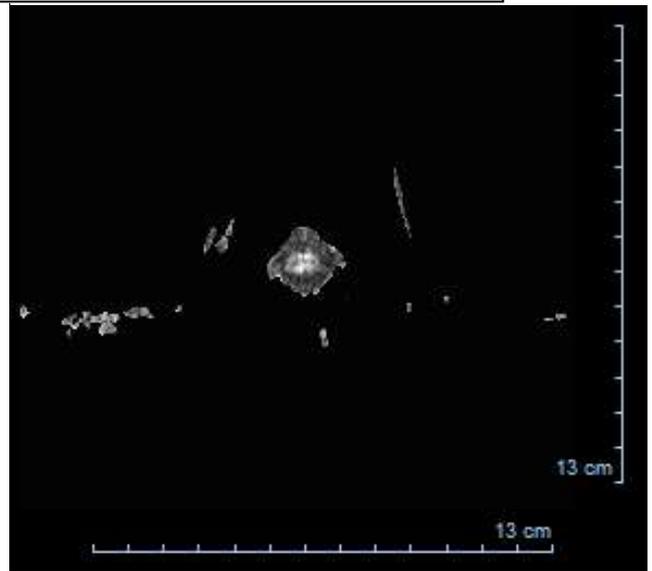
Analyse en IRM T2



IRM T2 coupes sagittales :
 An *Kyste lésionnel en arrière de T8,*
 No *Hypersignal sous-lésionnel en arrière de T9, d'intensité intermédiaire*
 La *entre le LCS et la moelle saine*
Absence d'anomalies sus et sous le niveau de la lésion



Coupe sagittale : visualisation du cordon médullaire de T9 à T11



Coupe axiale à hauteur de T10 mesure de la FA

Patient 3 : Monsieur B, 27 ans

Paraplégie post-traumatique dans les suites d'un AVP en 2005

Le bilan lésionnel initial objectivait une fracture dislocation T12-L1. Sa prise en charge chirurgicale réalisée le jour de son traumatisme : laminectomie T12-L1, ostéosynthèse étendue de T11 à L3.

Son évaluation clinique et radiologique a été réalisée à 2 ans et demi du traumatisme.

Analyse clinique

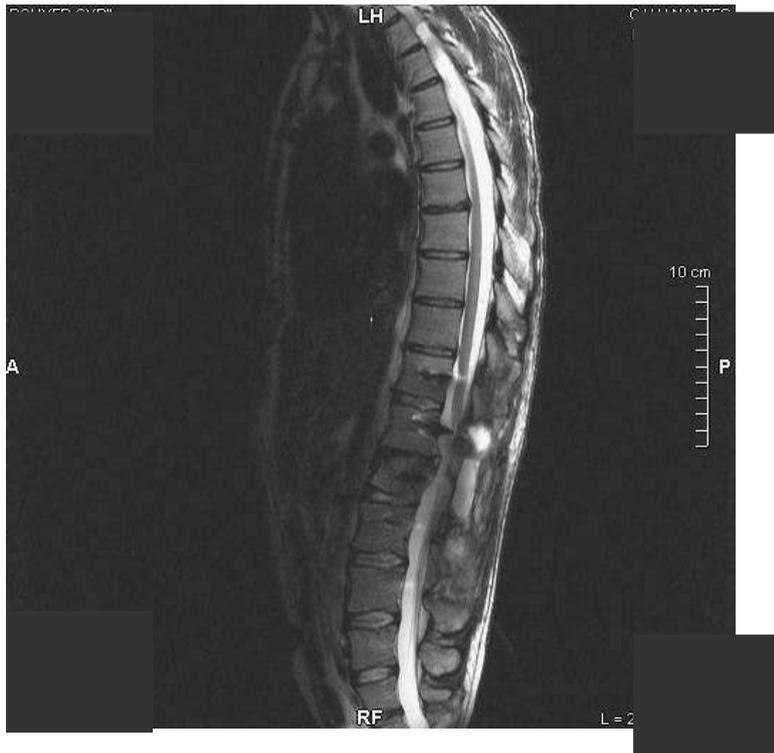
Il présente une paraplégie de niveau T11 droit, T10 gauche, complète AIS A, flasque, avec zones de préservation partielle en T12 au tact.

L'analyse des réflexes retrouve :

	Droit	Gauche		Droit	Gauche
Deltoïdien	Présent	Présent	Tricipital	Présent	Présent
Bicipital	Présent	Présent	Palmaire	Présent	Présent
Stylo-radial	Présent	Présent	Rotulien	Vif	Vif
Radio-pronateur	Présent	Présent	Achilléen	Vif	Vif
Cubito-pronateur	Présent	Présent	Babinski	Vif	Vif

Analyse IRM T2





IRM T2 coupes sagittales

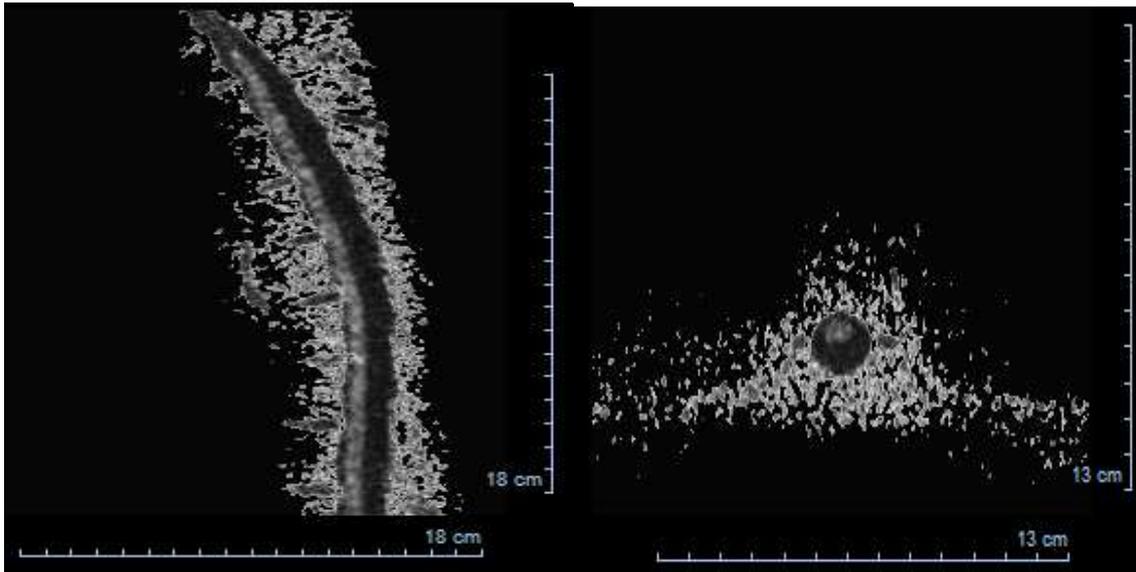
Kyste intra-médullaire en arrière de T12

Hypersignal sus lésionnel postérieur, non kystique remontant jusqu'en T5, d'intensité inférieure à celle de LCS.

Analyse en IRM de tenseur de diffusion

Nous avons analysé 3 niveaux vertébraux sus-lésionnels.T11-T9

La valeur moyenne de la fraction d'anisotropie est de : 0,459



*Coupe sagittale :
visualisation du cordon
médullaire de T9 à T11*

*Coupe axiale à hauteur de
T10 : mesure de la FA*

Patient 4 : Madame C, 49 ans

Paraplégie post-traumatique dans les suites d'un AVP en 2002

Son bilan lésionnel initial retrouvait une fracture dislocation T5-T6. La prise en charge neuro-chirurgicale a été réalisée le jour même de son traumatisme. Elle consista en : réduction et ostéosynthèse étendue de T4 à T7.

Son évaluation clinique et radiologique a été réalisée à 6 ans de son traumatisme vertébro-médullaire.

Analyse clinique

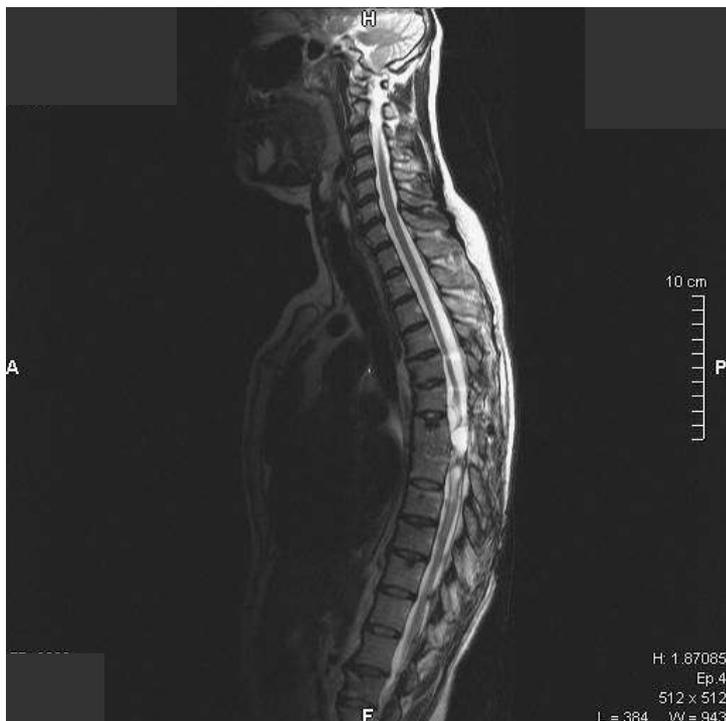
Elle présente une paraplégie de niveau sensitivo-moteur T5, complète AIS A, spastique, zone de préservation partielle en T6 au tact.

L'analyse des réflexes retrouve :

	Droit	Gauche		Droit	Gauche
Deltoïdien	Présent	Présent	Tricipital	Présent	Présent

Bicipital	Présent	Présent	Palmaire	Présent	Présent
Stylo-radial	Présent	Présent	Rotulien	Vif	Vif
Radio-pronateur	Présent	Présent	Achilléen	Vif	Vif
Cubito-pronateur	Présent	Présent	Babinski	Présent	Présent

Analyse en IRM T2



IRM T2 coupe sagittale

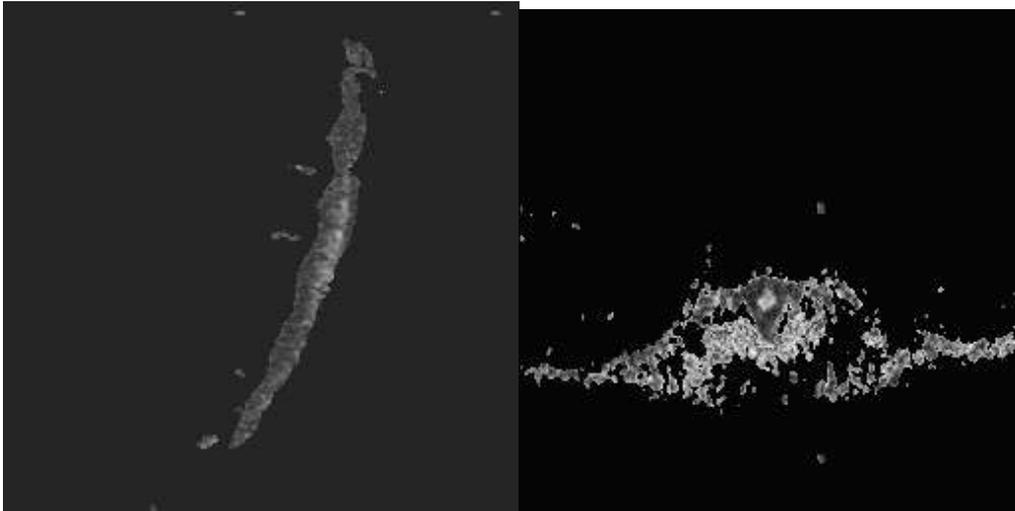
Atrophie médullaire en arrière de T6

Syringomyélie expandue en arrière de T7-T8 et étendue à l'état de fente jusqu'en T10.

Analyse en IRM de tenseur de diffusion

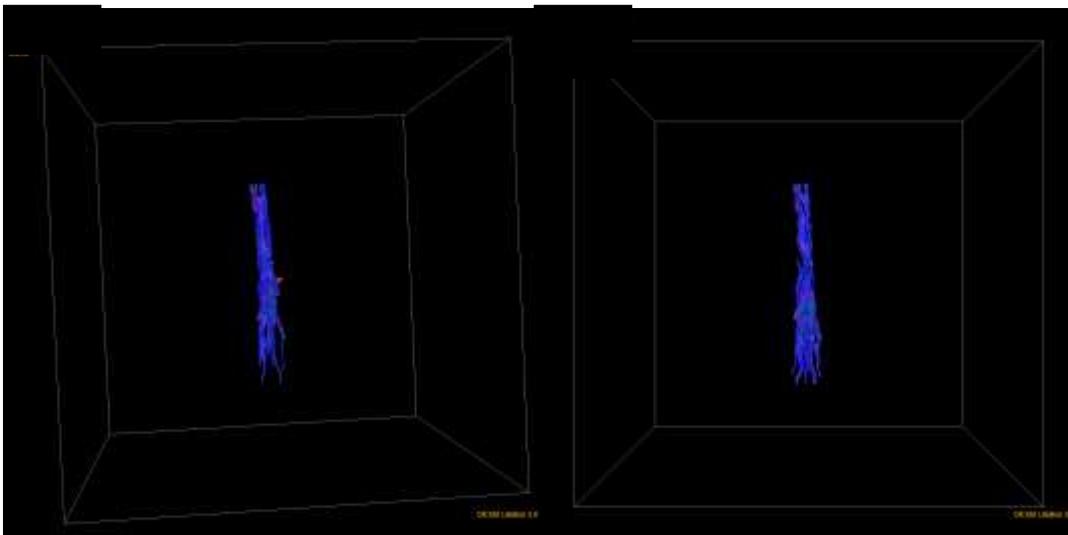
Nous avons analysé 3 niveaux vertébraux sous-lésionnels T9-T11

La valeur moyenne de la fraction d'anisotropie est de : 0,464



Coupe sagittale : visualisation du cordon médullaire de T9 à T11

Coupe axiale à hauteur de T9 : mesure de la FA.



Reconstruction tridimensionnelle en tractographie : difficulté de distinction des faisceaux cortico-spinaux et cordons postérieurs.

