



Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)

OATAO is an open access repository that collects the work of Toulouse researchers and makes it freely available over the web where possible.

This is an author-deposited version published in : <http://oatao.univ-toulouse.fr/>
Eprints ID : 16492

To cite this version :

Labelle, Fabien. *Imagerie par Résonance Magnétique de diffusion dans l'évaluation du tissu cérébral du cheval*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse - ENVT, 2016, 118 p.

Any correspondence concerning this service should be sent to the repository administrator: staff-oatao@inp-toulouse.fr.

IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE DE DIFFUSION DANS L'ÉVALUATION DU TISSU CÉRÉBRAL DU CHEVAL

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

DIPLOME D'ÉTAT

*présentée et soutenue publiquement
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

par

LABELLE Fabien
Né, le 14 mai 1990 à Paris (75)

Directeur de thèse : M. Giovanni MOGICATO

JURY

PRESIDENT :
Mme Isabelle BERRY

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSEESSEURS :
M. Giovanni MOGICATO
Mme Alexandra DEVIERS

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE
Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Répartition des Enseignants-Chercheurs par Département.

Mise à jour : 06/09/2016

DIRECTRICE : ISABELLE CHMITELIN

ELEVAGE ET PRODUITS/SANTE PUBLIQUE VETERINAIRE	SCIENCES BIOLOGIQUES ET FONCTIONNELLES	SCIENCES CLINIQUES DES ANIMAUX DE COMPAGNIE, DE SPORT ET DE LOISIRS
<p>Responsable : M. SANS</p> <p><u>ALIMENTATION ANIMALE :</u> M. ENJALBERT Franck, PR Mme PRIYMENKO Nathalie, MC Mme MEYNADIER Annabelle, MC</p> <p><u>EPIDEMIOLOGIE :</u> Mathilde PAUL, MC</p> <p><u>MALADIES REGULÉMENTÉES-ZOONOSES- MÉDECINE PREVENTIVE DES CARNIVORES DOMESTIQUES-DROIT VÉTÉINAIRE :</u> M. PICAVET Dominique, PR</p> <p><u>PARASITOLOGIE-ZOOLOGIE :</u> M. FRANC Michel, PR M. JACQUIET Philippe, PR M. LIENARD Emmanuel, MC Mme BOUHSIRA Emilie, MC</p> <p><u>HYGIENE ET INDUSTRIE DES ALIMENTS :</u> M. BRUGERE Hubert, PR M. BAILLY Jean-Denis, PR Mme BIBBAL Delphine, MC Mme COSTES Laura, AERC Mme DAVID Laura, MCC</p> <p><u>PATHOLOGIE DE LA REPRODUCTION :</u> M. BERTHELOT Xavier, PR M. BERGONIER Dominique, MC Mme CHASTANT-MAILLARD Sylvie, PR Mme HAGEN-PICARD Nicole, PR M. NOUVEL Laurent-Xavier, MC Mme MILA Hanna, MC</p> <p><u>PATHOLOGIE DES RUMINANTS :</u> M. SCHELCHER François, PR M. FOUCRAS Gilles, PR M. CORBIERE Fabien, MC M. MAILLARD Renaud, MC M. MEYER Gilles, PR</p> <p><u>PRODUCTION ET PATHOLOGIE AVIAIRE ET PORCINE :</u> Mme WARET-SZKUTA Agnès, MC M. JOUGLAR Jean-Yves, MC M. GUERIN Jean-Luc, PR M. LE LOC'H Guillaume, MC</p> <p><u>PRODUCTIONS ANIMALES AMÉLIORATION GÉNÉTIQUE ÉCONOMIE :</u> M. DUCOS Alain, PR M. SANS Pierre, PR M. RABOISSON Didier, MC</p>	<p>Responsable : Mme GAYRARD</p> <p><u>ANATOMIE :</u> M. MOGICATO Giovanni, MC M. LIGNEREUX Yves, PR Mme DEVIERS Alexandra, MC</p> <p><u>ANATOMIE PATHOLOGIQUE - HISTOLOGIE :</u> M. DELVERDIER Maxence, PR Mme LETRON-RAYMOND Isabelle, MC Mme BOURGES-ABELLA Nathalie, PR Mme LACROUX Caroline, PR</p> <p><u>BIOLOGIE MOLECULAIRE :</u> Mme BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle, MC</p> <p><u>MICROBIOLOGIE - IMMUNOLOGIE - MALADIES INFECTIEUSES :</u> M. MILON Alain, PR M. BERTAGNOLI Stéphane, PR M. VOLMER Romain, MC Mme BOULLIER Séverine, MC Mme DANIELS Hélène, MC</p> <p><u>BIostatISTIQUES :</u> M. CONCORDET Didier, PR M. LYAZRHI Faouzi, MC</p> <p><u>PHARMACIE-TOXICOLOGIE :</u> M. PETIT Claude, PR Mme CLAUW Martine, PR M. GUERRE Philippe, PR M. JAEG Philippe, MC</p> <p><u>PHYSIOLOGIE - PHARMACOLOGIE THERAPEUTIQUE :</u> M. BOUSQUET-MELOU Alain, PR Mme GAYRARD-TROY Véronique, PR Mme FERRAN Aude, MC M. LEFEBVRE Hervé, PR</p> <p><u>BIOCHIMIE :</u> Mme BENNIS-BRET Lydie, MC</p> <p><u>ANGLAIS :</u> M. SEVERAC Benoît, PLPA Mme MICHAUD Françoise, PCEA</p>	<p>Responsable : Mme CADIERGUES</p> <p><u>ANESTHESIOLOGIE</u> M. VERWAERDE Patrick, MC</p> <p><u>CHIRURGIE :</u> M. AUTEFAGE André, PR M. ASIMUS Erik, MC M. MATHON Didier, MC Mme MEYNAUD-COLLARD Patricia, MC Mme PALIERNE Sophie, MC</p> <p><u>MÉDECINE INTERNE :</u> Mme DIQUELOU Armelle, MC M. DOSSIN Olivier, MC Mme LAVOUE Rachel, MC Mme GAILLARD-THOMAS Elodie, MCC</p> <p><u>OPHTALMOLOGIE :</u> M. DOUET Jean-Yves, MC</p> <p><u>DERMATOLOGIE :</u> Mme CADIERGUES Marie-Christine, PR</p> <p><u>IMAGERIE MEDICALE</u> M. CONCHOU Fabrice, MC</p> <p><u>BIOLOGIE MOLECULAIRE :</u> Mme TRUMEL Catherine, PR</p> <p><u>PATHOLOGIE DES EQUIDES :</u> M. CUEVAS RAMOS Gabriel, MC Mme PRADIER Sophie, MC Mme LALLEMAND Elodie, AERC</p>

