

UNIVERSITÉ DE LILLE  
**FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG**  
Année : 2021

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Apport de la technique multibandes dans l'optimisation de l'imagerie par  
tenseur de diffusion des racines lombaires**

Présentée et soutenue publiquement le 14 octobre 2021 à 16 heures  
au Pôle Recherche  
par **Mathis MEYSSONNIER**

---

**JURY**

**Présidente :**  
**Madame le Professeur Anne COTTEN**

**Asseseurs :**  
**Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO**  
**Monsieur le Docteur Renaud LOPES**

**Directeur de thèse :**  
**Monsieur le Professeur Jean-François BUDZIK**

---

## **AVERTISSEMENT**

La faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses :  
celles-ci sont propres à leurs auteurs.

## Table des matières

Index des figures .....	7
Résumé.....	9
I. Anatomie .....	11
<b>I.1/ Le rachis lombaire</b> .....	11
<b>I.2/ Moelle épinière et structures nerveuses</b> .....	11
II. Radiculalgies .....	12
<b>II.1/ Hernie discale</b> .....	12
<b>II.2/ Électroneuromyographie (ENMG)</b> .....	13
III. Imagerie des radiculalgies .....	14
<b>III.1/ Radiographies</b> .....	14
<b>III.2/ Scanner</b> .....	15
<b>III.3/ IRM</b> .....	15
<b>III.4/ Corrélation radio-clinique</b> .....	16
IV. Diffusion ( <i>DWI</i> ) et tenseur de diffusion ( <i>DTI</i> ) .....	18
<b>IV.1/ La diffusion</b> .....	18
<b>IV.2/ Le tenseur de diffusion</b> .....	18
<b>IV.3/ De la fraction d'anisotropie à la tractographie</b> .....	19
<b>IV.4/ Exemples d'application en pathologie nerveuse</b> .....	22
<b>IV.5/ En pratique, dans la lomboradiculalgie</b> .....	23
<b>IV.6/ Acquisition multibandes (MB)</b> .....	23
V. Etude.....	25
<b>V.1/ Matériel et méthode</b> .....	25
<b>V.1.1/ Population</b> .....	25
<b>V.1.2/ Séquences IRM</b> .....	25
<b>V.1.3/ Post traitement des données</b> .....	27
<b>V.1.4/ Méthodes d'analyse</b> .....	30
<b>V.1.5/ Statistiques</b> .....	31
<b>V.2/ Résultats</b> .....	33
<b>V.2.1/ Échelle de Likert</b> .....	33
<b>V.2.2/ SNR</b> .....	33
<b>V.2.3/ Valeurs de FA ganglionnaires</b> .....	34
<b>V.2.4/ Nombre de fibres</b> .....	34
<b>V.2.5/ Valeurs de FA moyennes</b> .....	34
<b>V.2.7/ Corrélation entre les valeurs de FA ganglionnaire et FA moyennes</b> .....	35

<b>V.2.8/ Ratios L/R</b> .....	35
<b>V.3/ Discussion</b> .....	35
<b>V.3.1/ Résultats principaux</b> .....	35
<b>V.3.2/ L'apport du MB en imagerie nerveuse périphérique</b> .....	36
<b>V.3.3/ SNR</b> .....	38
<b>V.3.4/ Valeurs de FA</b> .....	38
<b>V.3.5/ Nombre de fibres</b> .....	40
<b>V.3.6/ FA mesurée dans le ganglion spinal</b> .....	40
<b>V.3.7/ Limites</b> .....	41
<b>V.4/ Conclusions</b> .....	41
<b>Bibliographie :</b> .....	43

## Liste des abréviations

ENMG : Electroneuromyogramme

IRM : Imagerie par résonance magnétique

*DTI : Diffusion tensor imaging*

MB : Multibandes

REF : Séquence de référence

*SNR : Signal/noise ratio*

NEX : Nombre d'excitations

FA : Fraction d'anisotropie

FA gg : Fraction d'anisotropie ganglionnaire

*L/R : Left/Right*

TR : Temps de répétition

L : Annotation communément admise pour numérotter les vertèbres lombaires

S : Annotation communément admise pour numérotter les vertèbres sacrées

*DWI : Diffusion weighted imaging*

*MD : Mean diffusivity*

*SMS : Simultaneous multi-slice*

*CAIPI : Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration*

*GRAPPA : GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition*

*ARC : Autocalibrating Reconstruction for Cartesian imaging*

*SENSE : SENSitivity Encoding*

*ASSET : Array coil Spatial Sensitivity Encoding*

MB2500 : Séquence multibandes avec un TR de 2500 millisecondes

MB4600 : Séquence multibandes avec un TR de 4600 millisecondes

T : Tesla

*ROI : Region of interest*

LCR : Liquide céphalo-rachidien

*SB : Single band*

FOV : Champ de vue

*EPI : Echo planar imaging*

TE : Temps d'écho

## Index des figures

Figure 1 : Systématisation des trajets douloureux dans les radiculalgies [2].....	12
Figure 2 : Représentations de hernies discales (A : paramédiane, B : foraminale, C : extra-foraminale) [3].....	13
Figure 3 : IRM du rachis lombaire : de gauche à droite : séquences sagittale T2, T1, axiale T2.....	16
Figure 4 : Innervation articulaire postérieure d'une vertèbre lombaire en vue crâniale [10].	17
Figure 5 : Schématisation de la diffusion anisotrope (à gauche) et isotrope (à droite).....	19
Figure 6 : Représentation schématique du tropisme protonique au sein d'un voxel anisotrope (à gauche) et d'un voxel isotrope (à droite) [12].....	20
Figure 7 : représentation schématique de la reconstruction d'une fibre à partir de l'anisotropie de plusieurs voxels contigus [12].....	21
Figure 8 : Tractographie des racines L4 et L5 de face d'un volontaire sain (codage couleur selon la direction des fibres) superposée sur une coupe coronale en T2.....	21
Figure 9 : Tirée du travail de Balbi et al. [15].....	23
Figure 10 : Paramètres des séquences.....	26
Figure 11 : Exemple de positionnement de ROIs sur les ganglions spinaux des racines L5 d'un sujet. A gauche : superposition des séquences T2 et REF. A droite : Séquence REF seule.....	28
Figure 12 : Exemple de tractographie après filtrage (ligne du haut) de la tractographie initiale (ligne du bas), superposées sur la séquence T2 dans les 3 plans de l'espace.....	29
Figure 13 : Exemple d'histogramme des valeurs de FA le long de la racine L5R (« right ») d'un sujet.....	30
Figure 14 : Boîte à moustache des valeurs de SNR des 3 séquences.....	33
Figure 15 : Valeurs des FA moyennes en fonction des racines et par séquences.....	34
Figure 16 : Tableau récapitulatif des études de la littérature.....	37
Figure 17 : Valeurs de FA en 98 points.....	39
Figure 18 : Valeurs de FA moyennes.....	39



## Résumé

L'imagerie en résonance magnétique nucléaire (IRM) est essentielle dans le bilan des lomboradiculalgies mais elle peut être prise à défaut. Les séquences en tenseur de diffusion (*DTI*) pourraient permettre d'affiner le bilan, par le biais du calcul de la fraction d'anisotropie (*FA*) entre autres. L'acquisition d'une telle séquence étant relativement longue, nous avons souhaité évaluer l'apport de l'acquisition multibandes (*MB*), pour obtenir une image de qualité dans un temps compatible avec l'imagerie de patients douloureux. Les coupes habituellement acquises une par une, sont acquises par paire avec l'utilisation du *MB* ce qui permet théoriquement une réduction du temps d'acquisition.

Pour réaliser cette étude préliminaire, nous avons recruté 20 sujets sains, chez qui nous avons réalisé des IRM des racines L4 et L5. Nous avons mis au point deux séquences IRM *DTI* optimisées via l'acquisition *MB*, que nous avons comparées à la séquence « de référence » (*REF*). Nous avons optimisé les paramètres des séquences évaluées pour avoir des images avec un meilleur rapport signal sur bruit (*SNR*).

La première séquence évaluée avait les mêmes paramètres que la séquence *REF* ; pour la seconde, nous avons raccourci le temps de répétition (*TR*) de 4600 millisecondes (*ms*) à 2500*ms* et augmenté le nombre d'excitations (*NEX*) de 5 à 9.

L'utilisation du *MB* augmente de façon significative le *SNR* ( $P < 0.0001$ ). Les valeurs de *FA* moyennes ne diffèrent pas significativement entre les 3 séquences *DTI* après une étape de « nettoyage » des tractographies ( $P = 0.3$ ). Elles ne diffèrent pas non plus en fonction de la latéralité lors des comparaisons des *ratios* droite/gauche (*L/R*) ( $P = 0.89$  pour les racines L4 et  $P = 0.66$  pour les racines L5). Aucune corrélation n'a pu être mise en évidence entre la *FA* ganglionnaire (*FA gg*) et la *FA* moyenne de chaque racine.

En conclusion, l'utilisation du *MB* dans l'imagerie *DTI* des racines lombaires n'apporte aucun avantage en comparaison à la séquence *REF* en termes de qualité image, de plus, les

images en MB ne permettent pas de reconstruire autant de fibres que la séquence REF, altérant ainsi la qualité de la tractographie. L'utilisation du MB n'est donc pas recommandée dans l'imagerie *DTI* des racines lombaires.

## **I. Anatomie**

### **I.1/ Le rachis lombaire**

Il correspond à la partie basse, mobile de la colonne vertébrale. Il s'articule crânialement avec le rachis thoracique rigide, et caudalement avec le sacrum. C'est habituellement un empilement de 5 vertèbres (L1 à L5) articulées entre elles par les processus articulaires (encore appelés zygapophysies) en arrière, et par les disques intervertébraux en avant qui relient les corps vertébraux les uns aux autres.

Chaque plateau vertébral lombaire présente une partie périphérique (le listel marginal) et une partie centrale, criblée, recouverte d'une plaque cartilagineuse. Le disque intervertébral est composé de deux parties : une centrale (le nucléus pulposus) et une périphérique (l'annulus fibrosus). Cette dernière présente une continuité de ses fibres de collagène avec celles de la plaque cartilagineuse, réalisant ainsi une surface d'échanges. Chez l'adulte, seule la partie périphérique du disque intervertébral préserve une vascularisation et une innervation. A partir de 10 ans (mais surtout après 30 ans), le disque va présenter des remaniements responsables d'une dégénérescence discale, physiologique, qui atteindra progressivement tous les espaces intervertébraux. Ce phénomène est étroitement lié aux phénomènes dégénératifs des articulations zygapophysaires [1].