Synthèse des résultats

Les coupes axiales situées au niveau lésionnel n'ont pu être analysées, en raison des artéfacts induits par le matériel d'ostéosynthèse. Les coupes analysées se situent en sous-

lésionnel pour 3 patients, jusqu'à 4 niveaux sous jacents. Une analyse sus-lésionnelle sur 4 niveaux vertébraux a été réalisée chez un patient, ayant une atteinte du cône terminal. Les valeurs globales de la fraction d'anisotropie du groupe patient sont statistiquement différentes que celles du groupe témoin. ($p = 0,017$). Sa valeur moyenne est de $0,430 \pm 0,032$.

Patient	Age/sexe	Intervalle	Clinique	IRM T2 <i>Localisat° des anomalies</i>	DTI <i>Niv. Vert.</i> <i>FA</i>
1	30 / M	3 ans	Tétraplégie moteur C6 Dt, C5 G sensitif C4 AIS A spastique	Myélomalacie C4-C5	C6-T2 FA : 0,367
2	29 / M	2 ans	Paraplégie T5 Dt, T4 Gche, ZPP T6-T7 Dte AIS A, spastique	Kyste T8, hyperT2 T9	T9-T11 FA : 0,439
3	27 / M	2,5 ans	Paraplégie T11 Dt T10 Gche AIS A flasque	Kyste T12, hyperT2 jusqu'en T5	T11-T9 FA : 0,459
4	49 / F	6 ans	Paraplégie T5 AIS A, spastique	Syringomyélie kystique T7-T8, fente syringomyélique jusqu'en T10	T9-T11 FA : 0,464

PATIENTS

1	2	3	4
0,265	0,5	0,552	0,508
0,335	0,48	0,507	0,529
0,4	0,47	0,525	0,45
0,401	0,462	0,46	0,471
0,337	0,445	0,483	0,409
0,409	0,462	0,443	0,486
0,365	0,457	0,452	0,461
0,358	0,428	0,435	0,464
0,326	0,43	0,425	0,455
0,404	0,437	0,406	0,468
0,408	0,429	0,458	0,41
0,381	0,407	0,451	0,446
0,426	0,428	0,452	0,461
0,393	0,43	0,461	0,464
0,325	0,437	0,459	0,455
0,314	0,429	0,445	0,45
0,423	0,44	0,462	0,47
0,321	0,407	0,442	0,471
0,347	0,409	0,436	0,48
0,397	0,4	0,428	0,48
0,36675	0,439	0,4591	0,4644

DISCUSSION

I- Analyse de la technique

I- 1 Analyse de la méthode

I-1-1 Détermination de la région d'intérêt (ROI)

La mesure de la région d'intérêt (ROI) est définie manuellement dans notre étude. Cette délimitation manuelle nous permet d'exclure le liquide cérébro-spinal de la surface étudiée. En effet, le LCS est fortement isotrope ($FA < 0,200$). Son inclusion dans nos mesures pourrait faussement diminuer la valeur du facteur d'anisotropie. Cette définition manuelle de la ROI est retrouvée dans d'autres études (Rossi, Ellingson, Ducreux) : l'analyse est peu sensible mais plus spécifique de l'anisotropie du cordon médullaire. Un algorithme de segmentation de la moelle épinière et du liquide cérébro-spinal permettrait d'accélérer la mesure de la région d'intérêt, en évitant ainsi d'inclure le LCS dans la région d'intérêt (9). Il améliorerait la spécificité de la mesure.

La détermination de la ROI est effectuée sur des coupes axiales, dans notre étude. Ce choix permet de mesurer une répartition plus uniforme et homogène de la substance blanche et substance grise qu'une coupe sagittale, comme le soulignent Ellingson et al. En revanche, d'autres études réalisent leur mesure sur des coupes sagittales, avec des ROI moyennes de 20 mm^2 (10). Afin d'obtenir des résultats comparables, nos ROI moyennes sont comprises entre $0,45$ et $0,50 \text{ mm}^2$.

Les valeurs mesurées comprennent la valeur de la fraction d'anisotropie de la substance blanche et celle de la substance grise. Les fibres de la substance blanche ont une orientation crânio-caudale ; elles sont par définition très anisotropiques. A l'opposé, la substance grise est davantage isotropique. Les valeurs de la fraction d'anisotropie mesurées reflètent le degré d'anisotropie global de la ROI déterminée. Si nous mesurons la fraction d'anisotropie de la substance blanche versus substance grise, nous retrouvons les mêmes résultats que ceux de la littérature. Cette distinction est difficilement visualisable sur toutes les coupes axiales, en raison de la présence d'artéfacts nombreux.

I-1-2 Paramètres d'acquisition

Nos paramètres d'acquisition ont été les mêmes pour le groupe témoin et le groupe patients. A savoir : puissance de l'IRM : 1,5 Tesla, TR (temps de répétition) : 4300ms, TE (temps d'écho) : 86ms, FoV (field of view) : 160x160, Matrix : 256 x 256 pixels, 2 valeurs de b : 0 à 500 s / mm² et un gradient de diffusion appliqué dans 30 directions différentes. Le temps de répétition est le temps séparant 2 impulsions répétitives. Le temps d'écho est le temps séparant l'impulsion du temps de recueil du signal. La valeur de b est l'intensité du champ magnétique.

Une puissance 3 Tesla permet une meilleure qualité et définition d'image, comme l'ont démontré Rossi et al. (11). Elle permet une amélioration du rapport signal / bruit de 95,7%. Ce rapport est fonction de la moyenne de l'intensité du signal par rapport à l'importance de la variation du bruit. Le bruit correspond aux parasites ; aléatoire, il provient du patient (agitation thermique des protons à l'origine d'émission parasites). Il vient perturber le signal émis par les protons excités de la coupe d'intérêt. A cette puissance, les artéfacts engendrés par le matériel d'ostéosynthèse de nos patients rendraient les images difficilement interprétables.

La mesure du gradient de diffusivité de l'eau dans plusieurs directions permet d'affiner la méthode. Il est établi qu'il faut appliquer un gradient dans au moins 25 directions différentes. Comme le démontre Jones, la multiplicité des directions permet de limiter les artéfacts. L'image obtenue est de meilleure qualité et la corrélation anatomique plus optimale (12).

L'étude de la moelle en IRM de tenseur de diffusion est artéfactée par les mouvements respiratoires, le cycle cardiaque et le flux de liquide cérébro-spinal. Une synchronisation avec la fréquence cardiaque et respiratoire est envisageable (13). Nous n'avons pas utilisé de synchronisation avec le rythme cardiaque et respiratoire (gating cardiaque et respiratoire).

I-2 Interprétation des résultats

I-2-1 La fraction d'anisotropie

La valeur de la fraction d'anisotropie est liée au : nombres d'axones, le diamètre axonal, le compartiment extra-cellulaire, le volume de la myéline, l'espace entre les fibres nerveuses.

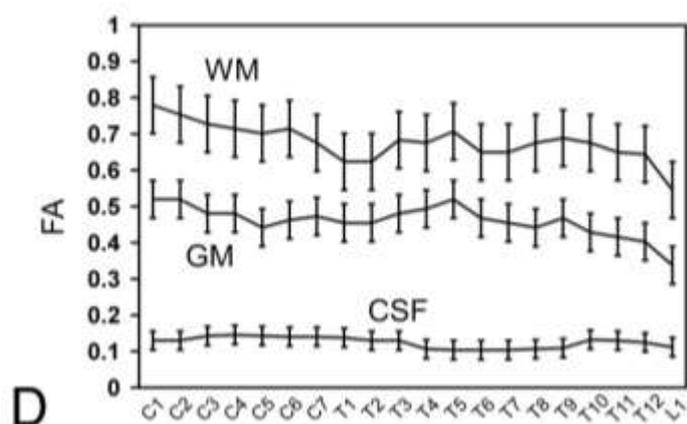
Variabilité de la FA chez le sujet sain

Age

Les valeurs mesurées de la fraction d'anisotropie ont une variabilité en fonction de l'âge : elles diminuent avec les années. Entre 25 ans et 85 ans, la fraction d'anisotropie moyenne diminue de 0,04 (14). Les différentes études portant sur le calcul du facteur d'anisotropie en IRM de tenseur de diffusion ne prennent pas en compte ce critère.

Niveau médullaire

Le niveau médullaire influe sur la valeur de la fraction d'anisotropie. La plupart des études ont centré leur mesure sur la moelle cervicale, ne trouvant pas pour certaines de différence significative sur toute la longueur de la moelle étudiée. Leur valeur varie entre 0,52 et 0,83 selon les études (15-16). Le degré d'anisotropie de la moelle cervicale haute est plus important qu'en thoraco-lombaire, sans différence significative, selon Facon et Ducreux. D'autres auteurs, comme Ellingson, retrouvent en revanche, une différence significative entre la moelle cervicale et thoraco-lombaire. (17).



Paramètre

Variabilité de la fraction d'anisotropie en fonction du niveau médullaire. (d'après Ellingson)

Les paramètres d'acquisition d'une IRM de tenseur de diffusion influent sur la valeur de la fraction d'anisotropie. Pour Ellingson et al, la fraction d'anisotropie moyenne normale varie entre 0,49 +/- 0,05 versus 0,748 +/- 0,03 pour Facon et al. Leurs paramètres d'acquisition diffèrent :

Ellingson : TR 6000, TE à 96, épaisseur de coupe à 5 mm, valeur de b 1500 s/mm, gradient de diffusion appliqué dans 25 direction.

Facon : TR à 4600, TE à 73, épaisseur de coupe à 3 mm, valeur de b à 500 s/mm, gradient de diffusion appliqué dans 6 directions.

Il n'existe pas encore de normes clairement établies de valeurs de la fraction d'anisotropie dans une population saine. On ne peut comparer ces valeurs entre les différentes études que si les paramètres d'acquisition de l'IRM sont identiques.

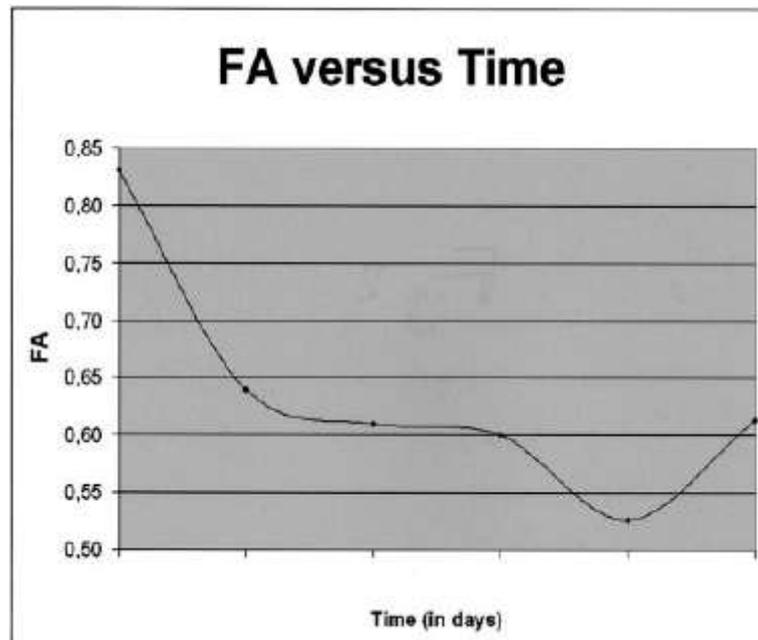
Variabilité dans les lésions médullaires

En pathologie médullaire, la variation de la fraction d'anisotropie a essentiellement été étudiée dans les maladies inflammatoires, tumorales, vasculaires, et plus récemment, traumatiques. Une étude expérimentale de compression médullaire chez le rat montre une diminution des valeurs de la fraction d'anisotropie en sus et sous lésionnel (18). Selon les auteurs, elle est en lien avec : une section des fibres, un étirement des fibres nerveuses ou de la gaine de myéline, un kyste intra-médullaire, un œdème extra-cellulaire, une démyélinisation ou une dégénérescence Wallérienne.

Dans l'étude de Renoux et al (19), chez des patients porteurs d'une myélite inflammatoire, la fraction d'anisotropie est analysée au niveau cervico-thoracique. A chaque niveau d'atteinte définie par un hypersignal T2, ils retrouvent une diminution significative de la fraction d'anisotropie. Pour 60% des patients, la fraction d'anisotropie est diminuée alors que le signal en IRM pondérée T2 est normal. Ces aires ont une traduction clinique dans un tiers des cas, sans que les auteurs ne précisent le niveau neurologique des patients. Une valeur basse de la fraction d'anisotropie peut alors être considérée comme pathologique. Cette valeur anormale de la fraction d'anisotropie correspond un œdème extra-cellulaire ou une raréfaction du nombre de fibres nerveuses ou une dégénérescence Wallérienne, comme l'ont démontré Ciccarelli et al (20).

En revanche, trente trois pour cent des patients de l'étude de Renoux ont une fraction d'anisotropie élevée sur des zones où le signal est normal en IRM T2. Ils ne précisent cependant pas les caractéristiques de l'examen neurologique. Leur hypothèse physiopathologique serait un œdème intra-cellulaire, d'origine inflammatoire entraînant une diminution de l'espace extra-cellulaire, d'où une augmentation de l'anisotropie mesurée. La fraction d'anisotropie est un paramètre plus sensible pour détecter des anomalies focales sur le névraxe que les images pondérées en T2 : sensibilité de 89 %, spécificité de 100 %. Pour l'IRM T2 : sensibilité de 46,7 % et spécificité de 100 % (10).

D'autres auteurs évoquent une variabilité de la fraction d'anisotropie au niveau lésionnel en fonction du temps après une compression médullaire. La FA diminuerait les 3 premières semaines pour augmenter progressivement. Cette variation serait en lien avec la diffusivité de l'eau extra-cellulaire : diminuée à la phase aiguë pour augmentée progressivement à la phase chronique.



D'après Facon et al.

I-2-2 Tractographie

Le tracking de fibres selon les auteurs est plus qu'un outil pour visualiser les tracts au sein de la moelle épinière. Les corrélations anatomiques avec le faisceau cortico-spinal et les cordons postérieurs seraient excellents (3-5-10-16). Les fibres visualisées ne sont pas directement les différents tracts de la moelle, mais reflètent la diffusivité des molécules d'eau s'écoulant autour de ces fibres : la tractographie est une visualisation anatomique indirecte du faisceau pyramidal, des cordons postérieurs.