Remerciements

A mon Président de thèse,

Madame le Professeur Isabelle BERRY

Professeur à l'Université Paul Sabatier de Toulouse,

Praticien Hospitalier

Biophysique

Qui me fait l'honneur d'accepter la présidence de mon jury de thèse.

Hommages respectueux.

A mon directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Giovanni MOGICATO

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Anatomie-Imagerie Médicale

Qui a accepté d'encadrer ce projet et m'a guidé tout au long de sa réalisation. Qu'il trouve ici toute l'expression de ma gratitude.

A Madame le Docteur Alexandra DEVIERS

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Anatomie-Imagerie Médicale

Qui a accepté de prendre part à ce jury de thèse. Sincères remerciements.

Sommaire

Liste des figures.....	9
Introduction.....	13
Partie I : Revue bibliographique	15
I Elément de neuroanatomie	17
Introduction	17
1.1 Description macroscopique	17
1.1.1 Les hémisphères cérébraux	17
1.1.2 Le cervelet	18
1.1.3 Le Tronc cérébral	22
1.1.4 Le liquide cérébro-spinal.....	22
1.1.5 Les méninges.....	23
1.2 Description microscopique	24
1.2.1 Les neurones	24
1.2.2 Les cellules gliales	26
1.2.3 Différenciation substance blanche et substance grise	28
II Diffusion et imagerie par tenseur [18] [28] [29] [32] [36]	42
2.1 L'imagerie par résonance magnétique.....	42
2.1.1 Principes de bases de physique nucléaire	42
2.1.2 Accès au signal	57
2.1.3 Notion de T2*.....	58
2.1.4 Séquence d'écho de spin	59
2.1.5 Contraste en IRM	61
2.1.6 Obtention de l'image IRM.....	65
2.2 Principe de diffusion [2] [23]	74
2.2.1 Le mouvement brownien.....	74
2.2.2 Bases physiques de la diffusion	74
2.2.3 Diffusion isotropique et anisotropique dans le tissu cérébral.....	76
2.3 IRM de diffusion.....	77
2.3.1 Principes.....	77

2.3.2 Détermination du facteur de diffusion b	79
2.3.3 Calcul du CDA	82
2.4 Evolution du principe : imagerie de tenseur de diffusion	83
2.5 Applications actuelles de la tractographie en médecine humaine	85
[4][5][16][24][25].....	85
2.6 Etat actuel de l'IRM en équine	87
Partie II: Partie expérimentale	89
I Objectif.....	91
II Matériel et méthode.....	91
2.1 Animal	91
2.2 Procédure	92
2.3 Traitement des données.....	96
III Résultats	99
3.1 Images IRM anatomique.....	99
3.2 Diffusion.....	105
3.2.1 Corps calleux	105
3.2.2 Cingulum	106
3.2.3 Fornix.....	107
3.2.4 Capsule interne	108
IV Discussion.....	109
4.1 IRM anatomique	109
4.2. Limites techniques.....	109
4.3. IRM de diffusion.....	110
Conclusion	111
Bibliographie	113

Liste des figures

Figure 1: Description macroscopique de l'encéphale [6]	18
Figure 2: Anatomie du cervelet [8]	19
Figure 3: Vue dorsale du cervelet [9]	20
Figure 4: Vue ventrale du cervelet [9]	20
Figure 5: Organisation interne du cervelet, vue latérale [10].....	21
Figure 6: Organisation interne du cervelet, coupe histologique Gx20 [11].....	22
Figure 7: Organisation schématique d'un neurone [12].....	26
Figure 8: Oligodendrocytes et myélinisation [13].....	27
Figure 9: Représentation de différents faisceaux d'association longs en coupe sagittale [26]	30
Figure 10: Tracés tractographiques du faisceau arqué ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	31
Figure 11 : Tracés tractographiques du faisceau longitudinal inférieur ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	32
Figure 12 : Tracés tractographiques du faisceau longitudinal inférieur ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	33
Figure 13 : Tracés tractographiques du faisceau unciné ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	34
Figure 14: Tracés tractographiques du cingulum ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	35
Figure 15 :Tracés tractographiques du corps calleux ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	36
Figure 16 : Tracés tractographiques du fornix ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	39
Figure 17 : Tracés tractographiques de la corona radiata ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	40
Figure 18 : Tracés tractographique du faisceau cortico-spinal ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]	41
Figure 19 : Moment magnétique et vecteur d'aimantation microscopique $\vec{\mu}$ [18].	43
Figure 20: Moment magnétique élémentaire [18]	44
Figure 21: Effet de l'application d'un champ magnétique externe B_0 . [18]	46
Figure 22: Mouvement de précession d'un proton autour de l'axe B_0 selon une fréquence donnée [37].....	47
Figure 23: Notion de composante longitudinale M_z et de composante transversale M_{xy} du vecteur d'aimantation macroscopique M [18].	50
Figure 24: Effet des impulsions RF sur le vecteur macroscopique M (modèle quantique). [18]	53