### **I.2/ Moelle épinière et structures nerveuses**

Le rachis lombaire protège en son centre la moelle épinière qui s'étend jusqu'aux vertèbres L1-L2. De la moelle épinière naissent entre autres, les racines nerveuses de la queue de cheval qui circulent dans le canal rachidien et qui en sortent, à chaque niveau vertébral par les foramens intervertébraux (trous de conjugaison).

## II. Radiculalgies

Les radiculalgies correspondent aux douleurs nerveuses des patients présentant une compression radiculaire. De façon variable, le syndrome radiculaire est une douleur de type mécanique, soulagée partiellement par le repos et exacerbée par les efforts (toux, défécation, ...). Le trajet douloureux est typiquement unilatéral, systématisé (Figure 1), et correspond à des brûlures superficielles vives [1].

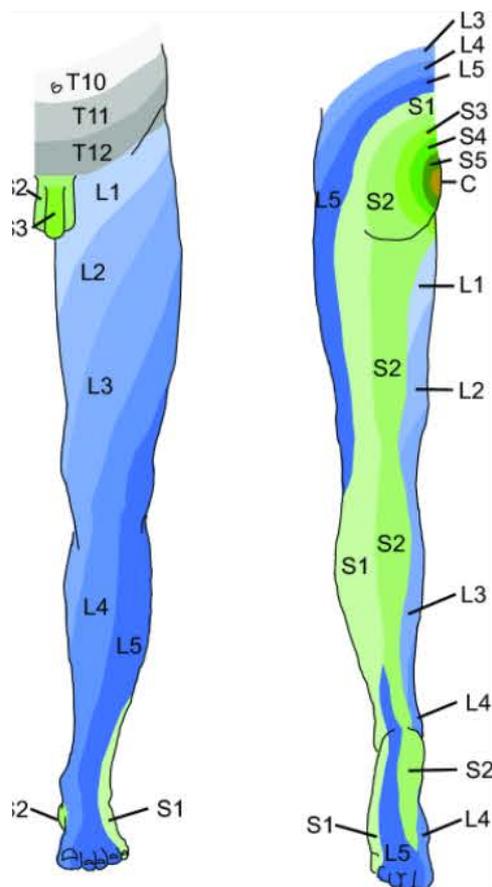


Figure 1 : Systématisation des trajets douloureux dans les radiculalgies [2]

### II.1/ Hernie discale

La hernie discale est la principale étiologie de compression radiculaire. Elle correspond au déplacement du noyau pulpeux au travers de l'anneau fibreux. Cette saillie postérieure, peut se faire selon plusieurs topographies (Figure 2), vers un espace réduit au sein duquel cheminent les racines nerveuses à destinée des membres inférieurs, correspondant à autant

de zones de conflits disco-radiculaires. Elle survient généralement entre 20 et 50 ans, avec un facteur favorisante (traumatique). Après 60 ans, elle est plus volontiers spontanée. Elle concerne le plus fréquemment les disques L4-L5 et L5-S1 (respectivement 50% et 46%).

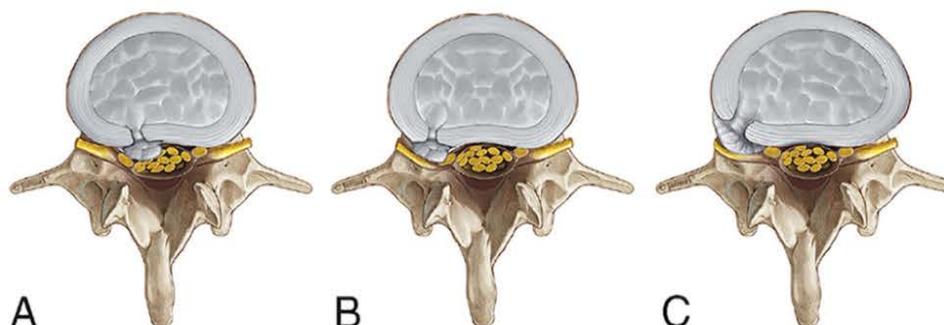


Figure 2 : Représentations de hernies discales (A : paramédiane, B : foraminale, C : extra-foraminale) [3]

## II.2/ Électroneuromyographie (ENMG)

En complément de l'examen clinique, un des moyens d'objectiver une radiculopathie est l'électroneuromyographie (ENMG). Cet examen permet entre autres, l'étude de la conduction nerveuse et de détecter une atteinte axonale et une perte en fibres. L'exploration fonctionnelle consiste à appliquer un faible courant électrique aux fibres nerveuses provoquant ainsi un influx nerveux artificiel dont la réponse est mesurée par des capteurs placés sur la peau. Cette réponse est donnée sous la forme de potentiels nerveux ou musculaires dont l'étude permet dans certains cas d'objectiver une atteinte pouvant signifier une compression radiculaire. Les limites de cet examen résident dans le fait que, les premiers stades de compression nerveuse ne sont pas détectés par l'ENMG (le ralentissement de la conduction nerveuse n'est pas techniquement explorable en raison de « l'inaccessibilité » de la racine nerveuse de part et d'autre du site de compression). Par ailleurs, l'innervation musculaire est le plus souvent pluri radiculaire, et l'atteinte d'une racine isolée peut n'avoir aucune répercussion sur le tracé ENMG [4, 5].

### **III. Imagerie des radiculalgies**

L'exploration des radiculalgies commence par l'interrogatoire qui fera préciser les circonstances de survenue (brutale ou plus insidieuse), le siège principal de la douleur ou des paresthésies, et ses irradiations unies ou, plus rarement bilatérales. Il conviendra de rechercher également une lombalgie associée. Le rythme des douleurs est habituellement mécanique, et un rythme inflammatoire doit faire rechercher une origine secondaire (radiculalgie symptomatique). Enfin, la présence de signes de gravité (déficit moteur  $\leq 3$ , radiculalgie hyperalgique résistante à un traitement opioïde fort, et, un syndrome de la queue de cheval), requiert une prise en charge en urgence.

En fonction de ces éléments, un examen d'imagerie peut être indiqué ou non.

En l'absence d'élément évocateur d'une origine secondaire (« drapeaux rouges »), de signes de gravité ou d'indication à un traitement invasif (chirurgie, infiltration), aucun examen d'imagerie n'est indiqué avant mise en place d'un traitement médicamenteux [6].

Les 3 principales modalités d'imagerie pouvant être utilisées pour explorer une radiculalgie sont les radiographies, le scanner, et l'IRM.

#### **III.1/ Radiographies**

Les radiographies n'ont que peu d'intérêt pour explorer les radiculalgies. C'est pourquoi elles ne sont actuellement plus recommandées dans l'exploration d'une lomboradiculalgie [7].

Les clichés du rachis lombaire de face et de profil debout, du bassin de face debout, peuvent être indiqués pour analyser la statique rachidienne. Le fait de réaliser ces examens debout les différencie de l'imagerie en coupe qui est, la plupart du temps, réalisée en position allongée, et qui peut donc masquer des troubles de la statique visibles uniquement en charge.

Dans certains cas, il est possible de réaliser des clichés dynamiques. Il n'y a pas d'intérêt à renouveler les clichés standards en l'absence d'élément nouveau.

### **III.2/ Scanner**

En plus des éléments radiographiques, le scanner permet de visualiser un bombement discal, une hypodensité centrale du disque dégénératif, ainsi que le retentissement du bombement discal et des ostéophytes sur les foramens intervertébraux et le sac dural [1]. L'étude des racines nerveuses, du liquide céphalo rachidien (LCR) qui les entoure, de la graisse au niveau des foramens intervertébraux, des remaniements des plateaux vertébraux, est limitée en scanner, en raison d'un contraste insuffisant entre les structures anatomiques « molles » d'intérêt (nerfs / disque / LCR). L'examen de référence est l'IRM du rachis lombaire.

### **III.3/ IRM**

L'IRM est l'examen de référence pour explorer une lomboradiculalgie [7]. Il combine les avantages suivants : excellente discrimination des structures « molles » d'intérêt, visualisation des œdèmes osseux, et absence de rayons X.

Le protocole habituel d'une IRM lombaire (Figure 3) pour explorer une lomboradiculalgie est :

- Séquence volumique 3D en pondération T2
- Séquences sagittales pondérées en T1 et T2FS

L'injection de gadolinium est exceptionnelle en cas de pathologie mécanique.

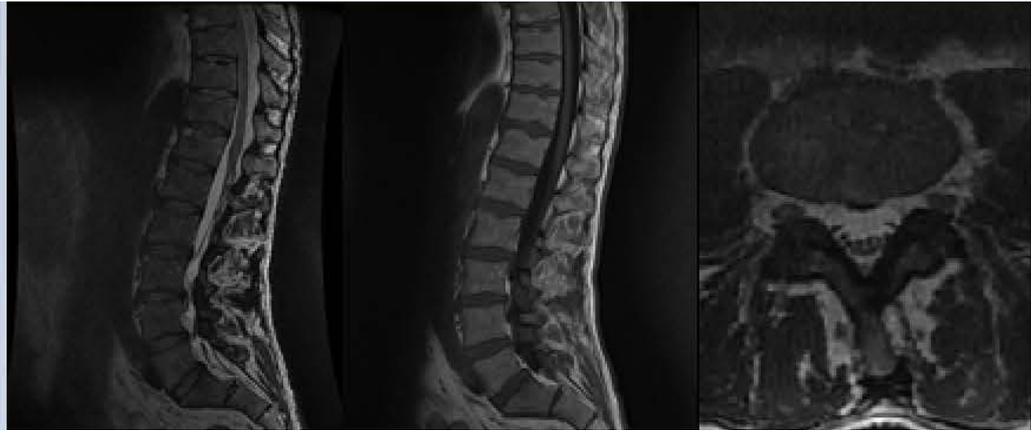


Figure 3 : IRM du rachis lombaire : de gauche à droite : séquences sagittale T2, T1, axiale T2

Dans les conflits disco radiculaires, la sémiologie IRM peut associer à une hernie discale :

- Un contact avec une racine, (à l'émergence duralement en cas de hernie postéro médiane par exemple)
- Une déviation du trajet radiculaire par compression faisant suspecter son caractère symptomatique
- Une sténose foraminale avec disparition de la graisse en son sein, qualifiée alors de sévère.