La tractographie est utilisée afin de localiser précisément des anomalies sur la moelle, de visualiser une interruption des fibres, une diminution de leur nombre ou de leur diamètre et d'évaluer leur direction. Cependant, contrairement à la mesure de la fraction d'anisotropie, la tractographie est une étude qualitative uniquement, sans qu'il soit possible de définir des critères objectifs pathologiques.



FIG 3. Fiber tracking performed on a volunteer's cervical spinal cord. Sagittal (A), axial (B), and coronal (C) views show tracts reconstructed over the b_0 sequence. Main white matter tracts are visible on axial (B) and coronal (C) views of the three-dimensional reconstructions: two individualized posterior lemniscal tracts (*arrowheads*), and posterolateral corticospinal tracts (*arrows*). Other tracts are visible, but have to be more correlated with known anatomy.

Une interruption de fibres visualisée sur la tractographie correspond à une valeur basse de la fraction d'anisotropie (inférieure à 0,17) ou à une angulation des fibres supérieures à 45° (19). Une section des fibres de la substance blanche sur le tracking de fibres ne correspond donc pas nécessairement à une section anatomique. Un aspect avec des fibres moins denses pourrait correspondre à un œdème séparant les fibres nerveuses, mais il n'existe aucun critère objectif pour le prouver.

Dans une étude chez 5 patients porteurs d'un astrocytome médullaire, Ducreux et al ont réalisé une tractographie de la moelle au niveau lésionnel (21). Le tracking s'avère pathologique dans tous les cas, permettant une localisation tumorale précise et de ses rapports anatomiques avec les fibres de la substance blanche. Ils insistent sur le fait que la tractographie est incapable de distinguer un œdème extra-cellulaire important, d'une destruction des tracti par les cellules tumorales.

I- 3 Artéfacts (22)

Artéfacts liés au champ magnétique

Ils sont liés aux hétérogénéités du champ magnétique, à la présence de corps étrangers métalliques ou de clips chirurgicaux, à la susceptibilité magnétique. Ils engendrent des pertes de signal, d'éventuels rehaussements artificiels de signal et des erreurs de codage de l'image. Tous les patients de notre étude possèdent du matériel d'ostéosynthèse en position cervicale ou thoracique : sa présence engendre des artefacts de susceptibilité magnétique. L'analyse de certaines coupes axiales et la reconstruction en tractographie s'avère impossible en IRM de tenseur de diffusion. Le site lésionnel, en regard de ce matériel d'ostéosynthèse demeure ininterprétable. Il en est de même pour certaines coupes sus-lésionnelles ou sous-lésionnelles. Certains auteurs relatent cette limite due aux artéfacts chez des patients porteurs de matériel rachidien. Les données n'ont pu être analysées chez 4 patients dans l'étude de Shanmugathan portant sur l'analyse en IRM de tenseur de diffusion de 20 traumatisés médullaires.

Les séquences en écho de spin pondérées T2 sont beaucoup moins sensibles à ce type d'artefact, en raison de l'application de l'impulsion de 180° qui rephase les aimantations déphasées. L'analyse d'une coupe sagittale ou axiale au niveau du site lésionnel peut être réalisable en IRM pondérée T2 en écho de spin, en raison de l'absence d'artefact. En revanche, ces mêmes coupes sont d'interprétation difficile, voire impossible en IRM de tenseur de diffusion et le tracking de fibres non réalisable.

Artefacts physiologiques

Les artefacts de mouvements sont à l'origine de « fantômes » ou d'artefacts de redistribution du signal qui rendent impossible les mesures de diffusion et la tractographie. Les séquences pondérées en diffusion sont très sensibles aux mouvements macroscopiques. Plusieurs types de mouvements sont à l'origine d'artefacts. Le rythme cardiaque, les mouvements respiratoires et le déplacement du cordon médullaire au sein du liquide cérébro-spinal sont les principaux. Certains de ces artefacts peuvent être minorés par synchronisation de l'acquisition des images avec le rythme cardiaque (gating cardiaque par un ECG ou un écho-navigateur), ou par l'acquisition de séquences ultra-rapides. Cependant, il paraît plus difficile de synchroniser les acquisitions avec le rythme respiratoire, irrégulier le temps de l'examen et avec la pulsativité du liquide cérébro-spinal.

En imagerie de tenseur de diffusion, la principale limite concerne les croisements de fibres au sein d'un même voxel : la direction de diffusion principale donnée par le tenseur de diffusion ne correspondra pas à une trajectoire réelle et cela pourra induire en erreur un algorithme de tractographie de fibres nerveuses. L'autre difficulté en tractographie est représentée par les fusions, divisions et angulations des faisceaux de fibres nerveuses. La tractographie devient ininterprétable lorsque l'angulation des fibres est supérieure à 45°.

II- Analyse des résultats

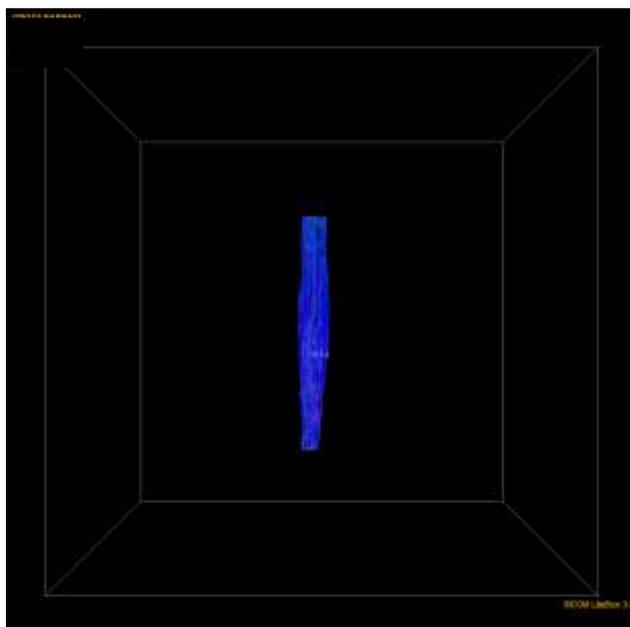
II-1 Groupe témoins

La valeur moyenne de la fraction d'anisotropie est de 0,502. Elle a été mesurée sur des coupes axiales, correspondant à l'anisotropie globale de la substance blanche et de la substance grise. Ellingson et al. retrouvent une valeur similaire, soit 0,49 +/- 0,05. Nos paramètres d'acquisition diffèrent cependant : le gradient de direction est appliqué dans 25 directions versus 30 pour nos patients, ainsi que la valeur de b(1500s/mm², versus 500 dans notre étude). La FA a été mesurée sur des coupes axiales dans les 2 cas, avec une délimitation manuelle de la région d'intérêt.

Les valeurs spécifiques de la FA au sein de la substance grise et blanche s'approchent aussi de celles établies par Ellingson : 0,75 et 0,5.

Nous pouvons sur certaines coupes axiales, non artéfactées, établir une corrélation anatomique. En effet, il nous est possible de distinguer la substance blanche (à forte valeur d'anisotropie) de la grise (anisotropie plus faible).

La reconstruction en tractographie permet une visualisation des tracti intra-médullaires. Cependant, étant donné les limites techniques, nous ne pouvons pas discriminer les faisceaux cortico-spinaux et les cordons postérieurs.



II-2 Groupe patients

Les valeurs de la fraction d'anisotropie sont inférieures que celles du groupe témoins. Cette différence est statistiquement significative ($p = 0,0017$). Cette donnée est retrouvée dans la littérature.

Pour 2 patients, la portion médullaire où a été analysée la fraction d'anisotropie correspond à un hypersignal sur les séquences d'IRM pondérées en T2.

En revanche, chez un patient, cette diminution de la FA ne correspond pas à une modification de signal en IRM T2. Monsieur M (patient 1) présente les valeurs les plus faibles de fraction d'anisotropie (moyenne de 0,366). L'analyse est effectuée sur 4 niveaux sous la zone traumatique. Concernant son évaluation neurologique, le patient présente une modification neurologique comparativement à son évaluation neurologique initiale. Il présentait un niveau neurologique moteur C6 : deltoïdes (C5) côtés à 5, extenseurs radiaux du carpe à 3 ; son niveau sensitif C6 avec une zone de préservation partielle au tact en C7 et C8. L'analyse des réflexes objectivait des 2 côtés, un deltoïdien présent, un bicipital, stylo-radial, radio-pronateur, cubito-pronateur tricipital et palmaire vifs. A quatre ans du traumatisme : extenseurs du carpe à 2, deltoïde à 5 mais présence de potentiels de dénervation sur son deltoïde postérieur (dénervation sus-lésionnelle), niveau sensitif C4 avec modification des zones de préservation partielle (ZPP en C5 et C6 (sensibilité au tact à 1 sur 2, disparition de la ZPP en C7 et C8). L'analyse des réflexes s'est modifiée : deltoïdiens non retrouvés, présence des autres réflexes non vifs.

Il présente une modification de son niveau lésionnel (syndrome lésionnel étendu), avec des altérations au-dessus de son niveau initial. Ses constatations avaient motivé une chirurgie de libération du site traumatique pour moelle fixée : arachnoïdolyse et plastie durale d'agrandissement. L'IRM T2 ne mettait pas en évidence d'anomalies de signal en sus ou sous- lésionnel. En revanche, l'imagerie en tenseur de diffusion objective une diminution significative de sa FA en sous-lésionnel. Cette imagerie a donc une meilleure sensibilité qu'une IRM conventionnelle. Elle permet d'affiner l'analyse médullaire, en terme de niveau lésionnel. Nous pouvons penser qu'il existe une meilleure corrélation avec son analyse clinique, en terme de niveau lésionnel, et l'imagerie en tenseur de diffusion, qu'en IRM T2. Les anomalies constatées en tenseur de diffusion peuvent aller dans le sens d'une myélopathie évolutive et d'une dégénérescence Wallérienne de ses tracti pyramidaux. Il aurait été pertinent d'analyser la moelle cervicale sus lésionnelle : diminution de sa fraction d'anisotropie en lien avec une dégénérescence Wallérienne de ses cordons postérieurs et

rétrograde de son faisceau pyramidal expliquant l'altération de sa déficience motrice. Ces modifications sus lésionnelles ont été décrites. Les auteurs l'attribuent à une altération du faisceau pyramidal (rétraction, dégénérescence ?). Cependant, ils ne précisent pas si cette altération a une traduction clinique.

Pour le patient 2, l'analyse en IRM de tenseur de diffusion met en évidence une diminution de la fraction globale d'anisotropie par rapport au groupe contrôle (0,439 vs 0,502). Cette altération de la FA peut être l'expression d'une myélopathie myélomalacique progressive débutante. De même pour le troisième patient : en IRM T2, nous retrouvons un hypersignal d'intensité inférieure à celle du LCS, ne correspondant pas à la définition d'une syringomyélie. Il présente en IRM de tenseur de diffusion une diminution de sa FA (0,459). La portion de moelle analysée en tenseur de diffusion chez le deuxième patient ne correspond pas à un hypersignal T2 en regard des mêmes niveaux vertébraux (meilleure sensibilité de cette IRM).

L'imagerie en tenseur de diffusion pourrait apporter une meilleure analyse et précision des hypersignaux aspécifiques visibles en IRM T2 : ceux ne correspondant pas à la définition de syringomyélie, myélomalacie ou kyste lésionnel post-traumatiques.

II-3 Limites de notre étude

Afin de comparer les données entre le groupe témoins et patients, nous avons supposé que les valeurs de la fraction d'anisotropie étaient identiques quel que soit le niveau médullaire. Selon Facon et Shanmuganathan (23), il n'existe aucune différence significative de cette valeur si elle est mesurée au niveau cervical haut, cervical bas ou thoracique haut. Cependant, ces données sont controversées. Ellingson démontre que la valeur de la FA est supérieure au niveau cervical que thoraco-lombaire : densité de fibres plus importante, diamètre axonal élevé, artéfacts moindre dus au rythme respiratoire et cardiaque, barrière osseuse moins importante en région cervicale.

De plus, le choix de l'analyse du niveau sous lésionnel pour la majorité des patients, en raison des coupes sus lésionnelles non interprétables, n'est pas judicieux. Il aurait été intéressant d'analyser le niveau lésionnel, sus-lésionnel. Cette analyse, couplée à la clinique, aurait permis de mieux analyser le niveau médullaire en terme de syndrome lésionnel. Pour Monsieur B, qui ne présente pas d'anomalies sus-lésionnelles en IRM T2,

présente une dégradation neurologique sus-lésionnelle. Nous pouvons supposer que le déficit sus lésionnel est dans le cadre de sa myélopathie post-traumatique non kystique. Celle-ci peut entraîner une dégénérescence Wallérienne des cordons postérieurs et rétrograde des faisceaux corticaux spinaux : l'analyse en tenseur de diffusion et tractographie aurait éventuellement pu l'objectiver.

La présence du matériel d'ostéosynthèse est à l'origine de nombreux artéfacts gênant l'interprétation de la fraction d'anisotropie et rendant impossible la reconstruction en tractographie. De plus, nous n'avons pas utilisé de gating cardiaque et respiratoire. Celui-ci permet une synchronisation de l'acquisition des images avec le rythme cardiaque et respiratoire. Il permet une meilleure résolution d'images, par diminution du ratio signal-bruit.

Le faible effectif de notre population de patients est responsable d'une faible puissance statistique, bien que nous ayons noté des différences significatives. Cette étude, prospective et préliminaire avait pour but d'évaluer la faisabilité de cette technique pour l'étude d'une moelle saine versus moelle lésée, les applications possibles chez les patients blessés médullaires.

Enfin, la fraction d'anisotropie varie en fonction de l'âge, indépendamment du niveau médullaire. Nous n'avons pas réalisé d'appariement par l'âge dans nos deux populations. Ceci peut constituer un biais dans l'interprétation de nos résultats.

III- Apport de l'IRM de tenseur de diffusion dans les lésions médullaires.

Depuis les années 1990, l'imagerie de tenseur de diffusion a successivement été utilisée pour étudier l'anatomie et les pathologies ischémiques et tumorales cérébrales. Secondairement elle a été appliquée aux pathologies médullaires, comme les lésions médullaires non traumatiques (tumorales, inflammatoires, vasculaires). Les premières études portaient sur la moelle cervicale et thoracique haute. Ce n'est que récemment, que l'imagerie de tenseur de diffusion de la moelle s'est étendue à l'analyse de sa portion terminale (24) puis de sa totalité (Ellingson 2008).