Figure 25: Rephasage des spins [18]	54
Figure 26: Courbe exponentielle de l'aimatation longitudinale en fonction du T1 [18]	55
Figure 27: Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2 [18]	56
Figure 28: Obtention du signal d'induction libre ou free induction decay (FID) [18]	58
Figure 29: Illustration du phénomène d'écho de spin [18]	60
Figure 30: Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence [19]	62
Figure 31: Le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence [19]	63
Figure 32 : Sélection d'un plan de coupe [18] :	66
Figure 33:Conséquence de l'applicationd'un gradient de codage de fréquence pendant la réception d signal. [18]	67
Figure 34: Conséquence de l'application d'un gradient de codage de phase [18]	68
Figure 35: Chronogramme de la séquence d'écho de spin [18]	69
Figure 36: Représentation graphique de la transformée de Fourier [18]	70
Figure 37 : Principe d'acquisition des données d'un plan de coupe [18]	72
Figure 38: Chronogramme complet de la séquence d'écho de spin [18]	72
Figure 39: Diffusion isotropique et anisotropique	76
Figure 40: Diffusions isotrope et anisotrope [2]	77
Figure 41: Utilisation des gradients de diffusion [18]	78
Figure 42 :Chronogramme d'une séquence de diffusion [18]	80
Figure 43: Représentation graphique de la valeur b [18]	82
Figure 44: Principe de l'imagerie de tenseur de diffusion [18]	84
Figure 45: IRM 3.0 Tesla du CHU de Purpan	93
Figure 46: Antenne SENSE Flex M	93
Figure 47: Positionnement des antennes lors de l'acquisition [38]	93
Figure 48: Antenne de type antenne genou [30]	94
Figure 49: Fenêtre de choix des paramètres de tractographie dans le logiciel Sisyphé.....	96
Figure 50: Fenêtre de choix du placement des ROI sur la carte d'anisotropie	97
Figure 51: Localisation des régions d'intéret (ROI), vue de face.....	98
Figure 52: Localisation des régions d'intéret (ROI), vue de face.....	98
Figure 53 : IRM en coupe transversale pondérée en T2 d'encéphale d'âne. a) Coupe transversale d'encéphale dans la boîte crânienne ; b) Coupe transversale encéphale isolé. Les paramètres utilisés sont présentés respectivement dans les tableaux 4 et 5.....	100
Figure 54 : Images IRM, coupes transversales pondérées en T2. A gauche) Coupes transversales d'encéphale dans la boîte crânienne ; A droite) coupes transversales d'encéphale isolé. Les paramètres utilisés sont présentés respectivement dans les tableaux 4 et 5.....	102

Figure 55 : Suite des images IRM, coupes transversales pondérées en T2. A gauche) Coupes transversales d'encéphale dans la boîte crânienne ; A droite) coupes transversales d'encéphale isolé. Les paramètres utilisés sont présentés respectivement dans les tableaux 4 et 5.....	103
Figure 56 : Suite et fin des Images IRM, coupes transversales pondérées en T2. A gauche) Coupes transversales d'encéphale dans la boîte crânienne ; A droite) coupes transversales d'encéphale isolé. Les paramètres utilisés sont présentés respectivement dans les tableaux 4 et 5.....	104
Figure 57 Tracés tractographiques du corps calleux chez le cheval sain.....	105
Figure 58 Tracés tractographiques du cingulum chez le cheval sain	106
Figure 59: Tracés tractographiques du fornix chez le cheval sain	107
Figure 60: Tracés tractographiques de la capsule interne chez le cheval sain	108

Introduction

L'imagerie médicale a progressé de façon importante ces trente dernières années chez l'Homme et parallèlement chez l'animal avec le développement de la radiographie, puis de l'échographie. Par la suite, cette évolution s'est poursuivie avec l'utilisation du scanner et de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).

Ainsi, en médecine équine, l'IRM n'est plus, de nos jours, un examen complémentaire exceptionnel, comme il l'était il y a encore une dizaine d'années puisqu'il est un des examens de choix dans l'investigation des lésions de l'appareil locomoteur du cheval. Cependant, il reste aujourd'hui réservé à ce domaine et reste encore très peu développé pour l'imagerie de la tête et plus particulièrement de l'encéphale.

L'IRM constitue l'examen de choix pour évaluer une lésion neurologique siégeant dans l'encéphale. En effet, il s'agit du seul examen permettant de différencier la substance blanche de la substance grise, et de localiser avec précision les tissus impliqués dans une affection cérébrale. De plus, on dispose aujourd'hui d'une technique d'IRM particulière, l'imagerie de tenseur de diffusion, qui est en mesure d'imager *in vivo* les grands faisceaux cérébraux de substance blanche. Cette technique pourrait s'avérer être d'un indiscutable potentiel clinique, comme il l'est actuellement chez l'Homme.

L'objectif de cette thèse était de réaliser des tracés tractographiques de différents faisceaux de la substance blanche du cheval *ex vivo* afin d'ouvrir la voie vers l'étude non invasive de ces faisceaux chez le cheval *in vivo* qui pourrait devenir un nouvel examen complémentaire de choix pour les vétérinaires praticiens équins.

Dans une première partie, une description générale de l'encéphale puis une étude plus détaillée des faisceaux d'intérêt de la substance blanche a été réalisée. Nous nous intéresserons ensuite aux principes de diffusion moléculaire et de

résonance magnétique qui sont à la base de la tractographie, technique expliquée dans un troisième temps.