#### **III.4/ Corrélation radio-clinique**

La difficulté dans l'interprétation de ces examens réside dans la différenciation des compressions radiculaires asymptomatiques (12 à 25% [1]) de celles responsables de radiculalgies.

La corrélation radio-clinique est délicate, à l'instar de la lombalgie qui semble en revanche être corrélée à une sémiologie IRM comme le montrent Luoma et al. [8], et Nguyen et al. [9].

Ils ont mis en évidence une corrélation entre les anomalies de signal des plateaux vertébraux Modic 1 et les scores cliniques de douleur [8] et le concept de pathologie active dans les lombalgies chroniques [9].

Un des diagnostics différentiels des compressions radiculaires est l'arthrose articulaire postérieure. Les douleurs classiquement lombaires peuvent être associées à des radiculalgies. Cette association est due aux petites fibres nerveuses innervant les zygapophysies (Figure 4). Ces nerfs naissent des racines lombaires et se dirigent en arrière vers les articulations zygapophysaires. Leur traitement infiltratif peut autant soulager les lombalgies que les radiculalgies.

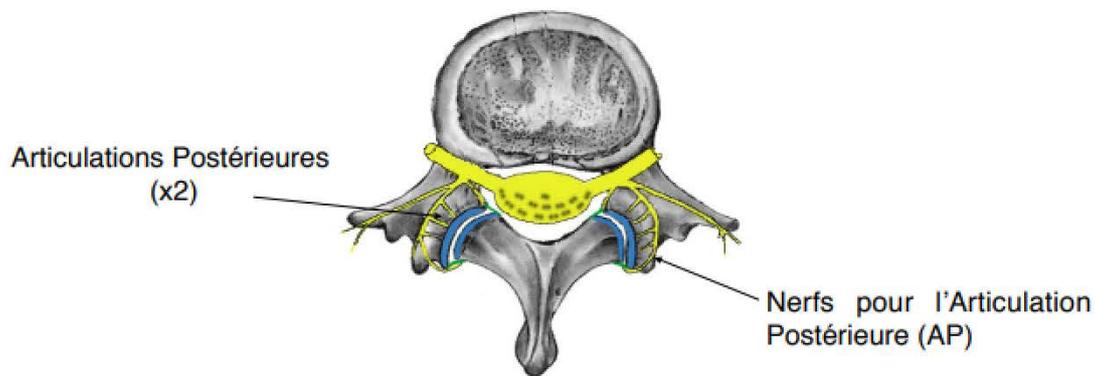


Figure 4 : Innervation articulaire postérieure d'une vertèbre lombaire en vue crâniale [10]

Nous sommes donc face à une pathologie fréquente avec un grand nombre de patients. L'examen clinique oriente vers une étiologie, les explorations fonctionnelles type ENMG ont montré leurs limites et l'imagerie conventionnelle est également mise en défaut. L'imagerie *DTI* des racines lombaires permet d'étudier la microarchitecture des nerfs, et pourrait compléter le bilan IRM dans le cadre de l'exploration de radiculalgies.

## **IV. Diffusion (*DWI*) et tenseur de diffusion (*DTI*)**

### **IV.1/ La diffusion**

L'imagerie de diffusion est une technique d'imagerie non invasive reflétant les mouvements de l'eau au sein des tissus. Ces mouvements aléatoires sont limités physiologiquement par les obstacles constitutionnels biologiques (membranes cellulaires, transporteurs transmembranaires, ...). L'exemple le mieux connu en pathologie est celui de l'accident vasculaire cérébral ischémique au cours duquel, une restriction de la diffusion est observée témoignant de l'œdème cellulaire engendré par la souffrance ischémique.

Elle est obtenue par l'application successive de deux gradients de champ magnétique très forts. Le premier imprime aux protons un déphasage de précession proportionnel à leur position sur l'axe du gradient. Le second, est l'exact opposé du premier. Finalement, les protons immobiles (restreints) ont un déphasage nul et renvoient le maximum de signal, ceux qui se sont déplacés ont un déphasage non nul, proportionnel à leur déplacement, renvoyant ainsi moins de signal.

### **IV.2/ Le tenseur de diffusion**

Le tenseur de diffusion est un modèle mathématique qui mesure les paramètres de diffusion et qui reflète donc l'organisation ou la désorganisation tissulaire non ou peu visible sur les séquences morphologiques.

Si la diffusion permet de mesurer la diffusivité des protons de façon globale dans le milieu, Le tenseur de diffusion mesure la diffusivité des protons dans différentes directions (au moins 6). En fonction de l'architecture du milieu, la diffusivité sera plus ou moins importante selon les directions étudiées (Figure 5). Plusieurs exemples illustrent ce phénomène :

- Au sein d'un volume d'eau pure, les protons diffusent librement, la probabilité de déplacement est identique dans toutes les directions.

- Dans un tissu biologique présentant une organisation plus ou moins linéaire (axone, muscle, ...), les membranes cellulaires des neurones/myocytes « contraignent » la diffusivité, qui sera favorisée dans le grand axe du tissu.

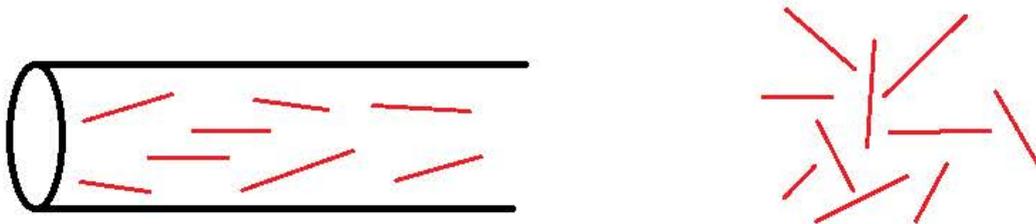


Figure 5 : Schématisation de la diffusion anisotrope (à gauche) et isotrope (à droite)

La diffusivité dans chaque direction est caractérisée par une valeur propre dénommée « *eigenvalue* ». Pour les exemples précédents, dans le cas de l'eau pure, toutes les *eigenvalues* auront théoriquement la même valeur, en revanche, au sein d'un tissu organisé, la diffusivité étant favorisée dans le grand axe de la structure, une *eigenvalue* sera plus élevée que les autres.

La résultante des différentes *eigenvalues* est donnée par la **fraction d'anisotropie (FA)**.

L'eau pure est un milieu isotrope, à l'inverse d'un tissu biologique organisé qui est, lui, anisotrope (la diffusivité n'est pas la même dans les différentes directions de l'espace). La FA est plus élevée au sein d'un axone ou d'un muscle qu'au sein d'un volume d'eau pure [11].

#### IV.3/ De la fraction d'anisotropie à la tractographie

Une représentation géométrique de la diffusivité au sein d'un voxel isotrope (eau pure) peut être une sphère (même probabilité de déplacement d'une molécule d'eau dans toutes les directions, car elle n'est pas contrainte ; donc tous les vecteurs partant du centre ont la même taille).

Les racines nerveuses lombaires sont constituées d'axones qui, par leurs membranes cellulaires et leurs gaines de myéline constituent des tissus organisés. La diffusivité dans le sens des fibres est privilégiée, et il s'agit donc d'un milieu anisotrope. A l'inverse de l'eau pure, la modélisation d'un milieu anisotrope avec une direction privilégiée s'apparente à une ellipsoïde. Plus l'anisotropie est importante, plus l'ellipsoïde s'allonge dans le sens de la direction favorisée (Figure 6).

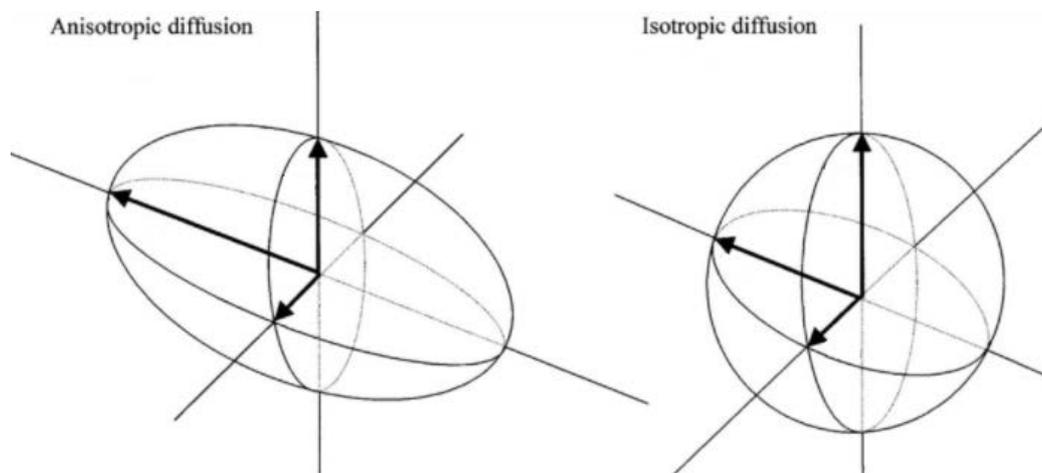


Figure 6 : Représentation schématique du tropisme protonique au sein d'un voxel anisotrope (à gauche) et d'un voxel isotrope (à droite) [12]

Lors du post-traitement des images, un modèle mathématique calcule pour chaque voxel la fraction d'anisotropie. L'algorithme permet ensuite de reconstruire des « fibres » en connectant des voxels possédant des propriétés d'anisotropie voisines : FA et direction principale (figure 7).

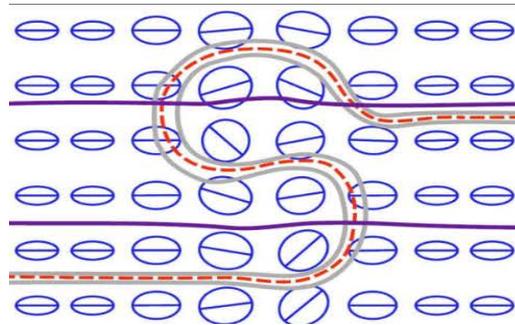


Figure 7 : représentation schématique de la reconstruction d'une fibre à partir de l'anisotropie de plusieurs voxels contigus [12]

La dernière étape permet d'obtenir une représentation en trois dimensions des milieux anisotropes, aboutissant ainsi aux images de tractographie (Figure 8).