Nous allons ensuite établir quel pourrait être l'apport de cette technique d'IRM chez les patients blessés médullaires : à la phase initiale, au cours de leur suivi et en déduire les implications sur leur prise en charge.

III-1 Lésions médullaires traumatiques

III-1-1 Intérêt à la phase initiale

III-1-1-1 Meilleure sensibilité diagnostique

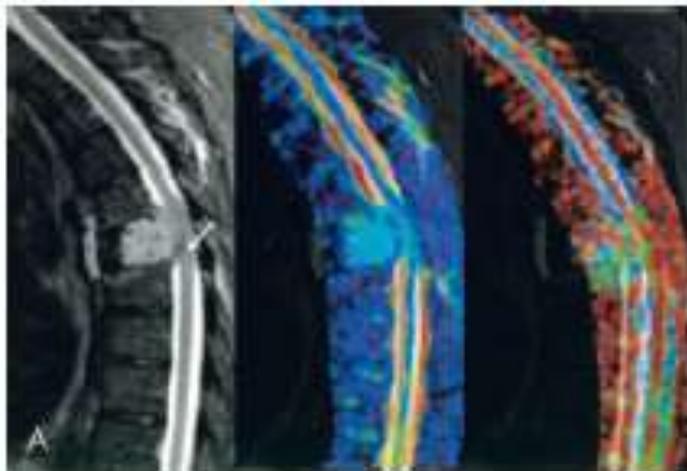
Le diagnostic de compression médullaire est essentiellement établi sur des données cliniques. L'établissement du score ASIA nous renseigne sur le niveau neurologique du patient : niveau sensitif et niveau moteur. La recherche de sensibilité et / ou de motricité volontaire dans les derniers métamères sacrés nous oriente vers le caractère complet ou incomplet de l'atteinte médullaire.

L'imagerie par résonance magnétique standard peut montrer des anomalies de signal sur les séquences pondérées en T2, à type d'hypersignaux. Cet hypersignal est inconstant, apparaît tardivement, notamment chez des patients ayant des symptômes chroniques. Sa sensibilité dans les myélopathies compressives progressives est faible 46,7 %. Il n'existe aucune relation statistiquement significative entre la présence d'un hypersignal intra-médullaire et la sévérité du tableau clinique initial. L'IRM par tenseur de diffusion, quant à elle, a une sensibilité supérieure (10-25). La mesure de la fraction d'anisotropie a une sensibilité de 73,3 % dans la détection d'anomalies intra-médullaires dans le cadre de

compressions aiguës ou progressives et sa diminution est corrélée à la sévérité du tableau clinique .

Facon et al. ont analysée en IRM de tenseur de diffusion 15 patients ayant des symptômes cliniques de compression médullaire (13 progressives et 2 aiguës). Seulement sept patients, soit 47% ont un hypersignal T2 au niveau du site de compression. Onze patients, soit 73%, ont une diminution statistiquement significative de la valeur de leur fraction d'anisotropie au niveau du site lésionnel. Les auteurs ne mentionnent pas les données cliniques des patients en terme de niveau lésionnel et de syndrome sous-lésionnel. Il aurait été intéressant comme nous pouvons le penser, de préciser si la diminution de la fraction d'anisotropie mesurée sur plusieurs niveaux métamériques est en lien avec le niveau lésionnel clinique.

Le tracking de fibres réalisé chez ces patients permettaient d'individualiser les faisceaux cortico-spinaux et les cordons postérieurs. Chez tous les patients, il montrait le site de compression et l'effet de masse sur les tracti. Facon ne mentionne pas si la prise en charge chirurgicale en a été modifiée.



*IRM d'une compression médullaire sur métastase d'un adénocarcinome bronchique
T2 : hypersignal localisé
Tenseur de diffusion (3^{ème} image) : diminution de la FA (bleu et vert), plus étendu que l'hypersignal T2, visualisation de l'effet de masse sur le cordon médullaire.*

Concernant les patients blessés médullaires post-traumatiques, l'urgence de leur prise en charge est neurochirurgicale. Le contexte de traumatisme et l'analyse clinique neurologique de compression médullaire impose une chirurgie de décompression médullaire dans les plus brefs délais. Quelles que soient les données de l'IRM de tenseur de diffusion, si elle était pratiquée, l'urgence est de stabiliser le rachis traumatisé, réduire une fracture instable et réaliser une laminectomie de décompression.

En revanche, dans le cadre de compressions médullaires aiguës sans anomalies radiologiques, l'IRM de tenseur de diffusion par sa meilleure sensibilité qu'une IRM T2 a un intérêt diagnostique à la phase initiale.

III-1-1-2 Sévérité du traumatisme

L'analyse en IRM de tenseur de diffusion des patients blessés médullaires peut permettre une meilleure analyse de la sévérité du traumatisme. Ainsi, sur des modèles animaux, la valeur de la fraction d'anisotropie mesurée au niveau lésionnel permet de discriminer la sévérité de l'atteinte avec une bonne corrélation histologique (lésion traumatique expérimentale légère (0,3mm) à sévère (0,9mm) dans le sens axial), selon Loy (25).

Shanmuganathan a établi qu'une diminution de la fraction d'anisotropie au niveau lésionnel était significativement plus importante en cas de contusion médullaire hémorragique, versus non hémorragique. Cette technique d'IRM nous permet d'avoir une approche quantitative et objective de la moelle épinière lésée. Une valeur basse de la fraction d'anisotropie serait corrélée à la sévérité du traumatisme et des conséquences sur le cordon médullaire (26). Dans cette étude, aucune corrélation n'est établie entre : l'importance de la diminution de la fraction d'anisotropie et le caractère complet ou incomplet de l'atteinte médullaire, ni l'évolution du patient, en terme de récupération fonctionnelle. Les auteurs attribuent la diminution locale de la fraction d'anisotropie à une rupture axonale, une diminution du diamètre axonale ou à une augmentation du secteur extra-cellulaire par la présence de l'hémorragie. De ces données initiales de l'IRM de tenseur de diffusion, il serait intéressant d'établir des facteurs pronostics de récupération.

III-1-1-3 Facteurs pronostiques ?

Les principaux facteurs pronostiques de récupération décrits sont essentiellement cliniques. Ils sont orientés par l'établissement du grade AIS. Le caractère complet de l'atteinte est défini par l'absence de motricité volontaire et de sensibilité aux niveaux des derniers métamères sacrés (AIS A). Le grade AIS B correspond à la présence d'une sensibilité sous-lésionnelle, y compris dans les derniers métamères sacrés. Le grade AIS C correspond à la préservation d'une sensibilité sous-lésionnelle, et la préservation d'une motricité sous-lésionnelle avec la moitié des muscles en sous-lésionnel ayant une cotation inférieure à 3. Le grade AIS D correspond à la préservation d'une sensibilité sous-lésionnelle et la préservation d'une motricité sous-lésionnelle, avec plus de la moitié des muscles sous-lésionnels ayant une cotation supérieure ou égale à 3.

En cas d'atteinte complète (AIS A), la présence d'une zone de préservation partielle (ZPP) étendue est prédictive d'une récupération. La zone de préservation partielle est la persistance de passages sensitifs et/ou moteurs en sous-lésionnel, en cas d'atteinte complète.

Le caractère incomplet de l'atteinte (AIS B, C ou D) et la préservation de passages sensitifs algiques sous-lésionnels sont des facteurs prédictifs de récupération.

L'évolution des anomalies de signaux intra-médullaires sur une IRM conventionnelle a été évalué comme étant un facteur pronostique de récupération. Selon Mastronardi (27), la régression d'un hypersignal intra-médullaire T2 initial, réversible est associée à un bon pronostic de récupération. A l'inverse, la persistance d'un hyposignal T1 initial, irréversible est davantage corrélée à un mauvais pronostic de récupération.

Une valeur initiale basse de la fraction d'anisotropie est associée à un mauvais pronostic de récupération fonctionnelle (28). Tsuchiya et al. ont objectivé une corrélation entre la mesure initiale de la fraction d'anisotropie au niveau lésionnel et la récupération fonctionnelle. Quatorze patients blessés médullaires ont bénéficié d'une IRM de tenseur de diffusion à la phase aiguë, avant la prise en charge chirurgicale : entre 2 heures et 72 heures après le traumatisme. L'IRM T2 s'avère pathologique chez 10 patients. L'IRM de tenseur de diffusion est anormale chez les patients ayant un hypersignal T2 : diminution de la fraction d'anisotropie au niveau lésionnel. Soixante dix pour cent des patients ayant une diminution précoce de leur FA sont « dépendants », alors que 25% des patients n'ayant aucune anomalie initiale détectable en IRM de tenseur de diffusion (FA normale) le sont. Ils

ne précisent cependant pas les critères cliniques (atteinte médullaire complète ou incomplète), le type de lésion initiale, le délai de la prise en charge neurochirurgicale, ni l'échelle de dépendance utilisée.

Facon et al ont observé une bonne récupération fonctionnelle chez un patient avec des valeurs initiales normales de la FA, en revanche une mauvaise évolution chez un autre patient aux valeurs effondrées de la FA, même après décompression chirurgicale. Ces données suggèrent que la valeur initiale de la fraction d'anisotropie peut être un paramètre de pronostic clinique après une compression médullaire aigue.

Cependant, les données de la littérature semblent être insuffisantes pour établir une relation directe entre une valeur précise de la fraction d'anisotropie et un pronostic clinique et fonctionnel. Le pronostic de récupération serait péjoratif si la valeur initiale de la FA au niveau lésionnel est effondrée, meilleur si la FA initiale est normal en regard de la compression médullaire. Ces hypothèses méritent d'être appuyées par des études prospectives.

Des études expérimentales chez le rat préconisent l'utilisation de la mesure de la fraction d'anisotropie comme paramètre pour évaluer l'efficacité des thérapeutiques à visée neuroprotective (29). Les rats ayant reçu le traitement neuroprotecteur ont une valeur de FA au niveau lésionnel significativement supérieure chez que ceux n'ayant pas été traités. Ces valeurs sont liées à la récupération fonctionnelle. La mesure comparative de la fraction d'anisotropie en pré et post chirurgie d'une décompression médullaire permettrait d'évaluer l'efficacité de la chirurgie et de déduire des critères pronostics.

Cependant, dans le cas des blessés médullaires post-traumatiques, la prise en charge initiale ne sera vraisemblablement pas modifiée, quelles que soient les valeurs de la fraction d'anisotropie initiale au niveau de la lésion médullaire. Le diagnostic de compression médullaire aigue est essentiellement clinique. L'urgence est neurochirurgicale afin de décompresser la moelle, de réduire une fracture instable et de stabiliser le rachis traumatisé par la réalisation d'une ostéosynthèse.

III-1-2 Au cours du suivi

III-1-2-1 Complications tertiaires

III-1-2-1-1 Syringomyélie post-traumatique (30-31-32)

Une application potentielle pourrait être pour le suivi de syringomyélie post-traumatique. Des remaniements des faisceaux spino-thalamiques et cortico-spinaux aux différents étages médullaires, de part et d'autres de la cavité syringomyélique ont été observés chez des patients syringomyéliques, sans matériel d'ostéosynthèse (3). Le tracking de fibre permet une analyse plus précise de la cavité syringomyélique et de ces conséquences sur les faisceaux de fibres.

Définition

La lésion médullaire traumatique est un évènement évolutif et qui doit par conséquent être surveillé. De la lésion primaire (mécanique) aux lésions secondaires (ischémie médullaire induite par des cascades biologiques neurotoxiques), font parfois suite des lésions tertiaires, dont la syringomyélie post-traumatique. Initialement, sa définition répond essentiellement à des critères cliniques : douleur sus lésionnelle et lésionnelle, déficit sensitif sus-lésionnel, modifications des réflexes, recrudescence de l'hypertonie spastique, apparition de phénomènes dysréléctifs, déficit moteur sus lésionnel.

L'IRM (séquences pondérées T2) permet de disposer d'une véritable définition morphologique. La syringomyélie post-traumatique est une lésion intra-médullaire dont le signal est identique au liquide cérébro-spinal : hyposignal T1, hypersignal T2, dont les contours sont bien définis. Le syrinx se définit pour une étendue supérieure ou égale à deux niveaux vertébraux, selon certains auteurs (Williams, Wang).

Aspects radiologiques

L'IRM en séquences pondérées T1 et T2 est l'examen de référence pour le diagnostic et le suivi des syringomyéliques post-traumatiques. Elle permet l'analyse de l'extension rostrale et/ou caudale de la cavité, son étendue, la présence ou non de septa, le rapport syrinx/canal, la présence de turbulences intra-kystiques. Les explorations vélocimétriques (IRM de flux) permettent de mesurer les vitesses systoliques maximales en péri-médullaire

et en intra-kystique. Son analyse pourrait permettre d'informer sur l'évolutivité de la syringomyélie et les résultats post-opératoires.

Aucune analyse en IRM de tenseur de diffusion et tracking de fibres n'est à ce jour réalisée pour le diagnostic et le suivi de ces patients porteurs de syringomyélie post-traumatiques. Schwartz et al.(33) ont retrouvé, sur des modèles animaux porteurs d'une syringomyélie post-traumatique expérimentale, des anomalies précoces en IRM de tenseur de diffusion, alors que l'IRM pondérée T2 s'avère normale. Une modification du facteur d'anisotropie est objectivée une semaine suivant la constitution de cette syringomyélie, versus 4 à 8 semaines pour une IRM en T2.

L'analyse en IRM de tenseur de diffusion et tracking de fibres permettrait un diagnostic plus précoce des syringomyélie post-traumatiques. Le facteur d'anisotropie pourrait à terme renseigner sur l'évolutivité du syrinx, et nous pourrions attendre une corrélation entre sa modification et le résultat d'une chirurgie de libération médullaire.

III-1-2-1-2 Myélopathies non cystiques post-traumatique (34-35-36)

Les myélopathies progressives post-traumatiques non cystiques sont une complication importante de lésions médullaires traumatiques. Les signes cliniques de cette complication tertiaire s'apparentent à ceux de la syringomyélie post-traumatique. Dans l'étude de Falcone, portant sur dix patients blessés médullaires ayant cette complication : six ont une perte de la fonction motrice, quatre une modification du niveau sensitif, quatre une accentuation de leur régime de spasticité, quatre des symptômes d'hyperréflexie autonome, quatre des modifications de leur statut vésico-spinctérien et six des douleurs radiculaires. Leur analyse en IRM T1 et T2 objective des adhérences extra-médullaires pour tous les patients, un hypersignal T2 chez 9 de ces patients, sans cavitation syringomyélique. Planner en 2008 analyse en IRM T2 onze patients porteurs d'une myélopathie progressive non cystique post-traumatique. Les modifications retrouvées sont : une extension (principalement crâniale) jusqu'à 6 niveaux vertébraux, de l'hypersignal T2, une expansion du cordon médullaire. Il n'est pas établi de corrélation entre les modifications neurologiques et de l'imagerie après la prise en charge chirurgicale.