La deuxième partie de ce travail présente la réalisation des tracés tractographiques de différents faisceaux de la substance blanche de l'encéphale de cheval sain à l'aide d'images obtenues *ex vivo* par IRM au Centre Hospitalier Universitaire de Purpan (31).

Partie I : Revue bibliographique

I Élément de neuroanatomie

Introduction

L'encéphale du cheval est un organe de forme ovoïde dont le poids est de 400 à 700g ce qui représente un rapport poids du cerveau/poids du corps de 1:800 [14]

Situé à l'intérieur d'un ensemble constitué des méninges et du liquide cérebro-spinal (LCS) dont le rôle est la protection de l'encéphale contre les chocs et la gestion de la pression intracrânienne. L'encéphale comporte trois parties principales : le cerveau, le tronc cérébral et le cervelet.

1.1 Description macroscopique

1.1.1 Les hémisphères cérébraux

Les hémisphères cérébraux constituent la partie la plus importante du cerveau. Ils sont séparés du cervelet par une large fissure, la fissure transversale (*fissura transversa cerebri*). [31]

Leur surface est parcourue par des circonvolutions, appelées gyri, séparées par des sillons, les sulci, dont les plus profonds sont dénommés scissures. La répartition et la forme des gyri et des sulci varient en fonction des espèces.

Les hémisphères sont divisés en cinq parties ou lobes. Le lobe occipital occupe la partie postérieure du cerveau. Il contient les centres responsables de la vision. Le lobe pariétal, situé dans la partie moyenne du cerveau, en arrière du sillon central, reçoit les informations sensorielles relatives au toucher et à l'orientation spatiale. Le lobe temporal est situé ventralement et latéralement par rapport à la scissure de Sylvius. Il contient les centres de l'audition, du goût et de la mémoire. Le lobe frontal est situé dans la partie antérieure des hémisphères cérébraux. Il participe chez l'Homme au raisonnement, à la planification, au langage, à la mémoire et au contrôle moteur. Enfin, le cinquième lobe, l'insula, se situe dans la profondeur de la vallée Sylvienne entre le lobe frontal et temporal. On distingue dans le parenchyme cérébral deux parties distinctes : la substance grise et la substance blanche (figure 1).

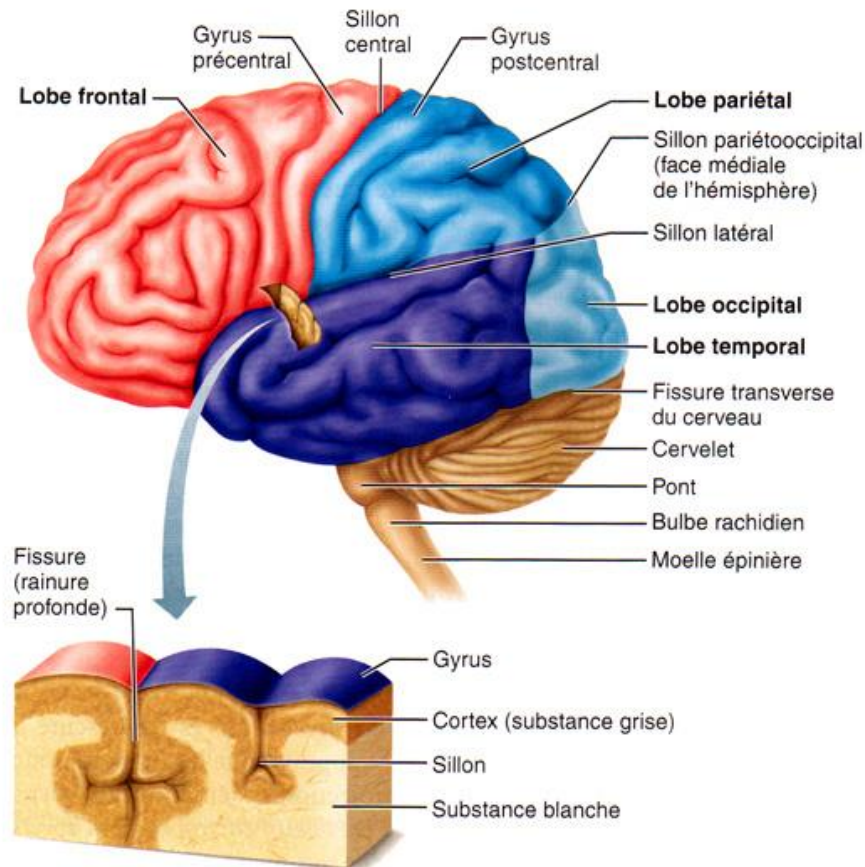


Figure 1: Description macroscopique de l'encéphale [6]

1.1.2 Le cervelet

1.1.2.a Conformation externe

Le cervelet est divisé en trois régions, le vermis, situé en position médiale, et les hémisphères cérébelleux, chacune étant connectée à une structure cérébrale spécifique, et donc impliquée dans des fonctions bien précises comme l'équilibre, le tonus musculaire ou le contrôle de l'initiation du mouvement. Il intègre les informations de proprioception qui passent principalement par le pédoncule caudal et des informations motrices. La proprioception générale est relayée par la moelle spinale et les informations d'équilibre (proprioception spéciale) viennent de l'oreille interne et sont relayées par le système vestibulaire. Le cervelet reçoit aussi des informations sur la position des membres et sur les influx moteurs.

On distingue différents centres d'intégration :

- L'Archéocervelet, appelé cervelet « vestibulaire », il est formé par le lobe floculo-nodulaire et reçoit les informations d'équilibration provenant de l'oreille interne et du système vestibulaire.
- Le Paléocervelet, ou cervelet « spinal », est formé par le lobe rostral et reçoit les informations proprioceptives générales provenant de la moelle spinale,
- Le Néocervelet, ou cervelet « cérébral », est formé par le lobe caudal et communique avec le néocortex.