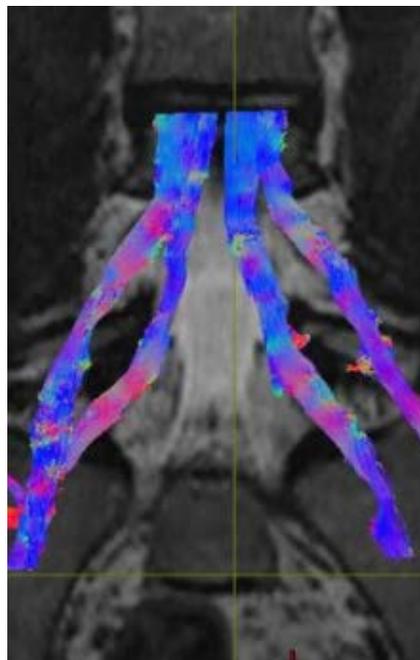


Figure 8 : Tractographie des racines L4 et L5 de face d'un volontaire sain (codage couleur selon la direction des fibres) superposée sur une coupe coronale en T2

Précisons ici que chaque racines (L4 droite et gauche, et L5 droite et gauche) sont elles-mêmes composées d'une multitude de fibres.

Outre la représentation 3D « visuelle », il est possible de mesurer la fraction d'anisotropie le long de chaque racine permettant ainsi d'établir un histogramme pour chacune d'entre elles.

#### **IV.4/ Exemples d'application en pathologie nerveuse**

Plusieurs études montrent des modifications des valeurs de FA et de diffusivité moyenne (*MD*) au sein de nerfs périphériques lésés [13–16]. Meek et al. décrivent des variations de FA moyennes à 1 et 2 mois après reconstruction nerveuse chez un patient ayant subi une lésion accidentelle du nerf médian [13]. Budzik et al. mettent en évidence une diminution significative de la FA en regard d'un site de compression chez des patients présentant une myélopathie cervicarthrosique en comparaison à des volontaires sains [14]. Il n'existe en revanche dans cette étude, aucune corrélation entre un hypersignal T2 des structures nerveuses, et les valeurs de FA ou de *MD*, ni même avec aucun des scores cliniques utilisés.

#### IV.5/ En pratique, dans la lomboradiculalgie

Cette variation de FA semble pouvoir s'appliquer à une racine lombaire contrainte par un phénomène extrinsèque, notamment dans le cadre d'une lomboradiculalgie.

C'est ce que montrent Balbi et al. [15], en mettant en évidence chez des patients souffrant de hernie discale, une diminution significative de la FA moyenne en regard d'une compression radiculaire en comparaison à des volontaires sains (Figure 9).

	Patients		Volunteers	
	Compressed root	Contralateral root	Right root	Left root
FA	0.186* [0.015**]	0.220 [0.016]	0.218 [0.012]	0.219 [0.013]
ADC	0.986 [0.219]	0.817 [0.14]	0.817 [0.14]	0.891 [0.126]

Figure 9 : Tirée du travail de Balbi et al. [15]

#### IV.6/ Acquisition multibandes (MB)

La durée d'acquisition est un des facteurs limitants de l'IRM, d'autant plus lors de séquences longues comme le *DTI*. Toute séquence d'IRM est le résultat d'un compromis : plusieurs paramètres peuvent être choisis pour améliorer la qualité de l'image, mais ceci se fait au détriment d'un temps d'acquisition plus long. Ce temps plus long augmente la probabilité de mouvements du patient, qui rendront la séquence inexploitable. La séquence idéale n'existe pas : le temps d'acquisition doit être limité, a fortiori pour une application chez des malades douloureux. Des arbitrages doivent donc être réalisés lors du paramétrage d'une séquence IRM.

L'acquisition des images par résonance magnétique est obtenue en recueillant un signal émis par les protons du milieu qui, après avoir modifié l'orientation de leur spin sous l'action d'un gradient de champ magnétique, reviennent à leur position de base.

L'excitation, puis le recueil de ce signal se fait habituellement coupe par coupe. Le principe de l'imagerie multibandes (MB) ou *simultaneous multi slice* (SMS) est d'acquérir les images plusieurs coupes à la fois. Par ce biais, le volume à imager sera plus rapidement couvert, au prix d'une faible diminution du rapport signal sur bruit et de la résolution spatiale [17, 18]. Une réduction du TR est également possible, diminuant ainsi le temps d'acquisition [18]. Ces techniques sont principalement utilisables avec des champs magnétiques d'IRM cliniques 1.5 et 3 Teslas (1.5T et 3T) [19]. La principale limite technique réside dans le codage le long de l'axe z. Les machines actuelles ne possèdent que peu d'éléments de bobines le long de l'axe z. Les coupes excitées simultanément doivent être suffisamment espacées au risque qu'elles se chevauchent lors de la reconstruction (typiquement 25-30mm) générant ainsi des artéfacts de repliement ou d'aliasing. Il existe des moyens techniques de pallier cette limite, notamment les techniques *CAIPI*, *GRAPPA*, *ARC*, *SENSE* et *ASSET* [17, 20].

## **V. Etude**

L'objectif principal était de déterminer si la technique de MB permet une amélioration de la qualité des séquences *DTI* des racines lombaires.

Ce travail préparatoire est réalisé dans l'optique d'une étude clinique prospective évaluant le rôle pronostic du *DTI* des racines lombaires chez les patients présentant des radiculalgies sur conflit disco-radriculaire (étude DiTi-Aïe).

### **V.1/ Matériel et méthode**

#### **V.1.1/ Population**

Pour évaluer l'intérêt du MB dans l'imagerie des racines lombaires par tenseur de diffusion, nous avons inclus un panel de 20 volontaires sains, recrutés par le biais de posters au sein de l'hôpital Saint Philibert (GHICL) de janvier à août 2020.

L'étude est considérée comme une recherche interventionnelle à risques et contraintes minimales.

Les données de chaque patient ont été anonymisées et ont été approuvées par un comité d'éthique local (ID-RCB numéro : 2017-A01690-53), et national (CPP Ile de France II ; agrément numéro 19.08.08.46536).

Le numéro de déclaration de l'étude est le NCT04224077.

#### **V.1.2/ Séquences IRM**

Nous avons comparé 3 séquences *DTI* :

Une séquence « de référence » (REF) et deux séquences acquises en MB, nommées différemment selon la valeur du temps de répétition (TR) (MB2500 et MB4600) dont les paramètres sont rapportés dans la figure 10. Pour la séquence MB2500, le gain de temps

généralisé par la diminution du TR a permis d'augmenter le nombre d'excitations (NEX) passant de 5 à 9. La séquence MB4600 présente le même TR que la séquence REF (4600) et le même NEX (5).

Séquence	TR (ms)	Temps d'acquisition (min : sec)	Facteur d'accélération MB	NEX
REF	4600	06 : 13	0	5
MB2500	2500	06 : 03	2	9
MB4600	4600	06 : 13	2	5

Figure 10 : Paramètres des séquences

Le **TR** est l'intervalle de temps entre deux excitations, plus il est long et plus la repousse de l'aimantation sera complète et donc le signal important, mais plus l'acquisition sera longue.

Le **facteur d'accélération MB** correspond au nombre de coupes acquises simultanément. Plus cette valeur est grande et plus on acquiert de volume en même temps et donc plus l'acquisition du sujet est rapide.

Le **nombre d'excitations (NEX)** impacte directement le signal reçu. Plus le nombre d'excitations est élevé, meilleur sera le rapport signal/bruit (*SNR*) (le *SNR* est proportionnel à la racine carrée du nombre d'excitations), mais le temps d'acquisition sera plus long [21].

La **séquence REF** est appelée ainsi de façon empirique, et ne correspond pas à une séquence de référence décrite dans la littérature. Elle s'inspire par contre des données de la littérature, avec la contrainte auto-imposée d'un temps d'acquisition assez court (optique d'examiner des patients douloureux) : elle était acquise sans MB en 6 minutes et 13 secondes, ce qui est raisonnable pour une séquence de tenseur de diffusion.

Nous avons choisi de garder une durée d'acquisition globalement fixe tout en essayant d'améliorer sa qualité via l'utilisation du MB.

Dans la séquence « MB4600 », nous avons pris le parti de n'évaluer que l'application de la technique MB, c'est-à-dire de ne pas modifier les paramètres de la séquence.

Dans la séquence « MB2500 », nous avons exploité le gain de temps généré. Nous avons choisi de ne pas augmenter le nombre de coupes (pas de besoin clinique d'imager plus de racines), mais de diminuer le TR (**valeur =2500**) et d'augmenter le nombre d'excitations (de 5 à 9).

Les 3 séquences étaient acquises chez les 20 sujets en décubitus dorsal, les pieds en premier, les bras le long du corps, avec les mêmes antennes (body36 et spine48) sur une IRM 1.5T *General Electric Optima MR 450w*. Les acquisitions se sont déroulées du 29 janvier 2020 au 31 août 2020. Les séquences comportaient chacune 30 coupes de 3mm d'épaisseur sans espace inter-coupe, permettant de couvrir l'étage d'intérêt (L4-L5). Elles ont toutes été acquises en axial. Le nombre de directions (15) et la valeur de b (600 s/mm<sup>2</sup>) étaient identiques pour les 3 séquences. La phase était orientée en antéro-postérieur.

Le champ de vue (*FOV*) était de 30cm, la matrice de 100x100, les voxels mesuraient 3 x 3 x 3 mm. Le protocole était complété par une séquence morphologique volumique pondérée en T2 servant de référence anatomique, soit un protocole d'environ 9 minutes.

### **V.1.3/ Post traitement des données**

Tout le travail de post traitement a été réalisé avec l'aide de Romain Viard à la cellule ci2c de l'hôpital Roger Salengro à Lille.