L'IRM de tenseur de diffusion par sa meilleure sensibilité que l'IRM T2 pourrait préciser le diagnostic des anomalies sus-lésionnelles non kystiques et affiner la localisation et l'évolution des myélopathies non cystiques post-traumatiques. L'analyse quantitative de la mesure de la fraction d'anisotropie serait un moyen de dépister des anomalies intra-

médullaires précocement, d'identifier des patients à risque de développer cette complication. Ces patients, susceptibles d'avoir une altération neurologique, devront bénéficier d'un suivi (imagerie et clinique) drastique. L'indication chirurgicale (arachnoïdolyse, plastie durale d'agrandissement) repose principalement sur la symptomatologie clinique. Cependant, si des modifications précoces et rapides de leur fraction d'anisotropie sont mises en évidence, ces patients devront bénéficier rapidement d'une prise en charge neurochirurgicale adaptée (arachnoïdolyse, plastie durale d'agrandissement).

III-1-2-2 Physiopathologie de la lésion médullaire

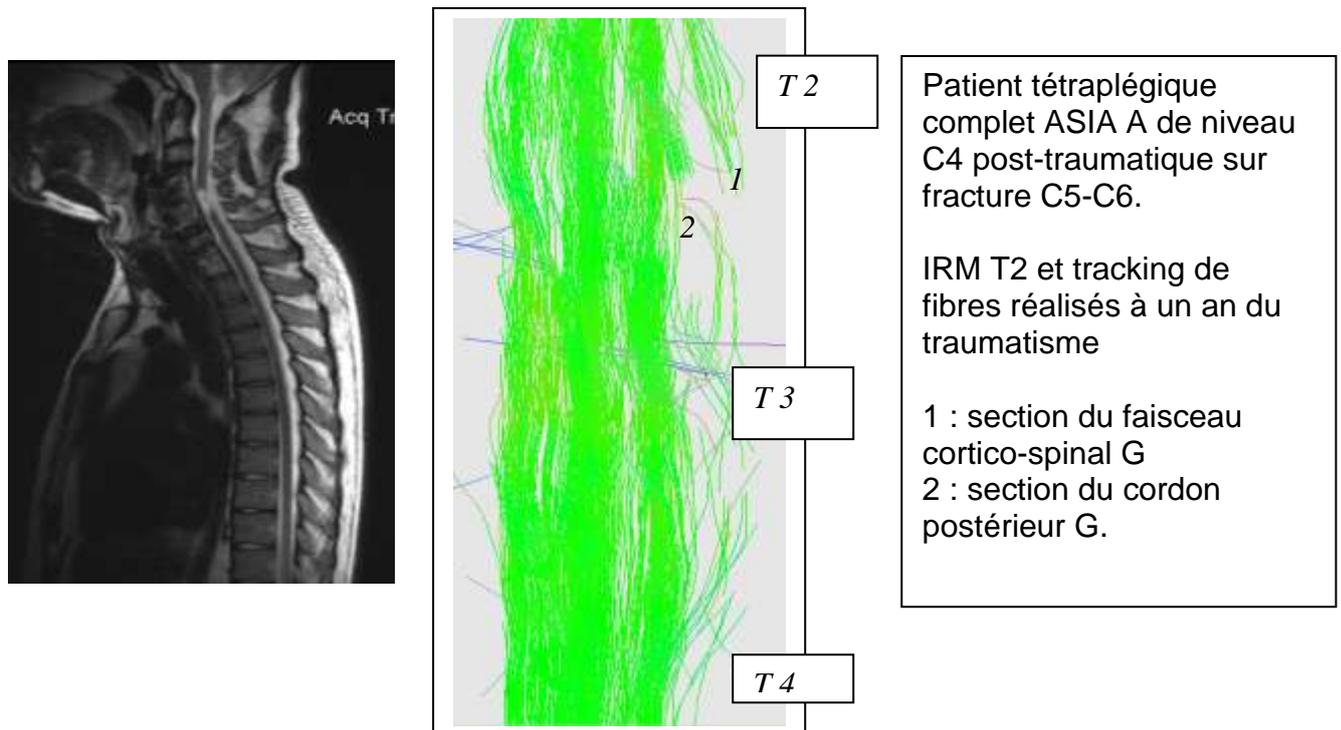
III-1-2-2-1 Evolution lésionnelle et sous-lésionnelle.

L'équipe du Pr Ducreux a étudié la distribution des fibres de la substance blanche médullaire chez des patients ayant eu une atteinte médullaire traumatique cervico-thoracique. Ils ont ensuite corrélé l'analyse anatomique des fibres de la substance blanche avec les aires cérébrales activées en IRM fonctionnelle, afin d'étudier les voies de conduction cérébro-médullaires persistantes. Le tracking de fibres leur permettait de visualiser les faisceaux cortico-spinaux : pyramidal croisé et quelques faisceaux extra-pyramidal (rubro-spinal et réticulo-spinal latéral) et les cordons postérieurs (faisceaux de Goll et Burdach). L'analyse du tracking reste subjective : s'il était visualisé une section ou une raréfaction importante des fibres, le tracking est considéré comme anormal, un simple écartement des fibres est côté normal.

Chez des patients n'ayant pas de passages sensitifs en sous-lésionnel, une conservation des cordons postérieurs au niveau lésionnel et en dessous est observée, avec une conservation de la transmission de l'information sensitive.

Pour 4 patients, le T2 est normal en sous-lésionnel, alors que l'on retrouve une diminution de la fraction d'anisotropie. Les images du tracking et l'analyse de la fraction d'anisotropie surpassent les anomalies visibles en IRM T2.

Patient tétraplégique complet ASIA A de niveau C4 post-traumatique sur fracture C5-C6 : analyse en IRM T2 et tenseur de diffusion avec reconstruction en tractographie.



Le site lésionnel n'a pu être visualisé, en raison d'artéfacts induits par le matériel d'ostéosynthèse, artéfact rendant l'interprétation impossible jusqu'à 2 niveaux sus et sous jaccents à la zone traumatique.

En tractographie, la lésion de fibres est visible en dessous du niveau lésionnel C5 C6 défini par un hypersignal T2 sur la coupe sagittale. On visualise une section complète du faisceau cortico-spinal gauche et une section partielle du cordon postérieur gauche en arrière de T2 et T3, soit 4 niveaux vertébraux en dessous.

Des lésions des faisceaux de fibres sont visibles chez tous les patients, même chez certains patients complets (AIS A) présentant une persistance de l'activation en zone motrice (définie en IRM fonctionnelle et électrophysiologie). La visualisation de section de fibres au tracking rejoint la clinique mais ne signifie pas qu'il n'existe plus de transmission de l'influx nerveux. Cela signifie que chez ces patients, certains faisceaux de fibres motrices persistent et ces patients devraient être plus enclin à récupérer de leur déficit après traitement.

Après une lésion médullaire, les fibres motrices et sensitives seraient sectionnées au niveau de la lésion. Chez l'Homme, aucune donnée actuelle (clinique, imagerie, électrophysiologie) ne permet de préciser le devenir des faisceaux moteurs et sensitifs : stabilisation, atrophie ou rétraction. Les techniques d'imagerie fonctionnelle et de tenseur de diffusion pourraient permettre d'obtenir des informations complémentaires concernant les faisceaux de la moelle persistants et les aires cérébrales de sensibilité et de motricité activées. L'étude en imagerie fonctionnelle cérébrale et en tracking de fibres des patients lésés médullaires, serait pertinente précocement et à distance du traumatisme pour suivre le devenir des faisceaux médullaires et celui des aires cérébrales en fonction du caractère intact ou lésé des faisceaux. Une étude en IRM de tenseur de diffusion corrélée à une analyse clinique et en IRM fonctionnelle permettrait une analyse plus fine de la lésion : niveau ? persistance ou non de fibres descendantes ou ascendantes ?

III-1-2-2-2 Analyse sus-lésionnelle

L'IRM de tenseur de diffusion permet une étude quantitative et affinée des conséquences supra-tentorielles d'une atteinte médullaire post-traumatique. En IRM conventionnelle, séquences pondérées T2, Crawley en 2004 ne retrouve, aucune modification significative du cortex moteur chez des patients traumatisés médullaires versus le groupe contrôle (37). Des études expérimentales ont montré une altération du cortex moteur primaire avec une mort neuronale suivant un traumatisme médullaire.

Wrigley et al. ont analysé en IRM de tenseur de diffusion des patients blessés médullaires complets de niveau thoracique (38). Ils objectivent une diminution significative du facteur d'anisotropie au niveau du cortex moteur primaire, du cortex préfrontal, du cortex cingulaire antérieur et du cortex cérébelleux supérieur. Ils attribuent cette diminution à une diminution du volume de substance grise. La tractographie réalisée révèle des anomalies structurelles du faisceau cortico-spinal et cortico-pontique chez les patients paraplégiques thoraciques complets. Cette étude conclut à l'existence de modifications structurelles du cortex moteur et des voies longues descendantes (tracti cortico-spinal) dans les suites d'une atteinte médullaire thoracique. Selon les auteurs, ces modifications anatomiques pourraient limiter la récupération motrice. En revanche, les auteurs n'ont pas détaillé : l'analyse clinique

précise des patients en terme de niveau lésionnel, l'origine du traumatisme médullaire, le délai entre le traumatisme et la prise en charge neuro-chirurgicale.

L'atteinte médullaire peut induire des modifications sur les structures supra-spinales. Selon Wrigley, ces conséquences entrent dans le cadre d'une atrophie des tracti cortico-spinaux et du cortex moteur dans leur portion sus lésionnelle. Ces données sont controversées.

D'autres auteurs, attribuent ces modifications davantage à une neuroplasticité neuronale du cortex sensorimoteur. Jurkiewicz établit une corrélation entre la récupération motrice de patients blessés médullaires et les modifications du facteur d'anisotropie du cortex moteur (39).

L'étude de Ducreux permet d'objectiver des anomalies visibles sur l'IRM de tenseur de diffusion en sus-lésionnel, suggérant éventuellement une rétraction des fibres nerveuses au-dessus de la lésion sans traduction clinique. Ces conclusions sont à considérer en regard des limites de la tractographie et de son interprétation : une interruption de fibres n'est pas synonyme de section anatomique des tracti médullaires et l'interprétation de la localisation des faisceaux cortico-spinaux et des cordons postérieurs n'est que subjective.

Ellingson et al. ont étudié en IRM de tenseur de diffusion des patients blessés médullaires à plus de 4 ans après le traumatisme (40). La fraction d'anisotropie globale de la moelle étudiée de C1 à L1 est significativement diminuée par rapport au groupe contrôle ; de plus cette diminution est corrélée au caractère complet ou incomplet de l'atteinte. La fraction d'anisotropie sus lésionnelle est diminuée par rapport aux données des sujets sains. Ils supposent alors que toute la moelle même sus lésionnelle est affectée après une atteinte médullaire traumatique.

Wrigley et al démontrent qu'il existe une modification du cortex moteur et des voies motrices descendantes après une atteinte médullaire thoracique complète. En IRM de tenseur de diffusion, ils trouvent une diminution de la fraction d'anisotropie au niveau du cortex moteur primaire pré-frontal, du cortex cingulaire, cortex cérébelleux supérieur, et des anomalies structurelles sur les faisceaux cortico-spinaux et cortico-pontiques. Les auteurs ne précisent pas le niveau d'atteinte, le caractère complet ou incomplet, l'âge des patients et le délai de l'analyse après le traumatisme. Ces travaux vont dans le sens d'une modification du cortex sensitivo-moteur après un traumatisme médullaire, comme ceux de Jurkiewicz en 2006. : atrophie ou réorganisation neuronale.

L'IRM de tenseur de diffusion pourrait être un outil d'études des conséquences de la lésion médullaire sur les structures nerveuses situées au-dessus de la lésion (médullaires et supra-spinales) : mise en évidence d'une atrophie, d'une réorganisation des structures nerveuses (neuroplasticité du cortex sensitivo-moteur) objectivée par une IRM fonctionnelle ou d'une dégénérescence Wallérienne. On ne connaît pas encore l'application pratique de ces constatations dans la prise en charge de patients blessés médullaires post-traumatiques.

III-1-2-2-3 Dégénérescence Wallérienne (41-42-43-44)

Définition

La dégénérescence Wallérienne est consécutive à la déconnection de l'axone de son corps cellulaire et se caractérise par la dégénérescence de l'axone et de sa gaine de myéline en aval de la section. Sa progression s'effectue dans le sens cellulifuge.

La dégénérescence axonale (dégénérescence Wallérienne rétrograde pour certains auteurs) ou axonopathie s'observe lorsque les anomalies le plus souvent métaboliques ou toxiques affectent directement l'axone à proximité du corps cellulaire ou à distance. Elle affecte principalement les fibres de gros diamètres (tracti cortico-spinaux et les cordons postérieurs). Elle se rapproche de la dégénérescence Wallérienne avec comme différence essentielle : son début à la partie distale de l'axone, sa progression dans le sens cellulipète (dying back) s'accompagnant parfois de la survenue ultime d'une chromatolyse de corps cellulaire.

Dégénérescence Wallérienne et blessés médullaires

La survenue de la dégénérescence Wallérienne est plus tardive dans le système nerveux central, que périphérique. Le processus est achevé sur une période de 3 semaines pour le SNP (réactions des macrophages), et de 2 ans pour le SNC (réaction astrocytaire favorisant la croissance axonale mais aussi la cicatrice microgliale). Elle est décrite pour les pathologies sus-tentorielles (AVC ischémique) mais peu décrite dans la pathologie médullaire.

Des études expérimentales sur des modèles animaux ont objectivé une dégénérescence Wallérienne des cordons postérieurs et des faisceaux cortico-spinaux latéraux au-dessus et

en dessous d'une lésion médullaire : respectivement 8 jours et 12 jours après le traumatisme.