Du point de vue phylogénétique on distingue le lobe rostral et le lobe caudal séparés par la fissure primaire. Suivant cette description, chaque lobe comprend une partie des hémisphères et du vermis. Le lobe floculo-nodulaire n'est en revanche visible qu'en partie en vue dorsale (figures 2 et 3).

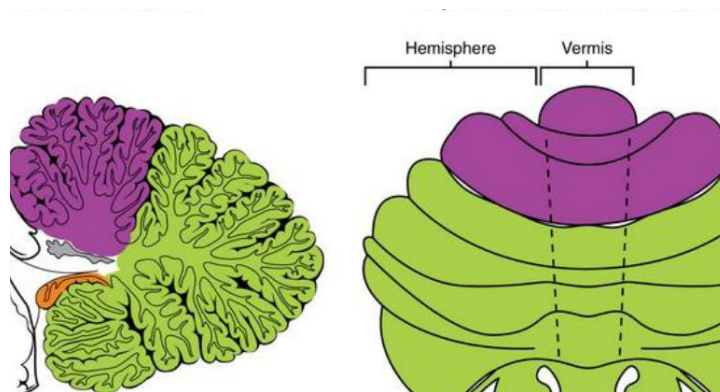


Figure 2: Anatomie du cervelet [8]

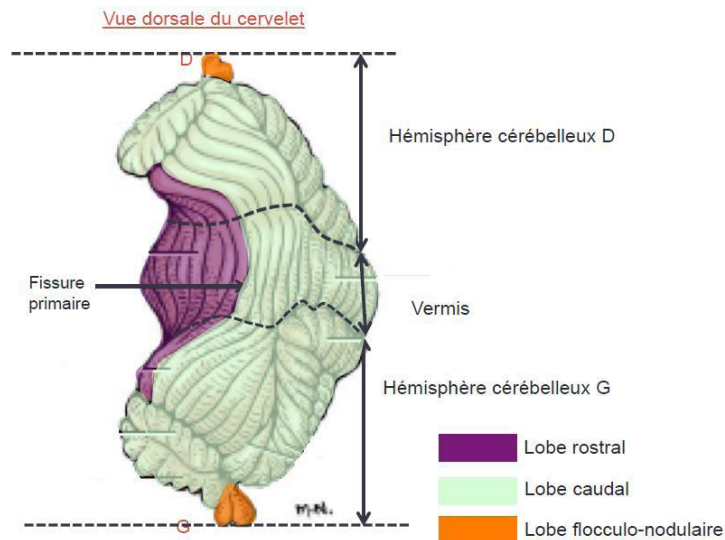


Figure 3: Vue dorsale du cervelet [9]

En vue ventrale on distingue les pédoncules cérébelleux qui permettent la communication avec les autres parties du système nerveux (figure 4):

- Le pédoncule moyen, situé latéralement, et le rostral font communiquer les hémisphères cérébraux et cérébelleux.
- Le pédoncule caudal fait communiquer le cervelet avec la moelle spinale.

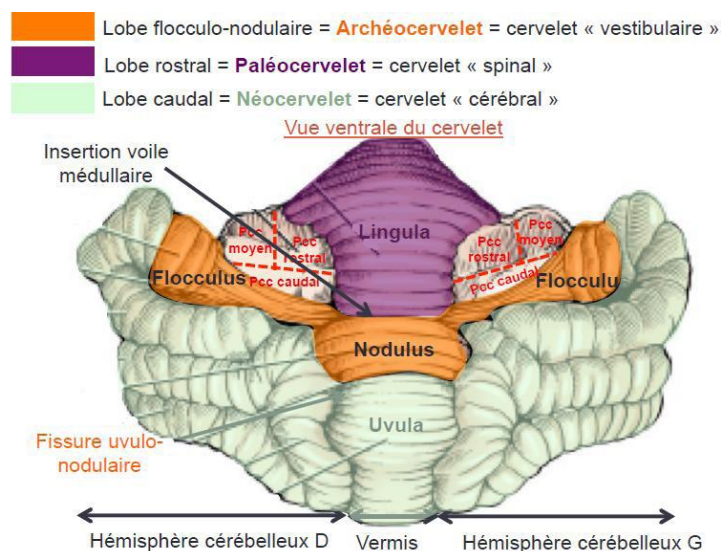


Figure 4: Vue ventrale du cervelet [9]

Chez le cheval, le cervelet a une forme irrégulière, légèrement comprimé cranio-caudalement. Ainsi, le vermis est plus saillant que les deux hémisphères qui l'entourent. [27]

1.1.2.b Conformation interne

La structure du cervelet est similaire à celle des hémisphères avec :

- La substance grise : située à sa surface pour former le cortex cérébelleux et en profondeur pour former les noyaux cérébelleux. Le cortex cérébelleux est creusé de nombreux sillons dont la direction se situe grossièrement dans le plan transversal. Les sillons les plus profonds séparent des lobules cérébelleux. Dans chaque lobule, des sillons moins profonds séparent des lamelles cérébelleuses. Le cortex se divise en 3 couches : la couche moléculaire externe, la couche à neurones pyriformes et la couche granulaire.
- La substance blanche : située au centre, elle est composée du corps médullaire cérébelleux au centre du cervelet, de « l'arbre de vie » et des lames blanches (petites branches). (figures 5 et 6).