Le traitement des données (débruitage, correction des courants de Foucault, ...), le calcul des paramètres quantitatifs (FA, MD, ...), et la tractographie ainsi que la visualisation ont été

réalisés avec les différents outils de *mrtrix* v3.0.1. Des régions d'intérêt (*ROIs*) ont été placées grâce au logiciel *FreeView* v2.0 (de la suite *Freesurfer* v6.0) au niveau des ganglions spinaux des racines L4 et L5 droite et gauche (notées *L4R*, *L4L*, *L5R* et *L5L*) chez chacun des 20 sujets pour chacune des trois séquences *DTI* (Figure 11). Le logiciel permettait de superposer les différentes séquences, facilitant ainsi le positionnement des *ROIs* grâce à la séquence morphologique. En plus des *ROIs* sur les racines, nous en avons placé dans la graisse, l'os, le muscle, le LCR et dans le bruit des images. Ces données nous ont permis de calculer des *SNR* que nous avons comparés pour les 3 séquences. Concernant les tractographies, les graines (« *seeds* ») étaient placées dans chaque *ROI* des ganglions spinaux, et propagées jusqu'au fourreau dural par un algorithme probabiliste basé sur un modèle en tenseur de diffusion. Celui-ci s'arrêtait lorsque 10 000 fibres étaient calculées.

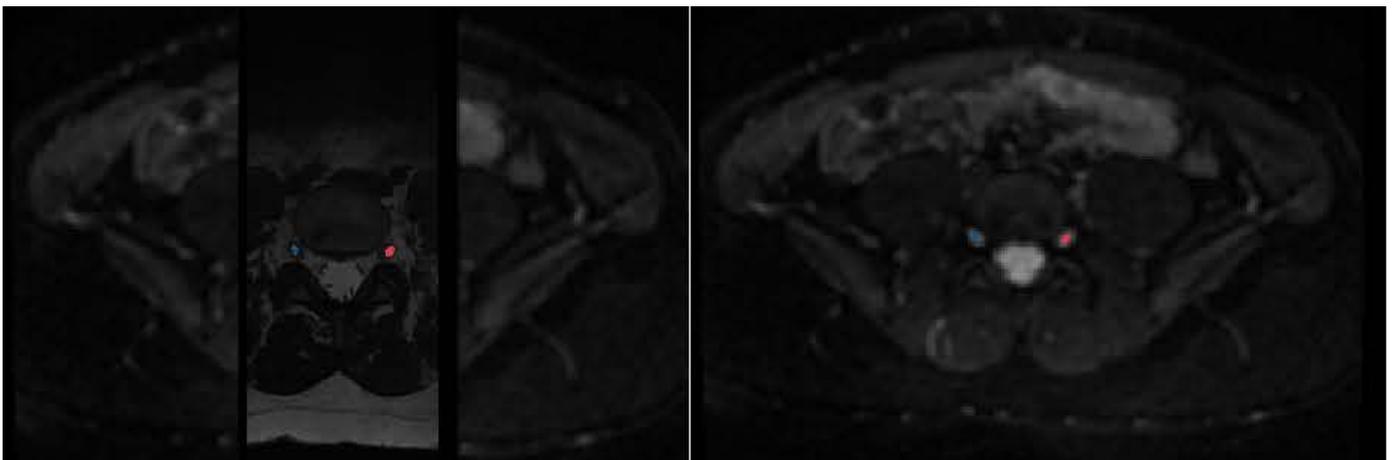


Figure 11 : Exemple de positionnement de *ROIs* sur les ganglions spinaux des racines L5 d'un sujet. A gauche : superposition des séquences T2 et REF. A droite : Séquence REF seule

Les tractographies (*L4R*, *L4L*, *L5R* et *L5L*) ont ensuite été post-traitées par *DIPY* v1.3.0 (filtrage des fibres incohérentes grâce à l'algorithme « *Fiber to bundle* »).

Ce post traitement s'est avéré insuffisant, et nous avons dû procéder à une étape intermédiaire de « nettoyage » manuel des tractographies. Les images initialement construites étaient trop bruitées, nous avons dû exclure les fibres « aberrantes » (trajet musculaire, osseux, ...). La figure 12 montre un exemple de tractographie avant et après les

différents filtrages. Ce nettoyage a généré inéluctablement une perte d'information, avec, dans 2 cas, un nombre de fibres après traitement nul.

Les données ont été traitées sur un cluster de calcul (*Oracle Grid Engine*) disposant de 176 CPU et 470 Go de mémoire RAM dont le système d'exploitation était Ubuntu v20.04.

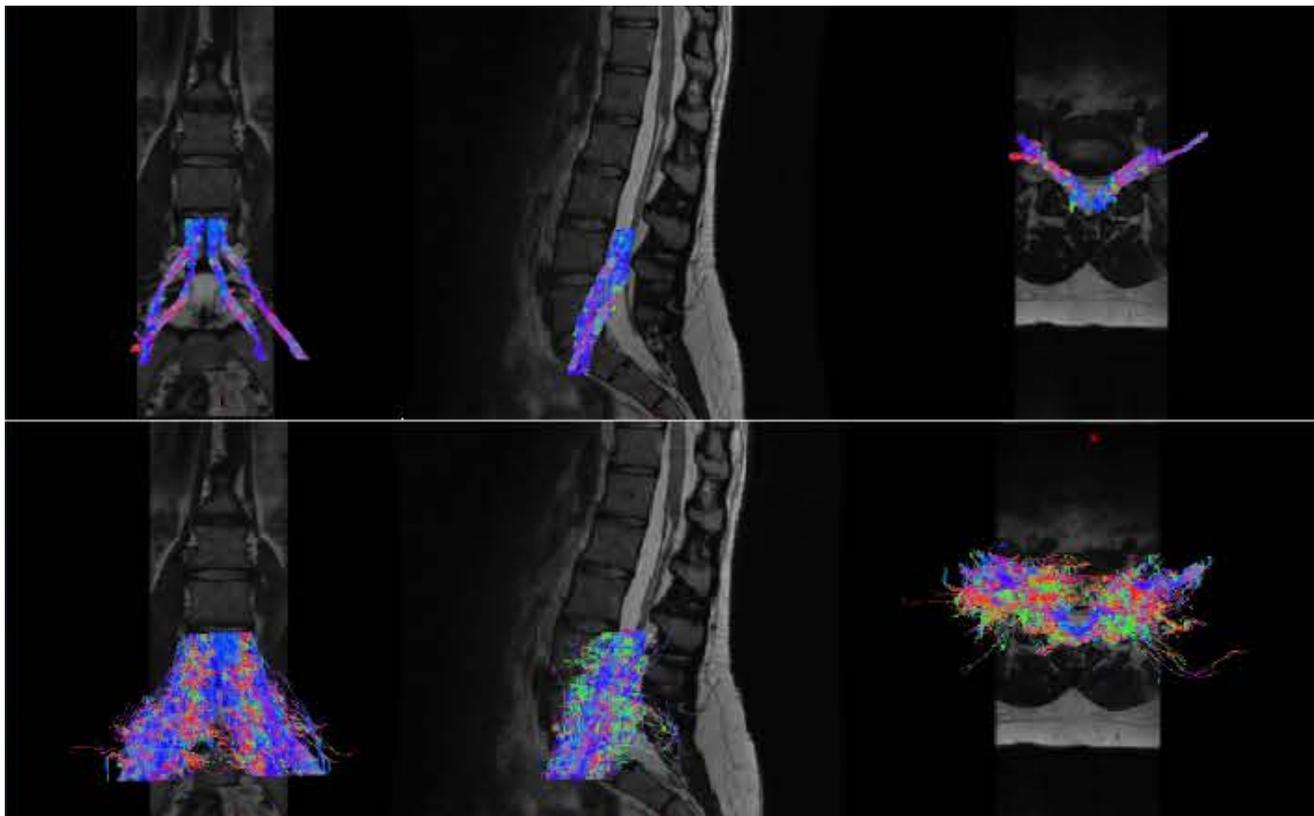


Figure 12 : Exemple de tractographie après filtrage (ligne du haut) de la tractographie initiale (ligne du bas), superposées sur la séquence T2 dans les 3 plans de l'espace

Une fois les fibres construites et « épurées », nous avons pu mesurer les valeurs de FA sur 98 points de chacune des 4 racines. Grâce à ces valeurs, nous avons établi des histogrammes de valeur de FA dont un exemple est représenté en figure 13.

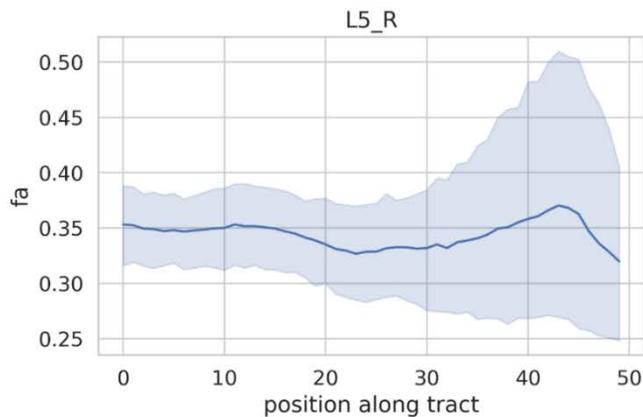


Figure 13 : Exemple d'histogramme des valeurs de FA le long de la racine *L5R* (« *right* ») d'un sujet

#### V.1.4/ Méthodes d'analyse

Les cartographies des trois séquences *DTI* ont été comparées visuellement afin d'établir une échelle de Likert, basée sur la facilité de détection du ganglion spinal à chaque niveau étudié, ainsi que par rapport aux artéfacts qu'elles comportaient.

Les *ROIs* ont permis de calculer les *SNR* de chacune des trois séquences, ainsi que les FA ganglionnaires (FA gg).

Pour chaque racine, les tractographies ont permis de calculer le nombre de fibres reconstruites, de mesurer les valeurs de FA en 98 points le long des racines, et la FA moyenne.

Nous avons testé la corrélation entre les valeurs de FA moyennes et de FA gg pour chaque racine.

Nous avons également calculé des ratios droite/gauche (*L/R*) pour chaque niveau.

### V.1.5/ Statistiques

L'analyse statistique a été réalisée par Laurène Norberciak (cellule biostatistiques de la Délégation à la Recherche Clinique et à l'Innovation du GHICL).

Une analyse descriptive des données a tout d'abord été réalisée : les moyennes, écart-types, médianes et intervalles interquartiles ont été calculés pour les données quantitatives.