Kozlowski et al. ont établi une corrélation entre la diminution du facteur d'anisotropie (mesuré caudalement et rostralement au traumatisme médullaire) et la perte axonale des faisceaux cortico-spinaux et des cordons postérieurs 3 semaines après un traumatisme médullaire expérimental en C5 chez des rats.

Guleria et al. ont démontré l'existence d'une dégénérescence Wallérienne rétrograde du faisceau cortico-spinal chez des patients tétraplégiques complets à plus d'un an du traumatisme. La valeur de la fraction d'anisotropie est mesurée lors d'une IRM de tenseur de diffusion, au niveau du pont, bulbe, du bras postérieur de la capsule interne et de la corona radiata. Une diminution significative de la fraction d'anisotropie du tractus cortico-spinal intra-crânien est observée, comparativement au groupe contrôle. Selon les auteurs cette diminution serait en lien avec une dégénérescence « Wallérienne » rétrograde du faisceau cortico-spinal. Inversement, la fraction d'anisotropie dans la corona radiata était augmentée, signifiant une restauration, une réorganisation des fibres de la substance blanche. Ils supposent que les paramètres calculés par l'IRM de tenseur de diffusion objectivent une dégénérescence Wallérienne ou une réorganisation intrinsèque des fibres de la substance blanche sus lésionnelles à distance d'un traumatisme médullaire.

L'IRM de tenseur de diffusion apporterait une meilleure compréhension des conséquences physiopathologiques d'une lésion médullaire sur les structures nerveuses sus et sous jacente à l'atteinte. Il est trop tôt pour en faire des déductions thérapeutiques ou établir des facteurs pronostics éventuels. Sa réalisation pourrait permettre de mieux cibler des thérapeutiques de régénération médullaire : greffes neuronales, transplantation de cellules de Schwann, ou de facteurs inhibiteurs de la croissance limitant la réaction astrocytaire.

III-1-3 Conséquences sur la prise en charge

III-1-3-1 Chirurgicale

Le diagnostic initial d'une atteinte médullaire est avant tout clinique : détermination d'un niveau neurologique sensitif et moteur par l'établissement du score ASIA. La prise en charge au moment du diagnostic est neuro-chirurgicale : stabilisation d'un rachis fracturé, décompression de la moelle. Cette prise en charge doit être réalisée en urgence que l'atteinte médullaire post-traumatique soit complète ou incomplète en vue d'améliorer le pronostic fonctionnel et limiter les conséquences secondaires et tertiaires de la lésion médullaire. Cependant, la mesure de la fraction d'anisotropie peut être un moyen de quantifier le résultat d'une décompression médullaire : une fraction d'anisotropie normale ou élevée au niveau du site lésionnel après la chirurgie authentifierait une meilleure décompression médullaire qu'une fraction d'anisotropie basse. Aucune étude cependant sur des modèles humains ne vient confirmer cette hypothèse.

L'IRM de tenseur de diffusion et le tracking de fibres sont des outils d'imagerie déjà utilisés en neuronavigation per-opératoire de lésions tumorales intra-crâniennes (cavernomes et gliomes).(45) Cette technique permet une visualisation et une localisation précise per-opératoire de la tumeur par rapport aux faisceaux cortico-spinal et des radiations optiques. Dans l'étude de Nimsky (46), seize patients porteurs de tumeurs intra-crâniennes à proximité du faisceaux cortico-spinal, ont eu une exérèse tumorale guidée par neuronavigation couplée une IRM de tenseur de diffusion. Chez tous les patients, les faisceaux cortico-spinaux et les radiations optiques ont pu être visualisés et quinze d'entre-eux n'ont eu aucune séquelles motrices ou visuelles dans les suites de leur exérèse. Les auteurs proposent que cette technique de neuronavigation puisse être appliquée à la pathologie médullaire. Cependant, des limites peuvent rendre son application difficile : le faible ratio signal bruit lié au moindre volume de la moelle épinière par rapport au parenchyme cérébral, les artéfacts nombreux dus à la pulsativité du liquide cérébro-spinal, le rythme cardiaque et respiratoire et la susceptibilité des artéfacts magnétiques par l'environnement osseux. De plus, la marge d'erreur est de 2 mm pour la neuronavigation appliquée à l'encéphale, ce qui est non négligeable en vue de son application à la neurochirurgie de la moelle épinière.

L'IRM de tenseur de diffusion a montré sa plus grande sensibilité pour le diagnostic d'anomalies médullaires par rapport à une IRM conventionnelle. Elle permet d'objectiver des anomalies en lien avec une perte axonale dans le cadre d'une dégénérescence Wallérienne par exemple. Elle permettrait alors une analyse plus fine de la lésion en terme de niveau et de persistance de fibres descendantes ou ascendantes. Ceci est le pré-requis des stratégies de réparation médullaire chirurgicale. Une des perspectives de la recherche est la greffe neuronale et les pontages nerveux centraux. Les résultats des pontages nerveux centraux entre une structure source centrale et une structure cible centrale sous-lésionnelle montrent que des contacts synaptiques fonctionnels peuvent être établis au niveau de la structure cible (47). Ils prouvent la possibilité de régénérer des axones le long d'un pontage nerveux autologue à partir des motoneurones sus-lésionnels et d'établir une reconnexion fonctionnelle avec des motoneurones sous-lésionnels.

Ces reconnexions fonctionnelles valident l'intérêt des pontages nerveux en tant que stratégie de reconstruction du système nerveux central lésé. Si la greffe est réalisée au niveau lésionnel, aucune régénération axonale et reconnexion fonctionnelle ne pourra être établie. L'IRM de tenseur de diffusion et le tracking de fibres par leur meilleure analyse du niveau lésionnel pourront guider et orienter ces pontages nerveux.

Il en est de même pour les transplantations de cellules gliales olfactives. Les résultats expérimentaux montrent la possibilité d'une réactivation fonctionnelle d'éléments neuronaux sous-lésionnels à partir de la régénération de voies centrales sus-lésionnelles (48). Cette transplantation est un succès si les cellules gliales olfactives sont greffées rostralement et immédiatement caudalement à la lésion médullaire. Une meilleure précision et analyse du niveau lésionnel permettrait de mieux cibler ces transplantations.

III-1-3-2 Rééducative

Des techniques rééducatives spécifiques sont développées chez des patients blessés médullaires incomplets, en vue d'améliorer leur capacité fonctionnelle. Ces techniques incluent la marche en suspension sur tapis et la stimulation électrique fonctionnelle.

Le caractère complet ou incomplet d'une atteinte médullaire est une entité clinique. Elle est définie selon les critères de l'American Spinal Injury Association : le caractère complet est l'absence de sensibilité et de motricité volontaire au niveau des derniers métamères sacrés (S4-S5).

Edelle et al. ont étudié les conséquences d'une prise en charge rééducative associant ces techniques chez 19 paraplégiques incomplets AIS C à plus d'un an du traumatisme (49). Ces patients s'entraînaient une heure et demie par jour, cinq jours par semaine, durant trois mois. Les critères analysés sont : la vitesse de marche sur et hors tapis, l'endurance, la distance parcourue et le score moteur des muscles des membres inférieurs. L'analyse est effectuée comparativement avant et après la prise en charge. Les résultats montrent que tous les patients ont une amélioration de la vitesse de marche sur tapis et de leur force motrice. Les auteurs attribuent entre autres ces résultats à une activation du générateur spinal de marche par des influx sensitifs et le concept de l'entraînement orienté par la tâche, qui faciliterait la récupération fonctionnelle.

L'IRM de tenseur de diffusion et le tracking de fibres permettent une analyse anatomique plus fine des voies ascendantes et descendantes intra-médullaires. Elle permet une meilleure analyse du niveau lésionnel : interruption de fibres, diminution locale du facteur d'anisotropie. Elle pourrait permettre d'objectiver la persistance de fibres au niveau lésionnel chez des patients complets. Cette analyse couplée à une étude électrophysiologique (potentiels évoqués moteurs et somesthésiques) objectiverait un passage sensitif et moteur au niveau lésionnel. Un patient qui serait complet cliniquement, ne le serait pas d'un point de vue anatomique et électrophysiologique.

Chez ces patients, l'intérêt d'appliquer des techniques rééducatives développées chez les patients incomplets, comme l'a décrit Edelle, peut se discuter (marche en suspension sur tapis roulant, stimulation électrique fonctionnelle)... Des études cliniques, électrophysiologiques et en IRM de tenseur de diffusion de patients blessés médullaires mériteraient d'être menées, afin d'objectiver cette hypothèse.

III-2 Lésions médullaires non traumatiques

Des études récentes portent sur l'imagerie en tenseur de diffusion de pathologies médullaires non traumatiques : pathologies tumorales, inflammatoires et vasculaires (50-51).

L'utilisation de l'IRM de tenseur de diffusion permet une analyse plus fine des conséquences de la lésion sur les fibres de la substance blanche. Dans certains cas, elle permet de mieux orienter la prise en charge de ces patients.

III-2-1 Pathologie tumorale et DTI

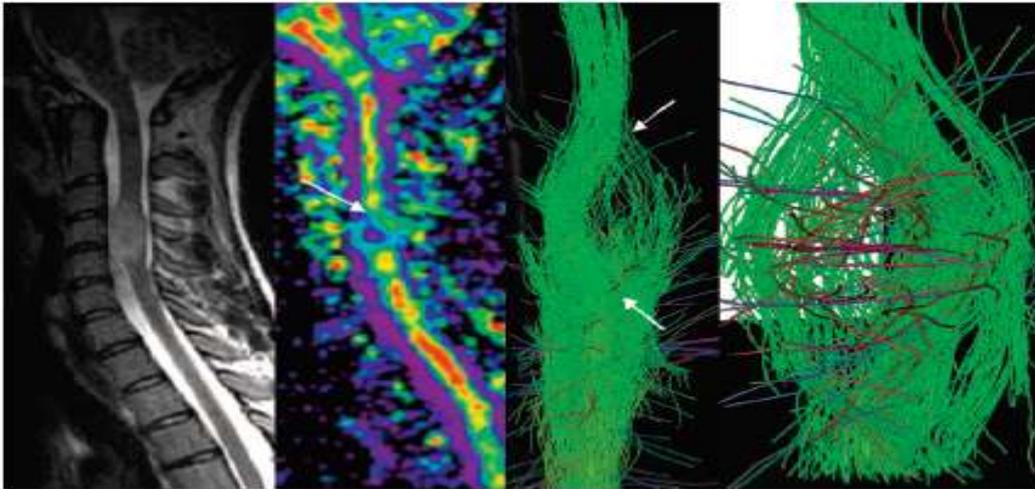
Astrocytomes

Ducreux et al. ont analysé en IRM de tenseur de diffusion et en tractographie 5 patients porteurs d'astrocytome médullaire (21) : le diagnostic a été porté sur des critères histologiques lors d'une biopsie et d'imagerie (IRM standard T2). Tous les patients ont une fraction d'anisotropie diminuée au niveau du site tumoral (0,48 pour les tumeurs solides, pour une normale à 0,74 dans cette étude). Cette diminution nous oriente soit vers un œdème extra-cellulaire et/ou une diminution du nombre de fibres nerveuses augmentant alors l'espace extra-cellulaire. La reconstruction en tractographie permet de visualiser les limites tumorales chez 2 patients uniquement. L'astrocytome avait une composante principalement solide. Pour les 3 patients dont la composante de l'astrocytome médullaire est kystique, la tractographie ne permet pas de visualiser la tumeur : la fraction d'anisotropie d'une tumeur kystique est environ de 0,18, donc de tonalité isotropique, proche de celle du LCR. L'algorithme de reconstruction du tracking de fibres ne permet pas de différencier le LCR, d'une masse tumorale kystique ou d'un œdème extra-cellulaire important. En cas de fraction d'anisotropie effondrée, une interruption de fibres est objectivée à la tractographie.

Ces données suggèrent que le tracking de fibres permet de visualiser la déformation des fibres de la substance blanche, uniquement en cas d'astrocytome à composante solide. Cette technique permet de préciser les limites tumorales, la conséquence sur les tracti. Elle pourrait nous orienter sur l'origine du déficit neurologique des patients : œdème péri-lésionnel, atteinte directe des faisceaux intra-médullaire par le processus tumoral. Nous pourrions en attendre des déductions pronostiques de récupération. La persistance de

fibres ou une fraction d'anisotropie normale au niveau tumoral serait de meilleur pronostic qu'une diminution étendue de la FA. Cependant, cette technique manque de sensibilité et de spécificité pour les tumeurs à composante principalement liquidienne.

Les auteurs ne précisent pas l'impact des résultats du tracking de fibres sur la décision thérapeutique et le suivi.

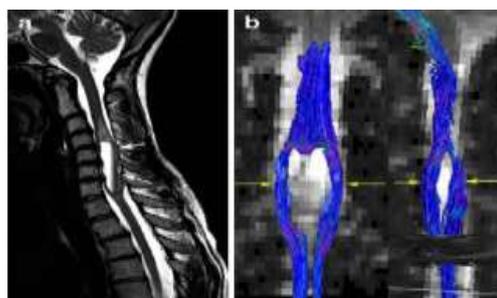


Analyse en IRM T2 et tenseur de diffusion d'un astrocytome intra-médullaire solide.

Visualisation des limites tumorales et de la déformation des tracti en tenseur de diffusion et de l'œdème péri-tumoral (chute locale de la fraction d'anisotropie)

Ependymomes

Vargas et al. ont évalués en IRM de tenseur de diffusion des patients porteurs d'épendymomes médullaires de localisation cervicale (52). La tractographie permet de visualiser le déplacement, la déformation des fibres nerveuses autour de la tumeur médullaire ou l'interruption de celles-ci. L'analyse en tenseur de diffusion permettrait de faire la discrimination entre un effet de masse tumoral et un envahissement tumoral sur les structures nerveuses.



Ependymome en arrière de C5-C7.

Visualisation du déplacement des fibres autour de la tumeur : persistance de tracti, sans interruption de fibres.