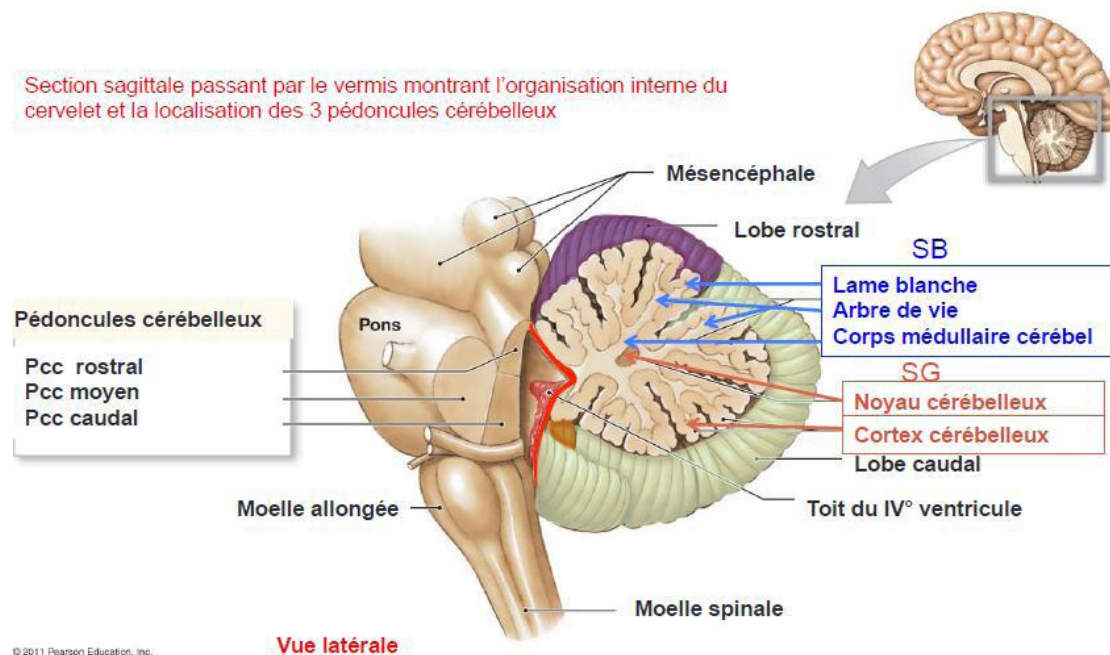


Figure 5: Organisation interne du cervelet, vue latérale [10]

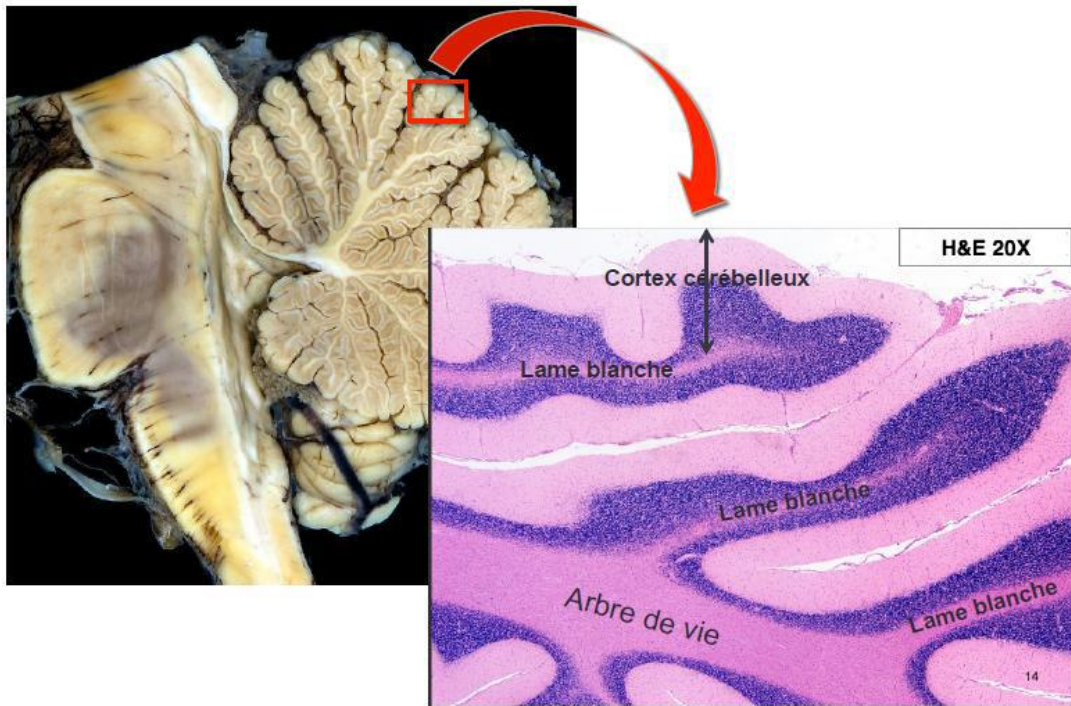


Figure 6: Organisation interne du cervelet, coupe histologique Gx20 [11]

1.1.3 Le Tronc cérébral

Le tronc cérébral est la structure de transition entre le cerveau et la moelle spinale. Il est composé de trois parties selon l'axe cranio-caudal : le mésencéphale, la protubérance et le bulbe rachidien.

Il est relié au cervelet par les pédoncules cérébelleux supérieurs moyens et inférieurs. Les nerfs crâniens au nombre de douze naissent de structures grises nucléaires situées dans le tronc cérébral, leurs origines apparentes sont étagées à la surface du tronc cérébral et quittent la cavité crânienne en traversant les foramens. Le tronc cérébral est aussi le siège de noyaux impliqués dans le contrôle et la régulation de la plupart des fonctions vitales. Enfin, on retrouve dans la substance blanche séparant les noyaux des faisceaux d'axones ascendants sensitifs et descendants moteurs, dont le plus important est le faisceau pyramidal.

1.1.4 Le liquide cérébro-spinal

Le liquide cérébro-spinal est le liquide protecteur dans lequel baignent le cerveau et la moelle spinale. Son rôle est principalement mécanique en constituant une protection du cerveau contre les chocs par amortissement des mouvements. La

gestion de sa production et de son élimination entre aussi en jeu dans le de la pression à l'intérieur du crâne à un niveau constant.