Les boîtes à moustaches ont été tracées pour chaque paramètre afin de comparer visuellement les séquences/racines.

Les données étant issues de séquences répétées sur le même patient, à paramètre et racine fixés, le test de Quade a été utilisé afin d'identifier si au moins une séquence diffère significativement des autres. Lorsque le paramètre analysé était un *ratio L/R*, la suppression des valeurs extrêmes a impliqué l'utilisation du test de Skilling-Mack car spécifique aux blocs incomplets, le bloc étant le patient.

En cas de significativité ou p-valeur proche du seuil, des tests de comparaison 2 à 2 ont complété cette analyse pour identifier le(s) couple(s) différant significativement. Le test des rangs signés de Wilcoxon a été appliqué avec une correction des p-valeurs par la technique de Holm.

A paramètre fixé mais racines mélangées, un modèle linéaire mixte expliquant le paramètre et intégrant en effet fixe la séquence (la séquence REF est prise comme référence) et en effet aléatoire le patient, a été mis en œuvre. La variable séquence comportant 3 modalités, une ANOVA est appliquée sur le modèle pour obtenir une p-valeur globale. Les conditions de la régression (normalité et homoscedasticité) ont été vérifiées sur les résidus de chaque modèle. En cas de non-respect, notamment pour un problème de normalité, des tests de permutation ont été mis en œuvre pour calculer les p-valeurs. Tout comme précédemment, en cas de significativité de la p-valeur globale, ce même type de modèle a été utilisé en intégrant uniquement une paire de séquences en effet fixe ; les p-valeurs issues des modèles

pour l'effet séquence ont été corrigées par la technique de Holm.

Pour chaque racine L4 et L5, les *ratios L/R* ont été calculés.

Pour la comparaison des 98 points de FA entre les séquences, la même méthode a été appliquée ; pour le regroupement des 4 racines, l'effet aléatoire « racine au sein du patient » a été considéré.

A séquence et racine fixées, le lien entre FA gg et les autres FA a été évalué par le coefficient de corrélation de Pearson et son intervalle de confiance à 95% en cas de normalité du couple analysé, par le coefficient de corrélation de Spearman et son intervalle de confiance à 95% sinon.

Le score médian obtenu par l'échelle de Likert, utilisée pour coter la qualité des images pour chaque séquence, a été comparé par le test de Kruskal-Wallis, l'unité statistique étant ici l'image. La distribution des scores a été comparée de manière qualitative entre les séquences par le test exact de Fisher.

Un seuil de significativité de 5% a été utilisé pour toutes les analyses.

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R (version 4.0.5).

## V.2/ Résultats

### V.2.1/ Échelle de Likert

Il n'existe pas de différence statistiquement significative de la qualité image entre les 3 séquences ( $p=0.3$ ).

### V.2.2/ SNR

La comparaison des SNRs confirme que l'utilisation du MB augmente de façon significative le SNR ( $p<0.0001$  pour le couple REF-MB4600, et  $p=0.0002$  pour le couple REF-MB2500) en comparaison à la séquence REF. Par ailleurs, il n'existe pas de différence significative entre les SNRs des séquences MB2500 et MB4600. Ce résultat s'apprécie sur la figure 14.

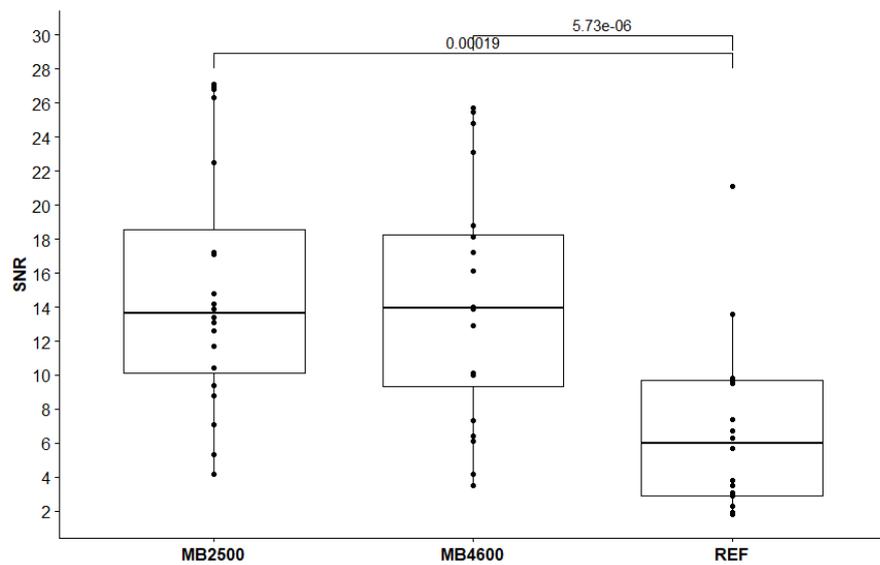


Figure 14 : Boîte à moustache des valeurs de SNR des 3 séquences

### V.2.3/ Valeurs de FA ganglionnaires

Les valeurs de FA gg sont significativement plus basses pour la séquence REF en comparaison aux séquences MB2500 et MB4600 (respectivement  $p=0.032$  et  $p=0.025$ )

### V.2.4/ Nombre de fibres

Le nombre de fibres reconstruites avant « nettoyage » est significativement plus élevé pour la séquence REF (4050 [3244 ; 4993]) que pour les séquences acquises en MB (3492 [2773 ; 4001] pour la séquence MB2500, et 3224 [2742 ; 3790] pour la séquence MB4600) ( $p<0.0001$ ). Cette différence persiste après « nettoyage » ( $p<0.0001$ ). Il n'est pas mis en évidence de différence statistiquement significative concernant le nombre de fibres après nettoyage entre les deux séquences MB2500 et MB4600.

### V.2.5/ Valeurs de FA moyennes

Il existe une différence significative, mais proche du seuil de 5% ( $p=0.041$ ) des valeurs de FA moyennes entre les séquences MB4600 et la séquence REF. Le nettoyage effectué fait disparaître cette différence ( $p=0.3$ ) (Figure15).

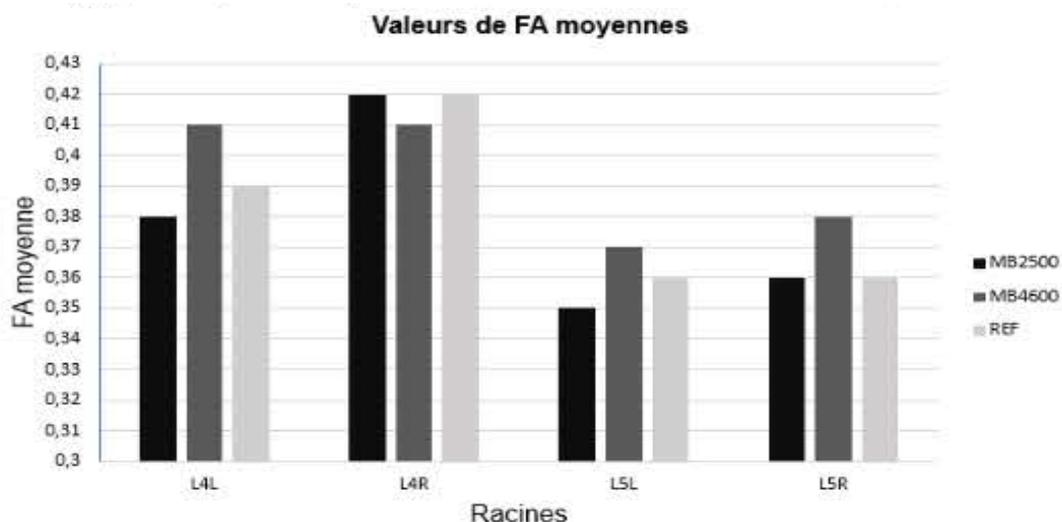


Figure 15 : Valeurs des FA moyennes en fonction des racines et par séquences

### **V.2.6/ Valeurs de FA en 98 points**

Les valeurs de FA en 98 points le long des fibres sont significativement plus basses pour la séquence MB2500 en comparaison à la séquence REF ( $p < 0.0001$ ) et à la séquence MB4600 ( $p < 0.0001$ ). Il n'existe pas de différence en revanche entre les séquences REF et MB4600 ( $p = 0.067$ ).

### **V.2.7/ Corrélation entre les valeurs de FA ganglionnaire et FA moyennes**

Il n'existe pas de corrélation entre les valeurs de FA gg et de FA moyennes, ce qui suggère une indépendance des valeurs.

### **V.2.8/ Ratios L/R**

Les *ratios L/R* ont été calculés pour les différents paramètres étudiés : nombre de fibres avant et après nettoyage, FA moyennes avant et après nettoyage, et FA gg. Il n'existe qu'une seule différence significative entre les séquences MB2500 et MB4600 qui porte sur le nombre de fibres des racines L5 droites et gauches après nettoyage.

## **V.3/ Discussion**

### **V.3.1/ Résultats principaux**

Notre étude démontre que l'utilisation du MB :

- Augmente significativement la qualité image évaluée par le *SNR* par rapport à une séquence de référence
- Permet d'obtenir des valeurs de FA inférieures sur les racines (valeurs FA98) sur la séquence MB optimisée (MB2500)
- Qu'il n'y a pas d'impact visuel sur la qualité image ni sur les valeurs de FA moyennes

- Ne permet pas de reconstruire autant de fibres que la séquence REF, ce qui altère la qualité de la tractographie.

### **V.3.2/ L'apport du MB en imagerie nerveuse périphérique**

D'autres auteurs se sont intéressés à l'apport du SMS dans l'imagerie DTI des nerfs périphériques en comparaison aux séquences *single shot* (*ss-EPI*) conventionnelles.

Ho et al. se sont intéressés à l'imagerie du nerf ulnaire [22], Koh et al. au nerf trigéminé [23], enfin, Filli et al. ont étudié le nerf médian [24].

Pour tous ces auteurs, les examens étaient réalisés sur des IRM 3T (IRM 1.5T dans notre étude), avec des séquences acquises à  $b=1000$  s/mm<sup>2</sup>, et 20 directions (contre  $b=600$  s/mm<sup>2</sup> et 15 directions dans notre travail).