Gliomes

L'étude des gliomes médullaires est une autre application potentielle de l'IRM de tenseur de diffusion en neuro-oncologie. Déjà développée pour les gliomes supra-tentoriels, cette technique d'imagerie est intégrée dans les techniques de neuronavigation per-opératoire (52). Elle permet une meilleure localisation du gliome par rapport à la substance blanche et aux faisceaux cortico-spinaux ou radiations optiques. La mesure de la fraction d'anisotropie permet aussi une évaluation pré-opératoire du grade tumoral (53) : il existe une corrélation entre une fraction d'anisotropie basse et un grade tumoral faible. Ce paramètre permet d'orienter la stratégie chirurgicale et de guider des biopsies stéréotaxiques. L'IRM de tenseur de diffusion permet une analyse plus fine des rapports anatomiques du gliome avec le tissu nerveux : distinction de la tumeur et de la substance blanche et grise, avec une excellente corrélation histologique, comme le démontrent Inglis et al sur des modèles animaux (54).

III-2-2 DTI et pathologies inflammatoires

Sclérose multiple (55-56-57)

L'IRM de tenseur de diffusion dans l'étude des scléroses multiples s'avèrent être plus sensible et spécifique pour le diagnostic d'atteinte médullaire que les séquences standards pondérées T2. Elle permet de mettre en évidence des anomalies (diminution significative de la fraction d'anisotropie) non visualisées en IRM T2. Agosta et Hesseltine ne précisent pas s'il existe une corrélation clinique au moment de la réalisation de l'IRM ou si l'atteinte visualisée peut prédire un déficit neurologique ultérieur. L'analyse de la fraction d'anisotropie réalisée à différents niveaux médullaires permet de détecter des anomalies occultes, d'affirmer l'évolution de la sclérose multiple et de quantifier les effets des thérapeutiques employées. Les variations la fraction d'anisotropie permettraient de quantifier de façon spécifique la perte axonale. La corrélation entre la fraction d'anisotropie et la perte axonale et la démyélinisation est prouvée sur des modèles animaux.

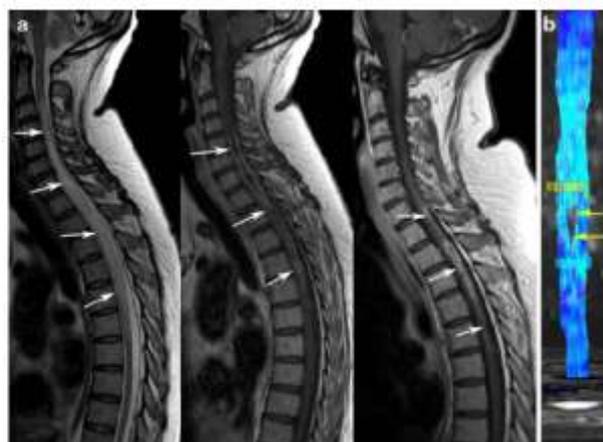
Sclérose en plaque

Son application dans la sclérose en plaque n'est pas décrite. Selon Renoux, elle affinerait le diagnostic en visualisant des anomalies infra-cliniques et non visualisées en séquence d'IRM conventionnelle. Les critères de Barkhof et al. se basent sur l'analyse médullaire et supra-tentorielle en séquences T1 avec et sans injection de Gadolinium et T2. L'imagerie de tenseur de diffusion visualiserait, par sa meilleure sensibilité, des lésions non objectivées en séquences standard. Cependant, les nouvelles techniques d'IRM (spectroscopie, imagerie fonctionnelle ou de diffusion) ne participent pas encore à la définition des critères diagnostiques actuels.

Neuromyéélite optique de Devic

L'IRM de tenseur de diffusion permet d'objectiver une interruption des fibres à la jonction cervico-thoracique sur la tractographie chez des patients porteurs d'une neuromyéélite optique de Devic (52). L'étendue de l'atteinte objectivée sur la reconstruction en tracking de fibres est inférieure à celle visualisée sur la coupe sagittale en séquence T2. Par la suite, les imageries conventionnelles (délai non précisé) ont révélée une lésion plus petite correspondant à celle visualisée à la tractographie initiale. Cliniquement, le patient s'est amélioré sur le plan fonctionnel. La tractographie permettrait une meilleure visualisation des conséquences d'une myélopathie inflammatoire sur les fibres de la substance blanche. Cependant, les auteurs ne mentionnent pas le niveau neurologique du patient que ce soit initialement ou lors de sa récupération, pour préciser la corrélation radio clinique éventuelle de la tractographie.

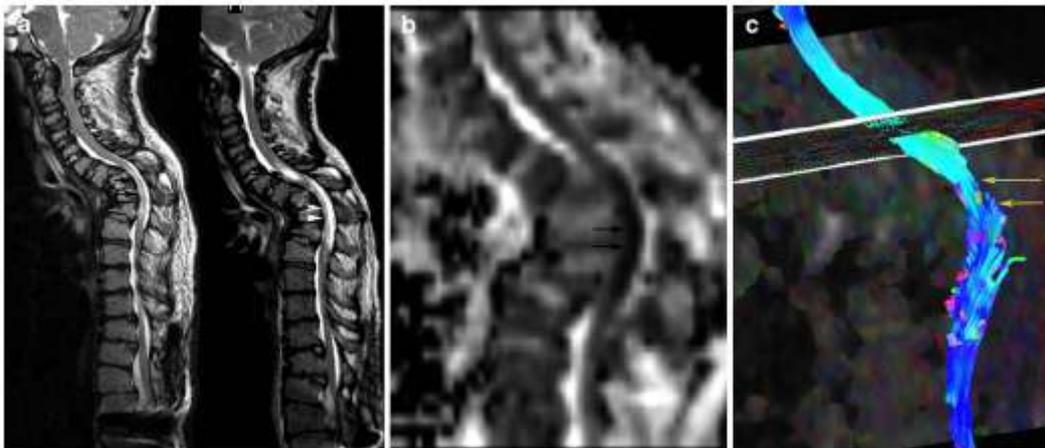
Fig. 4 Devic syndrome. a On the initial sagittal T2-weighted image there is a long hyper-intensity in the spinal cord (white arrow) going from the upper cervical region to the mid-thoracic cord (top); there is also peripheral enhancement (white arrow); the control MRI shows a decrease of contrast enhancement (white arrow). b The tractography shows an interruption of the fibres in the spinal cord (arrows)



III-2-3 DTI et pathologie vasculaire

Pathologie ischémique (52)

L'imagerie en IRM de tenseur de diffusion a montré sa supériorité, en terme de diagnostic précoce par rapport à une IRM standard pour la pathologie ischémique : l'imagerie initiale retrouve une interruption des fibres à la jonction cervico-thoracique. L'ischémie est confirmée secondairement par l'apparition d'un hypersignal T2.



DTI et malformations artério-veineuses médullaires (58-59)

Les malformations artério-veineuses intra-médullaires sont des formations congénitales, même si leur architecture se modifie secondairement. Elles sont toujours constituées par des shunt artérioveineux de petite taille, multiples, réalisant une structure complexe appelé nidus. Ce nidus compact ou diffus est une malformation à haut débit, en règle multipédiculée, alimentée principalement par l'artère spinale antérieure. Celui-ci est situé dans la profondeur de la moelle ou à la fois en intra-médullaire et à la surface de la moelle. La symptomatologie est le plus souvent brutale due à la survenue d'une hématomyélie ou d'une hémorragie méningée spinale. Le niveau du déficit neurologique correspond en règle à la localisation de la MAV, car l'hématome est centré sur le nidus. Les signes cliniques peuvent être d'apparition sub-aigue due à une ischémie secondaire à l'hémodétournement et plus rarement due à la compression veineuse des structures nerveuses.

Ozanne et al ont démontré chez 9 patients porteurs d'une malformation artério-veineuse médullaire l'intérêt diagnostique, topographique et pronostique de cette technique d'IRM. Au niveau du nidus de la MAV, les tracti médullaires peuvent s'avérer normaux, séparés, déplacés ou interrompus mais non enfouis au sein du nidus. L'interruption des fibres visualisées sur la tractographie et la diminution de la fraction d'anisotropie à la partie distale du nidus étaient cohérentes avec les symptômes cliniques. Il existe une relation clinique entre les résultats quantitatifs de la fraction d'anisotropie aux différents étages médullaire à distance du nidus et de la perte de fibres objectivées sur la tractographie, selon les auteurs. L'imagerie en tenseur de diffusion permet de différencier dans certains cas une congestion veineuse (fraction d'anisotropie basse), d'un effet de masse sur les tracti (fraction d'anisotropie élevée). Ces deux phénomènes sont à l'origine de la symptomatologie neurologique. L'approche thérapeutique diffère dans les 2 cas : réduction endovasculaire par des micro-particules (agents d'embolisation calibrés de 100 à 1000 microns) du flux veineux pour traiter la congestion veineuse, réduction endovasculaire par colles biologiques de la taille du nidus pour traiter l'effet de masse. Ils supposent que cette technique permet une nouvelle approche diagnostic et thérapeutique des MAV, ainsi qu'une meilleure compréhension de leur physiopathologie complexe.

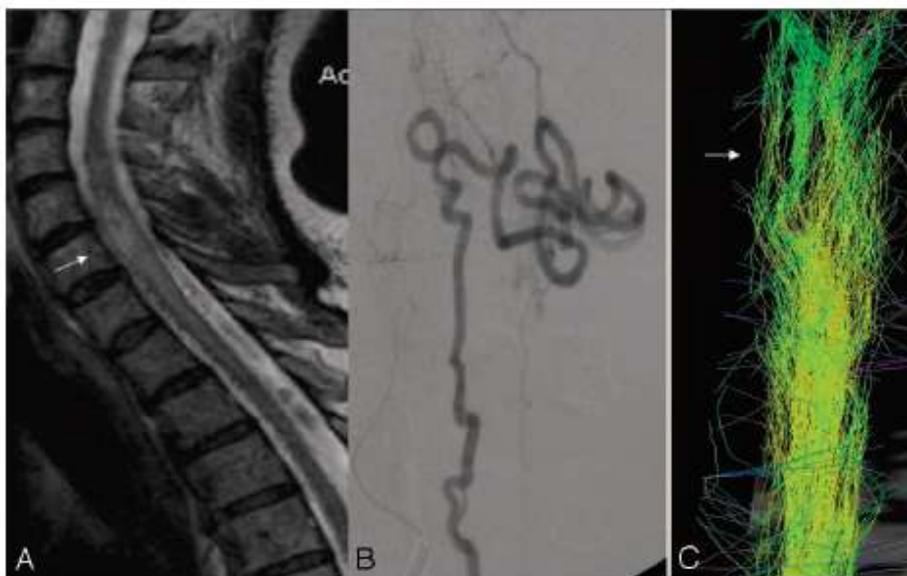


Fig 1. Venous congestion of the spinal cord and separated tracts (patient 1, DTI₂₅₄). This 57-year-old woman presented with a 2-year history of progressive paresthesia in the bilateral lower limbs, followed by further development of leg weakness and sphincter problems. The McCormick score was II. A pial arteriovenous fistula that was fed by the lateral spinal artery arising from the left posteroinferior cerebellar artery was found.

A, T2-weighted images showed enlargement of the spinal cord at the C6 level with hyperintensity reflecting local venous congestion (arrow).

B, There was a dilated vessel at the anterior surface of the cord, which corresponded with a vein draining the shunt caudally, as depicted on selective injection during angiography.

C, Posterior view of the FT₂₅₄ showed separated fascicles at the level of C6 (arrow), with global enlargement of the beam of tracts. The remaining fibers were grouped together into fascicles. By counting the tracts at the level of the congestion (674) and below it (741; ratio: lesion level/caudal to lesion = 0.91), we were able to show that there was no evidence of focal interruption of the tracts.

CONCLUSION

La moelle épinière est la structure de choix pour une étude en IRM de tenseur de diffusion. L'orientation céphalo-caudale de ses tracti en fait une structure fortement anisotropique. Cependant, les limites de son application à la pathologie médullaire sont nombreuses. Du fait de son faible volume comparativement à l'encéphale, son analyse en tenseur de diffusion est difficile et soumise à de nombreux artéfacts : la barrière osseuse vertébrale, le rythme cardiaque et respiratoire, la pulsativité du liquide cérébro-spinal et la proximité du matériel d'ostéosynthèse rachidien dans la pathologie traumatique.

Cependant, l'analyse objective de la fraction d'anisotropie couplée à une reconstruction tridimensionnelle (tractographie) a montré sa supériorité par rapport aux séquences d'IRM T2. Elle permet une meilleure analyse pour le diagnostic d'anomalies médullaires et le retentissement de la lésion sur les tracti (cordons postérieurs et faisceau pyramidal) dans les limites d'interprétation de la tractographie.

Elle affine le diagnostic en terme de niveau lésionnel, apporte une meilleure compréhension de la physiopathologie de la lésion médullaire et de ses conséquences sur les tracti sus et sous lésionnels. Il est en revanche trop tôt pour établir avec les données de la littérature actuelle des critères pronostiques de la lésion médullaire.

Il paraît intéressant de réaliser une étude prospective en IRM médullaire de tenseur de diffusion et tractographie chez des patients blessés médullaires post-traumatiques. Les objectifs seraient de dégager initialement des facteurs pronostics de récupération de lésions médullaires traumatiques en IRM de tenseur de diffusion, en les corrélant aux données cliniques, électrophysiologiques et en IRM fonctionnelle. L'analyse à la phase aigue paraît difficilement réalisable en pratique et serait artéfactée par la présence du matériel d'ostéosynthèse. Sa réalisation serait pertinente à l'entrée du patient dans les services de Rééducation, après l'ablation du matériel rachidien.

A terme, nous pourrions :

- dépister des évolutivités de pathologies avérées (syringomyélie post-traumatiques, myélopathies progressives),
- en déduire un potentiel évolutif et prédictif de leur extension.

En corrélant l'analyse anatomique des fibres de la substance blanche, l'évolution du facteur d'anisotropie mesuré en sus lésionnel, lésionnel et sous-lésionnel avec l'activation cérébrale et les données électrophysiologiques et cliniques, nous pourrions objectiver des voies de conduction cérébro-médullaires persistantes, affiner le diagnostic en terme de niveau lésionnel. Ceci est le pré-requis des stratégies de réparation et régénération médullaire.