1.1.5 Les méninges

Le cerveau est enveloppé par trois couches de méninges. De la plus externe à la plus interne on distingue :

- La dure mère : elle tapisse la face interne du crâne. C'est une membrane épaisse présentant des prolongements s'insinuant entre les hémisphères cérébraux, créant ainsi une cloison médiane appelée faux du cerveau, ainsi qu'entre le cerveau et le cervelet, appelée tente du cervelet.
- L'arachnoïde : elle tapisse la face interne de la dure mère
- La pie mère : elle tapisse la surface du cerveau, épousant étroitement les replis, les scissures et les circonvolutions du cerveau.

Entre l'arachnoïde et la pie mère se trouve l'espace sous-arachnoïdien qui est occupé par le liquide cérébro-spinal (cf 1.1.4.).

1.2 Description microscopique

L'encéphale n'est composé, en grande partie, que de deux types de cellules identifiables à l'examen microscopique : les neurones et les cellules gliales. A cela s'ajoute la vascularisation de l'encéphale avec les vaisseaux sanguins.

C'est la façon dont se regroupent les différentes parties de ces cellules qui permet de distinguer, à tous les niveaux du système nerveux central, la substance grise de la substance blanche.

1.2.1 Les neurones

Les neurones sont des cellules hautement différenciées et spécialisées dans la communication intercellulaire. Ils reçoivent, traitent et transmettent des Informations codées sous la forme de signaux ou influx nerveux. La transmission se fait de neurones à neurones pour finir avec un organe effecteur, par exemple un muscle ou une glande.

En prenant une analogie électronique, le neurone est une unité fonctionnelle intégrant des signaux issus d'entrées multiples, provenant des dendrites, et disposant d'une sortie unique « axonale ».

De façon générale, les neurones sont des cellules allongées. Même s'ils varient entre eux par leur taille ou leur forme, les neurones contiennent toujours les mêmes éléments constitutifs (figure 7) :

- Le soma ou corps cellulaire : De forme variable, mais le plus souvent sphérique, il mesure environ 20µm de diamètre. Composé d'un noyau et d'une substance chromatophile, les corps cellulaires des cellules nerveuses sont situés soit en bordure externe du cerveau, et participent alors à la substance grise formant le cortex cérébral, soit en profondeur, formant le noyau gris dans le cerveau et la substance grise dans la moelle spinale. Dans le cortex cérébral, les neurones forment un maillage non orienté formé de couches de corps cellulaires d'où partent les axones et les dendrites.
- Les dendrites : Ce sont des prolongements cellulaires généralement multiples et courts, en forme d'arborisation. En contact avec d'autres neurones, elles constituent

la structure d'entrée de l'information. Leur disposition permet une classification morphologique simple des neurones en neurone multipolaire, bipolaire ou unipolaire.

- Multipolaires : plusieurs dendrites.
- Bipolaires : 2 troncs : un tronc commun pour les dendrites et un tronc qui donne l'axone.
- Pseudo-unipolaires : un axe unique : une branche commune donne l'axone et une branche dendritique.

La plupart des neurones sont multipolaires. On trouve des neurones pseudo-unipolaires dans les racines dorsales ganglionnées du nerf spinal.

- L'axone : Unique structure de sortie de l'influx nerveux, sa longueur est comprise entre un millimètre et un mètre. Son origine, qualifiée de cône axonique, s'amincit pour former le segment initial de l'axone. Celui-ci est principalement constitué de neurofibrilles, assurant un maintien de sa structure filiforme, et de mitochondries, fournissant l'énergie essentielle à la propagation de l'information. La terminaison axonale vient au contact de dendrites, de corps cellulaires d'autres neurones ou encore d'un organe effecteur au niveau d'un point de contact appelé synapse. Les axones sont groupés en faisceaux appelés tractus cérébraux. La gaine de myéline enrobant les axones leur confère une coloration blanche, d'où le nom de substance blanche. Il est important de noter que les axones ont, en raison de leur structure interne ainsi que de leur agencement, une organisation très directionnelle. C'est cette particularité qui est au fondement même de la technique d'imagerie étudiée ici : l'imagerie tensorielle de diffusion.

- La myéline : il s'agit d'une gaine protectrice entourant les axones. Elle est formée par les prolongements membranaires des oligodendrocytes. Cette gaine est interrompue à intervalles réguliers par les nœuds de Ranvier. Ces derniers contribuent à accélérer la propagation de l'influx nerveux.

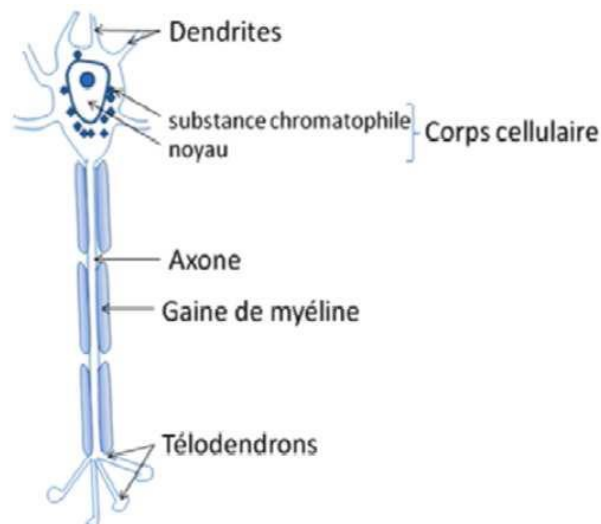


Figure 7: Organisation schématique d'un neurone [12]