Les populations étudiées étaient moins importantes que celle de notre travail (8 et 10 volontaires sains pour les travaux de Filli et al. et Ho et al. respectivement). Koh et al. ont travaillé avec un panel de 8 volontaires sains et 6 sujets atteints de névralgie trigéminée.

Filli et al. ont comparé 3 séquences (sans accélération (TR = 5200), avec un facteur d'accélération MB = 2 (TR = 3000) et 3 (TR= 2000), acquises respectivement en 6 min 08 sec, 3 min 38 sec et 2 min 31sec).

Ho et al. ont comparé une séquence sans accélération (TR = 2800), avec une séquence acquise en SMS (facteur d'accélération = 2, TR = 4400), acquises en 5 min 12 sec et 5 min 18 sec respectivement.

Koh et al. ont comparé une séquence sans accélération à 2 séquences SMS avec un TR identique à la séquence conventionnelle (TR= 4330) d'une part, et avec un TR diminué d'autre part (TR = 2400).

Ce dernier protocole ressemble davantage à celui que nous avons adopté. Les durées d'acquisition de leurs séquences étaient plus élevées que celles de notre étude (11 min 37

sec, 11 min 37 sec et 6 min 37 sec contre 6 min 13 sec, 6 min 13 sec et 6 min 03 sec dans notre étude).

Compte tenu de la littérature, nous n'avons pas évalué l'intérêt d'un facteur d'accélération supérieur à 2 (comme l'ont fait Filli et al. ou Mitsuda et al.) car l'augmentation du facteur d'accélération dégrade la qualité image [24], ce que nous avons pu constater lors d'essais préliminaires. Les principales caractéristiques des séquences de ces études sont résumées dans la figure 16.

Author (year)	FILLI et al (2015)		HO et al (2018)		KOH et al. (2021)	
Nerve	Median		Ulnar nerve		Trigeminal nerve	
Magnet	3T		3T		3T	
Coil (channels)	Hand/wrist (16)		Flexible (4)		Head (32)	
Sequences' parameters	conventional	two-fold SMS	conventional	two-fold SMS	conventional	two-fold SMS
Echo-planar imaging (EPI) technique	Single-shot EPI with blipped CAIPIRINHA		Single-shot EPI	Readout-segmented	Readout-segmented, multi-shot EPI (RESOLVE)	
TR (ms)	5200	3000	4400	2800	4330	2400
TE (ms)	74	74	77	72	71	72
B value (s/mm <sup>2</sup> )	0-1000	0-1000	0-1000	0-1000	0-1000	0-1000
Number of slices	42	42	36	36	30	30
Field of view (mm)	140 x 140	140 x 140	100 x 100	100 x 100	220 x 220	220 x 220
Effective resolution (mm)	1.4 x 1.4 x 3	1.4 x 1.4 x 3	1.2 x 1.2 x 4	1.2 x 1.2 x 4	2 x 2 x 2	2 x 2 x 2
Number of directions	20	20	20	20	30	30
Number of excitations	3	3	2	1	NA	NA
Bandwidth (Hz/pixel)	1,034	1,034	1,112	714	990	1080
Parallel imaging (factor)	Yes (2)	Yes (2)	Yes (2)	Yes (2)	Yes (2)	Yes (2)
Acquisition time (min: sec)	6:08	3:38	5:12	5:18	11:37	11:37
SNR (corrected for acquisition time [1])	19.6 (19.6)	16.32 (22)	11.37 (11.3)	9.53 (9.53)	14 (14)	12 (12)
Mean FA	0.62	0.642	0.592	0.631	0.42	0.43
Number of tracts	816	753	NA	NA	NA	NA
Impact on SNR (reference = non SMS sequence)	Lower SNR		Lower SNR		Lower SNR	
Impact on FA	No significant difference		No significant difference		No significant difference	
Impact on image quality	No significant difference		Worse		NA	

Figure 16 : Tableau récapitulatif des études de la littérature

### **V.3.3/ SNR**

Dans notre étude, le *SNR* est significativement supérieur pour les deux séquences MB par rapport à la séquence de référence, sans différence significative entre les deux séquences MB. Contrairement aux autres méthodes d'imagerie parallèle où le *SNR* chute en fonction de la racine carrée du facteur d'accélération, le MB n'expose pas à une chute significative de *SNR* car il n'a pas d'impact direct sur le TR et ne sous-échantillonne pas l'espace k. Cette condition est respectée tant que le TR n'est pas inférieur à 1,25 fois le T1 du tissu étudié [25], ce qui est le cas dans notre étude. Nous n'avons pas trouvé de donnée mesurant le T1 des nerfs lombaires, mais celui du nerf médian a été décrit, aux alentours de 1410msec [26] . Ce résultat est en accord avec l'étude sur le nerf médian [24], mais contraire aux études du nerf trijumeau [23] et du nerf ulnaire [22], où le *SNR* des séquences MB est inférieur à celui des séquences de référence. Comme les auteurs le notent, cette modification est vraisemblablement liée aux modifications de la bande passante et du temps d'écho (TE).

### **V.3.4/ Valeurs de FA**

Il existe une différence significative des valeurs de FA par la technique de mesure en 98 points, entre la séquence REF et la séquence MB2500. Cette différence se situe entre 0,02 et 0,05 points d'anisotropie. Dans la mesure où le nerf est une structure anisotrope, obtenir des valeurs inférieures est en faveur d'une représentation plus fidèle de la réalité. Cette différence significative n'est pas retrouvée pour les valeurs de FA moyennes, même si les valeurs mesurées sur la séquence MB2500 sont toutes inférieures aux valeurs correspondantes de la séquence REF (figure 17 et 18).

	MB2500	MB4600	REF	P-valeur test global
Racine				
L4_L	0.31 [0.27 - 0.37]	0.35 [0.29 - 0.39]	0.36 [0.3 - 0.42]	<0.0001
L4_R	0.32 [0.27 - 0.4]	0.33 [0.28 - 0.41]	0.34 [0.3 - 0.41]	<0.0001
L5_L	0.28 [0.23 - 0.34]	0.31 [0.26 - 0.37]	0.31 [0.27 - 0.38]	<0.0001
L5_R	0.31 [0.24 - 0.37]	0.31 [0.25 - 0.39]	0.33 [0.28 - 0.38]	<0.0001
4 racines	0.31 [0.25 - 0.37]	0.33 [0.27 - 0.39]	0.34 [0.28 - 0.4]	<0.0001

Figure 17 : Valeurs de FA en 98 points

	MB2500	MB4600	REF	P-valeur test global
Racine				
L4_L	0.38 [0.35 - 0.43]	0.41 [0.36 - 0.43]	0.39 [0.37 - 0.4]	0.32
L4_R	0.42 [0.37 - 0.47]	0.41 [0.38 - 0.45]	0.42 [0.37 - 0.43]	0.35
L5_L	0.35 [0.32 - 0.37]	0.37 [0.33 - 0.42]	0.36 [0.33 - 0.4]	0.19
L5_R	0.36 [0.35 - 0.41]	0.38 [0.34 - 0.41]	0.36 [0.35 - 0.39]	0.52
4 racines	0.37 [0.34 - 0.43]	0.39 [0.35 - 0.43]	0.38 [0.35 - 0.41]	0.3

Figure 18 : Valeurs de FA moyennes

Ceci peut être lié à deux facteurs :

- La technique de mesure en 98 points représente de manière plus fidèle les valeurs de FA (les valeurs de FA en 98 points sont toutes inférieures aux valeurs de FA moyennes correspondantes)
- L'analyse statistique ; la considération de 98 points pour chaque racine implique que les modèles ont tourné sur 5880 valeurs de FA (98 points x 20 patients x 3 séquences) pour les racines uniques (moins quelques valeurs manquantes), et 23520 valeurs de FA (98 points x 20 patients x 3 séquences x 4 racines) pour le mélange des 4 racines. La puissance pour les tests est donc excellente (avec correction des biais de cluster grâce aux modèles mixtes) et permet d'obtenir des p-valeurs très significatives même pour de très petites différences de FA.

Ces résultats sont concordants avec la littérature, particulièrement en comparaison aux valeurs de FA du nerf trigéminé (environ 0.48 chez les volontaires sains) [23].

Les valeurs de FA des nerfs ulnaire et médian semblent plus élevées (environ 0,63 et 0.64 respectivement) [22, 24]. Cette différence peut être expliquée par le fait que, dans notre étude, les nerfs lombaires sont petits, dans un grand volume, et un environnement beaucoup plus sujet à générer des artéfacts en comparaison aux nerfs médian et ulnaire.

### **V.3.5/ Nombre de fibres**

Le nombre de fibres est moins important sur les séquences MB par rapport à la séquence REF, avant comme après nettoyage.

Ce résultat est d'interprétation délicate. Intuitivement, il semblerait que l'application du MB altère l'imagerie des fibres nerveuses. Mais il est fondamental de rappeler que les fibres visibles en tractographie sont le résultat de l'application d'algorithmes mathématiques, et que chaque fibre imagée n'est pas l'image fidèle d'une fibre nerveuse. Il suffit de modifier les paramètres de reconstruction pour augmenter ou diminuer ce nombre.

Lorsque peu de fibres sont imagées, cela traduit une insuffisance de la séquence.

Dans la mesure où les valeurs de FA moyennes ne sont pas significativement différentes après nettoyage, cette différence de nombre de fibres ne semble donc pas avoir d'impact particulier.

### **V.3.6/ FA mesurée dans le ganglion spinal**

Les valeurs de FA gg sont significativement plus basses pour la séquence REF que pour les séquences acquises en MB. Ces différences sont conséquentes, avec des valeurs de FA gg plus élevées, en moyenne de 0,1 points d'anisotropie, par rapport à la FA98. L'explication la

plus probable est le phénomène de volume partiel, avec inclusion de graisse adjacente, structure très peu anisotrope.

Nous n'avons pas de point de comparaison dans la littérature.

### **V.3.7/ Limites**

Les principales limites de notre étude concernent le faible nombre de sujet (20) malgré un effectif supérieur aux autres travaux cités ci-dessus.

Le parti pris d'une limite de temps d'acquisition limite les possibilités d'optimisation des séquences, mais semble nécessaire en vue d'imager des patients douloureux au risque d'obtenir des images inexploitable (en raison des potentiels artefacts cinétiques).