BIBLIOGRAPHIE

- 1- **Maynard FM, Bracken MB, Creasey G, Ditunno JF, Donovan WH, Ducker TB, Garber SL, Marino RJ, Stover SL, Tator CH, Waters RL, Wilberger JE, Young W.**
International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury.
American Spinal Injury Association.
Spinal Cord 1997;35(5):266-74
- 2- **Wang et al.**
A clinical magnetic resonance imaging study of the traumatised spinal cord more than 20 years following injury.
Paraplegia 1996;34:65-81
- 3- **Oppenheim C, Ducreux D, Rodrigo S, Tourdias T, Pierrefitte S, Meder JF.**
Imagerie en tenseur de diffusion et tractographie de l'encéphale et de la moelle.
J Radiol 2007 ;88 :510-20
- 4- **Habas C.**
Fondements physiques élémentaires de la tractographie en tenseur de diffusion.
J Radiol 2004 ;85:281-6
- 5- **Holder C, Muthupillai R, Munkundan S.**
Diffusion-weighted MR imaging of the normal human spinal cord in vivo.
Am J Neuroradiol 2000;21:1799-1806
- 6- **Rossi C, Boss A, Steidle G, Martirosian P, Schick F.**
Water diffusion anisotropy in white and gray matter of the human spinal cord.
J magn reson imaging 2008;27(3):476-82
- 7- **Ducreux D, Fillard P, Tadié M, Lasjaunias P.**
Imagerie de tenseur de diffusion et tracking de fibres chez des patients traumatisés du crâne et de la moelle.
Imagerie cérébrale fonctionnelle et rééducation. Edition Masson 2006. 23-29
- 8- **Basser PJ, Pierpaoli C.**
Microstructural and physiological features of tissues elucidated by quantitative diffusion tensor MRI
J Magn Reson 1996;111:209-29

- 9- **Ellingson BM, Ulmer JL, Schmit BD**
Gray and white matter delineation in the human spinal cord using diffusion tensor imaging and fuzzy logic.
Acad Radiol 2007;14(7):847-58
- 10- **Facon D, Ozanne A, Fillard P, Lepeintre JF, Tournoux-Facon C, Ducreux D.**
MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in spinal cord compression.
Am J Neuroradiol 2005;26:1587-94
- 11- **Rossi C, Boss A, Lindig TM, Martirosian P, Steidle G, Schick F.**
Diffusion tensor imaging of the spinal cord at 1,5 and 3,0 Tesla
ROFO 2007;179(3):219-24
- 12- **Jones DK.**
The effect of gradient sampling schemes on measures derived from diffusion tensor MRI: a Monte Carlo study.
Magn Reson Med 2004;51:807-15.
- 13- **Summers P, Staempfli P, Jaermann T, Kwiecinski S, Kollias S.**
A preliminary study of the effects of trigger timing on diffusion tensor imaging of the human spinal cord.
Am J neuradiol 2006;27(9):1952-61
- 14- **Mamata H, Jolesz FA, Maier SE.**
Apparent diffusion coefficient and fractional anisotropy in spinal cord : age and cervical spondylosis-related changes.
J Magn Reson Imaging 2005;22(1):38-43
- 15- **Cercignani M, Horsfield M, Agosta F, Filippi M**
Sensitivity encoded diffusion tensor imaging of the cervical cord.
Am J Neuroradiol 2003;24:1254-6
- 16- **Ries M, Jones M, Dousset V, Moonen C.**
Diffusion tensor MRI of the spinal cord.
Magn Reson Med 2000;44:884-92

- 17- Ellingson BM, Ulmer L, Kurpad SN, Schmitt BD.**
Diffusion tensor imaging of the neurologically intact human spinal cord.
Am J Neuroradiol 2008;29:1279-84
- 18- Elshafiey I, Bilgen M, He R, Narayana P.**
In vivo diffusion tensor imaging of rat spinal cord at 7 Tesla.
Magn Reson Imag 2002;20:243-7
- 19- Renoux J, Facon D, Fillard P, Lasjaunias P, Ducreux D.**
MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in inflammatory disease of the spinal cord.
Am J Neuroradiol 2006;27:1947-51
- 20- Ciccarelli O, Werring DJ, Thompson AJ.**
A study of the mechanisms of normal-appearing white matter damage in multiple sclerosis using diffusion tensor imaging: evidence of Wallerian degeneration.
J Neurol 2007;250:287-92
- 21- Ducreux D, Lepeintre JF, Fillard P, Loueiro C, Tadié M, Lasjaunias P.**
MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in 5 spinal cord astrocytomas
Am J Neuroradiol 2006;27:214-6
- 22- Lecouvet F, Cosnard G**
Techniques, artéfacts et approche sémiologique
Imagerie de la colonne vertébrale et de la moelle épinière. Ed Masson 2007 ;21-32
- 23- Shanmuganathan K, Gullapalli RP, Zhuo J, Mirvis SE.**
Diffusion tensor MR imaging in cervical spine trauma.
Am J Neuroradiol 2008;29:655-59.
- 25- Loy DN, Kim JH, Xie M, Schmidt RE, Trinkaus K, Song SK.**
Diffusion tensor imaging predicts hyperacute spinal cord injury severity.
J Neurotrauma 2007;24(6):979-90.
- 24- Tsuchiya K, Fujikawa A, Honya K, Suzuki Y.**
Diffusion tensor tractography of the lower spinal cord.
Neuroradiology 2008;50(3):221-5

- 26- Krysak AT, JAsinski A, Weglar WP, Adamek D, Baj M.**
Visualisation of the extent of damage in a rat spinal cord injury model using MR microscopy of the water diffusion tensor.
Acta Neurobiol Exp 2005;65(3):255-64.
- 27- Mastronardi L, Elsayaf A, Roperto R, Ferrante L.**
Prognostic relevance of postoperative evolution of intramedullary spinal cord changes in signal intensity on magnetic resonance imaging after anterior decompression for cervical spondylotic myelopathy.
J Neurosurg Spine 2007;7(6):615-22.
- 28- Tsuchiya K, Fujikawa A, Honya K, Nitatory T.**
Value of diffusion weighted MR imaging in acute cervical cord injury as a predictor of outcome.
Neuroradiology 2006;48(11):803-8.
- 29- Nevo U, HaubenE, Yoles E.**
Diffusion anisotropy MRI for quantitative assessment of recovery in injured rat spinal cord.
Magn Reson Med 2001;45:1-9
- 30- Hamel O, Perrouin-Verbe B, Faure A, Mathé J-F, Robert R**
Syringomyélie post-traumatique.
Rachis 2003 ;15(3) :203-11
- 31- Perrouin-Verbe B, Lenne-Aurier K, Robert R, Auffray-Calvier E, Richard I, Mauduyt de la Grève I, Mathé J-F.**
Post-traumatic syringomyelia and post-traumatic spinal cord stenosis: A direct relationship: Review of 75 patients with a spinal cord injury.
Spinal Cord 1998;36:137-43
- 32- Perrouin-Verbe B, Robert R, Lefort M, Agakhani N, Tadié M, Mathé J-F**
Post-traumatic syringomyelia.
Neurochirurgie 1999;45(1):58-66

- 33- Schwartz ED, Yesierski RP, Pattany PM, Quencer RM, Weaver RG.**
Diffusion tensor MR imaging in a rat model of syringomyelia after excitotoxic spinal injury.
Am J Neuroradiol 1999;20(8):1422-8
- 34- Falcone S, Quencer RM, Green BA, Patchen SJ, Post MJ**
Progressive posttraumatic myelomalacic myelopathy: imaging and clinical features.
Am J Neuroradiol 1994;15(4):747-54
- 35- Planner AC, Pretorius PM, Graham A, Meagher TM.**
Subacute progressive ascending myelopathy following spinal cord injury: MRI appearances and clinical presentation.
Spinal Cord 2008;46(2):140-4
- 36- Lee TT, Arias JM, Andrus HL, Quencer RM, Falcone SF, Green BA.**
Progressive posttraumatic myelomalacic myelopathy: treatment with untethering and expansive duraplasty.
J Neurosurg 1997;86(4):624-8
- 37- Crawley AP, Jurkiewicz MT, Yim A, Verrier MC, Fehlings MG, Mikulis DJ.**
Absence of localized grey matter volume changes in the motor cortex following spinal cord injury.
Brain Res 2004;1028(1):19-25.
- 38- Wrigley PJ, Gustin SM, Macey PM, Henderson LA.**
Anatomical changes in human motor cortex and motor pathways following complete thoracic spinal cord injury.
Cereb Cortex 2008;14
- 39- Jurkiewicz MT, Mikulis DJ, McIlroy WE, Fehlings MG, Verrier MC.**
Sensorimotor cortical plasticity during recovery following spinal cord injury.
Neurorehabil Neural Repair 2007;21(6):527-38.
- 40- Ellingson BM, Ulmer JL, Kurpad SN, Schmit BD.**
Diffusion tensor imaging in chronic spinal cord injury.
Am J Neuroradiol 2008;21

- 41- Becerra JL, Puckett WR, Hiester ED, Bunge RP.**
MR-pathologic comparisons of Wallerian degeneration in spinal cord injury.
Am J Neuroradiol 1995;16:15-33
- 42- Guleria S, Gupta RK, Saksena S, Chandra A, Rathore R, Narayana PA.**
Retrograde Wallerian degeneration of cranial corticospinal tracts in cervical spinal injury patients using diffusion tensor imaging.
J Neurosci res 2008;86(10):2271-80
- 43- Valencia MP, Castillo M.**
MRI findings in posttraumatic spinal cord Wallerian degeneration.
Clinical imaging 2006;30:431-3
- 44- Kozlowski P, Raj D, Liu J, Lam C, Yung AC, Tatzlaff W.**
Characterizing white matter damage in rat spinal cord with quantitative MRI and histology.
J Neurotrauma 2008;25(6):653-76
- 45- Nimsky C, Ganslandt O, Fahlbusch R.**
Implementation of fiber tract navigation.
Neurosurgery 2006;58(4):292-303
- 46- Nimsky C, Grummich P, Sorensen AG, Fahlbusch R, Ganslandt O.**
Visualization of the pyramidal tract in glioma surgery by integrated diffusion tensor imaging in functional neuronavigation.
Zentralbl Neurochir 2005;66(3):133-41
- 47- Gauthier P, Réga P, Lammari-Barreault N, Polentes J.**
Functional reconnections established by central respiratory neurons regenerating axons into a nerve graft bridging the respiratory centers to the cervical spinal cord.
J of Neuroscience Research 2002;70:65-81
- 48- Polentes J, Gauthier J.**
Transplantation of olfactory ensheathing cells after spinal cord injury. Experimental variability and clinical perspectives.
Neurochirurgie 2005;51(6):563-76

- 49- Edelle C. Field-Fote**
Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury.
Arch Phys Med Rehabil 2001;82:818-24
- 50- Ducreux D, Fillard P, Facon D, Ozanna A, Tadié M, Lasjaunias P.**
Diffusion tensor magnetic resonance imaging and fiber tracking in spinal cord lesions : current and future indications.
Neuroimaging clinics of North America 2007;17(1):137-47
- 51- Dellani PR, Glaser M, Wille PR, Vucurevic G, Stadie A, Stoeter P.**
White matter fiber tracking computation based on diffusion tensor imaging for clinical applications.
J Digit Imaging 2007;20(1):88-97
- 52- Vargas MI, Delavelle J, Jlassi H, Rilliet B, Lovblad KO.**
Clinical applications of diffusion tensor tractography of the spinal cord.
Neuroradiology 2008;50:25-29
- 53- Inoue T, Ogasawara K, Beppu T, Ogawa A, Kabasawa H.**
Diffusion tensor imaging for preoperative evaluation of tumor grade in gliomas
Clin Neurol Neurosurg 2005;107(3):174-80
- 54- Inglis BA, Neubauer D, Yang L, Muir D**
Diffusion tensor MR imaging and comparative histology of glioma engrafted in the rat spinal cord.
Am J Neuroradiol 1999;20:713-6
- 55- Agosta F, Benedetti B, Rocca MA, Valsasina P, Rovaris M, Comi G, Filippi M.**
Quantification of cervical cord pathology in primary progressive MS using DT- MRI.
Neurology 2005;64(4):631-5
- 56- Hesseltine Sm, Law M, Johnson G, Grossman RI.**
Diffusion tensor imaging in multiple sclerosis: assessment of regional differences in the axial plan within normal-appearing cervical spinal cord.
Am J Neuroradiol 2006;27:1189-93

- 57- Ohgiya Y, Oka M, Hiwatashi A, Liu X, Ekholm SE.**
Diffusion tensor MR imaging of the cervical spinal cord in patients with multiple sclerosis
Eur Radiol 2007;17(10):2499-504
- 58- Ozanne A, Krings T, Facon D, Ducreux D, Lasjaunias P.**
MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in spinal cord arteriovenous malformations :
a preliminary study
Am J Neuroradiol 2007;28(7):1271-9
- 59- Lecouvet F, Cosnard G**
Malformations vertébro-médullaires
Imagerie de la colonne vertébrale et de la moelle épinière. Ed Masson 2007 ;35-9

REISS

Bénédicte

TITRE : Analyse clinique, en IRM de tenseur de diffusion de patients blessés médullaires à plus de six mois post-traumatiques. Etude préliminaire.

RESUME :

L'IRM en tenseur de diffusion permet l'évaluation des mouvements microscopiques de l'eau autour des fibres de la substance blanche. Elle est le seul moyen, à ce jour, de visualiser indirectement les faisceaux de fibres in vivo grâce à la tractographie. Elle permet le calcul du facteur d'anisotropie (FA) de la moelle. Sa valeur est proportionnelle au nombre de fibres, à leur diamètre, leur degré de parallélisme et de myélinisation. Nous avons étudié sa faisabilité pour l'étude de moelles saines versus lésées chez des patients blessés médullaires à plus de 6 mois du traumatisme, couplée à une analyse clinique et en IRM pondérée T2. Notre mesure s'effectue sur des coupes axiales dans les 2 groupes, en dessous de la lésion traumatique (3) et au dessus pour un patient. Nos résultats dans le groupe témoin rejoignent ceux de la littérature (FA : 0,502). Il existe une différence significative entre la FA des patients et des témoins. Les altérations de la FA ne correspondent pas à la localisation d'un hypersignal T2 pour 2 patients, dont un qui présente des modifications de son syndrome lésionnel : mise en évidence d'une myélopathie progressive non cystique post-traumatique débutante ? d'une dégénérescence Wallérienne ? L'IRM de tenseur de diffusion pourrait dépister des évolutivités de pathologies avérées (syringomyélie post-traumatiques, myélopathies progressives), nous permettre d'en déduire un potentiel évolutif et prédictif de leur extension, et apporter des éléments pronostics de récupération.

MOTS-CLES

Blessés médullaires – IRM de tenseur de diffusion – Moelle épinière – Myélopathies post-traumatiques – Pronostic.