Nous n'avons modifié qu'un seul paramètre, l'augmentation du nombre d'excitations, cette optimisation nous a imposé de diminuer le TR malgré l'utilisation du MB, afin de ne pas avoir une séquence trop longue.

Nous n'avons pas évalué la reproductibilité inter et intra observateur.

### **V.4/ Conclusions**

Ce travail est un préalable à une étude future qui évaluera l'intérêt pronostique de la valeur de FA des racines lombaires chez des patients radiculalgiques.

L'optimisation que nous avons mise au point et évaluée grâce à 2 séquences de *DTI* acquises en MB permet effectivement un gain significatif de *SNR*. Nous n'avons pas mis en évidence de différence significative sur la qualité image ni sur les valeurs de FA moyennes entre les séquences REF et celles acquises en MB. Une étape de nettoyage manuel des fibres a été nécessaire et a pu dans de rares cas, supprimer toutes les fibres d'une racine reconstruite. Il convient de contrôler le nombre de fibres avant et après nettoyage. Une méthode de « nettoyage automatisé » pourrait être imaginée en fixant un seuil dans les variations de

*eigenvalues* afin de supprimer automatiquement les fibres aberrantes, sans supprimer toutes les fibres d'une racine. Il n'a pas été mis en évidence de corrélation entre les valeurs de FA gg et de FA moyennes d'une racine, ainsi, une unique mesure au sein du ganglion spinal ne reflète pas la valeur de FA moyenne de la racine.

L'utilisation du MB dans l'imagerie *DTI* des racines lombaires apporte peu d'avantages, et n'est donc à notre sens pas recommandée.

## Bibliographie :

1. Cotten A (2017) Imagerie musculosquelettique - Pathologies locorégionales 2e édition
2. (2013) Dermatomes. In: Orthop. POUR TOUS. <https://orthopedie-pour-tous-vos-douleurs.com/dermatomes/>. Accessed 15 Aug 2021
3. Elsevier Technique endoscopique hernies discales. In: Elsevier Connect. <https://www.elsevier.com/fr-fr/connect/chirurgie/technique-endoscopique-hernies-discales>. Accessed 5 Jul 2021
4. Radiculopathies cervicales et lombaires 6 FEV 2018.pdf
5. (2016) Radiculalgies et syndromes canaux — Neuropathies périphériques — Polyradiculonévrite aiguë inflammatoire (syndrome de Guillain-Barré). In: Collège Enseign. Neurol. <https://www.cen-neurologie.fr/deuxieme-cycle/radiculalgies-syndromes-canaux-neuropathies-peripheriques-polyradiculonevrite>. Accessed 5 Jul 2021
6. Radiculalgie et syndrome canalaire. <http://www.lecofer.org/item-cours-1-4-0.php>. Accessed 5 Jul 2021
7. fm\_lombalgie\_v2\_2.pdf
8. Luoma K, Vehmas T, Kerttula L, et al (2016) Chronic low back pain in relation to Modic changes, bony endplate lesions, and disc degeneration in a prospective MRI study. *Eur Spine J* 25:2873–2881. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4715-x>
9. Nguyen C, Poiraudou S, Rannou F (2015) From Modic 1 vertebral-endplate subchondral bone signal changes detected by MRI to the concept of ‘active discopathy.’ *Ann Rheum Dis* 74:1488–1494. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2015-207317>
10. Fiche Rhizolyse.pdf
11. IMAGERIE PAR TENSEUR DE DIFFUSION ET TRACTOGRAPHIE : ETAT DE L ART EN PATHOLOGIE MUSCULOSQUELETTIQUE. J-F. Budzik - PDF Free Download. <https://docplayer.fr/189884750-Imagerie-par-tenseur-de-diffusion-et-tractographie-etat-de-l-art-en-pathologie-musculosquelettique-j-f-budzik.html>. Accessed 28 May 2021
12. 7 Cours Tracto 2016-2.pdf
13. Meek MF, Stenekes MW, Hoogduin HM, Nicolai J-PA (2006) In vivo three-dimensional reconstruction of human median nerves by diffusion tensor imaging. *Exp Neurol* 198:479–482. <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2005.12.014>
14. Budzik J-F, Balbi V, Le Thuc V, et al (2011) Diffusion tensor imaging and fibre tracking in cervical spondylotic myelopathy. *Eur Radiol* 21:426–433. <https://doi.org/10.1007/s00330-010-1927-z>
15. Balbi V, Budzik J-F, Duhamel A, et al (2011) Tractography of lumbar nerve roots: initial results. *Eur Radiol* 21:1153–1159. <https://doi.org/10.1007/s00330-010-2049-3>

16. Dallaudière B, Lincot J, Hess A, et al (2014) Intérêt clinique des paramètres d'imagerie de tenseur de diffusion dans les conflits disco-radicaux lombaires. *J Radiol Diagn Interv* 95:67–73. <https://doi.org/10.1016/j.jradio.2013.05.013>
17. Magnetism. In: Quest. Answ. in MRI. <http://mriquestions.com/simultaneous-multi-slice.html>. Accessed 28 May 2021
18. Hoch MJ, Bruno M, Pacione D, et al (2021) Simultaneous Multislice for Accelerating Diffusion MRI in Clinical Neuroradiology Protocols. *Am J Neuroradiol* 42:1437–1443. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A7140>
19. Eichner C, Setsompop K, Koopmans PJ, et al (2014) Slice accelerated diffusion-weighted imaging at ultra-high field strength: Slice Accelerated Diffusion Weighted Imaging at Ultra-High Field Strength. *Magn Reson Med* 71:1518–1525. <https://doi.org/10.1002/mrm.24809>
20. GRAPPA/ARC? In: Quest. Answ. in MRI. <http://mriquestions.com/grappaarc.html>. Accessed 26 Jun 2021
21. Magnetism. In: Quest. Answ. in MRI. <http://mriquestions.com/choice-of-trteetc.html>. Accessed 26 Jun 2021
22. Ho M, Becker A, Ulbrich E, et al (2018) Comparison of simultaneous multi-slice readout-segmented EPI and conventional single-shot EPI for diffusion tensor imaging of the ulnar nerve. *Heliyon* 4:e00853. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2018.e00853>
23. Koh YH, Shih Y-C, Lim SL, et al (2021) Evaluation of trigeminal nerve tractography using two-fold-accelerated simultaneous multi-slice readout-segmented echo planar diffusion tensor imaging. *Eur Radiol* 31:640–649. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07193-x>
24. Filli L, Piccirelli M, Kenkel D, et al (2016) Accelerated magnetic resonance diffusion tensor imaging of the median nerve using simultaneous multi-slice echo planar imaging with blipped CAIPIRINHA. *Eur Radiol* 26:1921–1928. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-3985-8>
25. Setsompop K, Cohen-Adad J, Gagoski BA, et al (2012) Improving diffusion MRI using simultaneous multi-slice echo planar imaging. *NeuroImage* 63:569–580. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.06.033>
26. Gambarota G, Mekle R, Mlynárik V, Krueger G (2009) NMR properties of human median nerve at 3 T: Proton density, T1, T2, and magnetization transfer. *J Magn Reson Imaging* 29:982–986. <https://doi.org/10.1002/jmri.21738>

*Pour chaque fin il y a toujours un nouveau départ.*

**AUTEUR : Nom : Meyssonier**

**Prénom : Mathis**

**Date de soutenance : Jeudi 14 octobre à 16 heures**

**Titre de la thèse : Apport de la technique multibandes dans l'optimisation de l'imagerie par tenseur de diffusion des racines lombaires**

**Thèse - Médecine - Lille « 2021 »**

**Cadre de classement : Médecine**

**DES + spécialité : Radiodiagnostic et imagerie médicale**

**Mots-clés : Imagerie, IRM, DTI, tenseur, diffusion, anisotropie, multibandes**

**Résumé :**

L'imagerie en résonance magnétique nucléaire (IRM) est essentielle dans le bilan des lomboradiculalgies mais elle peut être prise à défaut. Les séquences en tenseur de diffusion (DTI) pourraient permettre d'affiner le bilan, par le biais du calcul de la fraction d'anisotropie (FA) entre autres. L'acquisition d'une telle séquence étant relativement longue, nous avons souhaité évaluer l'apport de l'acquisition multibandes (MB), pour obtenir une image de qualité dans un temps compatible avec l'imagerie de patients douloureux. Les coupes habituellement acquises une par une, sont acquises par paire avec l'utilisation du MB ce qui permet théoriquement une réduction du temps d'acquisition.

Pour réaliser cette étude préliminaire, nous avons recruté 20 sujets sains, chez qui nous avons réalisé des IRM des racines L4 et L5. Nous avons mis au point deux séquences IRM DTI optimisées via l'acquisition MB, que nous avons comparées à la séquence « de référence » (REF). Nous avons optimisé les paramètres des séquences évaluées pour avoir des images avec un meilleur rapport signal sur bruit (SNR).

La première séquence évaluée avait les mêmes paramètres que la séquence REF ; pour la seconde, nous avons raccourci le temps de répétition (TR) de 4600 millisecondes (ms) à 2500ms et augmenté le nombre d'excitations (NEX) de 5 à 9,

L'utilisation du MB augmente de façon significative le SNR ( $P < 0.0001$ ). Les valeurs de FA moyennes ne diffèrent pas significativement entre les 3 séquences DTI après une étape de « nettoyage » des tractographies ( $P = 0.3$ ). Elles ne diffèrent pas non plus en fonction de la latéralité lors des comparaisons des *ratios* droite/gauche (L/R) ( $P = 0.89$  pour les racines L4 et  $P = 0.66$  pour les racines L5). Aucune corrélation n'a pu être mise en évidence entre la FA ganglionnaire (FA gg) et la FA moyenne de chaque racine.

En conclusion, l'utilisation du MB dans l'imagerie DTI des racines lombaires n'apporte aucun avantage en comparaison à la séquence REF en termes de qualité image, de plus, les images en MB ne permettent pas de reconstruire autant de fibres que la séquence REF, altérant ainsi la qualité de la tractographie. L'utilisation du MB n'est donc pas recommandée dans l'imagerie DTI des racines lombaires.

**Composition du Jury :**

**Président :**

**Madame le Professeur Anne COTTEN**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO**

**Monsieur le Docteur Renaud LOPES**

**Directeur de thèse :**

**Monsieur le Professeur Jean-François BUDZIK**