1.2.2 Les cellules gliales

Le nombre total de cellules gliales est environ trois fois supérieur à celui des neurones. Les cellules gliales sont plus petites que les neurones et ne possèdent ni axone ni dendrite. Elles jouent un rôle de soutien en aidant à la définition des contacts synaptiques, et au maintien des capacités de transmission des signaux des neurones en isolant chaque neurone de ceux qui l'entourent, en modulant la vitesse de propagation des impulsions nerveuses et en contrôlant l'absorption des neurotransmetteurs. Elles ont aussi une importance dans l'apport en nutriment des neurones. Les cellules gliales diffèrent entre le système nerveux central et périphérique. Au sein du système nerveux central, on trouve divers types de cellules gliales :

- Les oligodendrocytes : leur principale fonction est de myéliniser les axones neuronaux. La myélinisation des axones se fait par enroulement de la membrane autour de l'axone, puis ces membranes fusionnent pour former une gaine de myéline autour de l'axone. (figure 8)

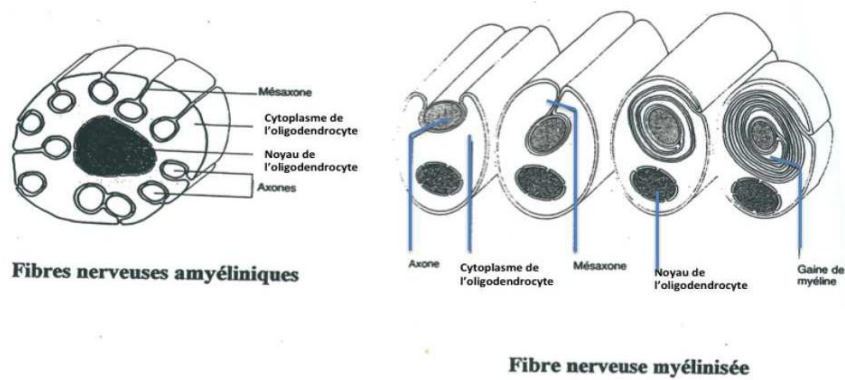


Figure 8: Oligodendrocytes et myélinisation [13]

- Les astrocytes : ils possèdent des prolongements qui constituent la membrane gliale. Ce sont ces membranes qui vont contrôler l'environnement du neurone en interagissant avec différents types cellulaires et tissus :
 - Avec les capillaires sanguins, ils forment la membrane gliale limitante périvasculaire ou barrière hémato-encéphalique qui est alors composée des cellules endothéliales des capillaires sanguins, de la lame basale sous-endothéliale et des processus astrocytaires.
 - Avec la pie-mère, les processus astrocytaires forment la membrane gliale limitante superficielle.
 - L'accolement des processus astrocytaires à la strate épendymaire constitue enfin la membrane gliale limitante périventriculaire.

- Microgliocytes : ce sont les phagocytes du système nerveux.

- Ependymocytes : ils forment un épithélium monostratifié cubique qui borde le canal central et les capillaires. Ils sont pourvus de cils pour mettre en mouvement le liquide cébrospinal. Dans certaines régions, les épendymocytes se modifient pour devenir des cellules du plexus choroïde. Ce sont les régions de l'épithélium épendymaire qui ont pour fonction de sécréter le liquide cébro-spinal.

1.2.3 Différenciation substance blanche et substance grise

1.2.3.a Substance grise

La substance grise (SG) correspond aux régions du système nerveux central (SNC) regroupant les corps cellulaires des neurones et leurs prolongements. C'est donc les zones où s'établissent les contacts entre les neurones et où siègent toutes les synapses du SNC et où sont reçues, traitées et intégrées les informations. Le cortex, principale structure de la SG, est divisé en zones fonctionnelles, appelées aires, chacune assurant une fonction cognitive précise. On distingue trois grands types de zones :

- Les aires sensorielles : Au nombre de trois, ces aires sont spécialisées dans le traitement des données sensorielles : on retrouve le cortex visuel dans le lobe occipital, le cortex auditif dans le lobe temporal et le cortex somato-sensoriel, associé au toucher, dans le lobe pariétal.
- Les aires d'association : elles représentent toutes les aires néocorticales qui ne sont ni motrices, ni sensorielles ; leurs fonctions sont donc très diverses. Elles constituent la majeure partie de la surface du cortex.
- Les aires motrices : Au nombre de deux, elles sont situées toutes les deux dans le cortex frontal. La principale est l'aire motrice primaire qui occupe toute la partie postérieure du lobe frontal, en avant du sillon central. Elle est organisée de façon somatotopique, c'est-à-dire que chaque zone du corps reçoit une afférence d'une partie précise de cette aire et que la surface associée à un muscle est proportionnelle à la précision des mouvements dont il est capable. Les efférences des neurones de cette zone sont croisées. Ainsi, l'hémisphère gauche commande les mouvements de la partie droite du corps et inversement. A ces deux aires se rajoute une aire motrice supplémentaire, située dans le cortex préfrontal, qui est responsable de la préparation et de la sélection des mouvements volontaires.

1.2.3.b Substance blanche

Aussi appelée voie nerveuse, la substance blanche est composée uniquement de fibres nerveuses et constitue un vaste réseau de connexions cérébrales permettant la transmission de l'information. Son organisation, très différente de celle de la SG va de pair avec une activité métabolique moindre. On y dénombre trois types de structures :

- Les faisceaux d'association : Ils permettent de relier les aires corticales au sein d'un même hémisphère. Ils peuvent être divisés en deux catégories selon leur longueur. Les tractus d'association courts connectent les régions de gyri adjacents dans un même lobe. Les plus petits d'entre eux, assurant la jonction entre des régions adjacentes séparées par un sillon, s'appellent les fibres en U, du fait de leur forme. Ces faisceaux d'association courts se trouvent immédiatement au-dessous de la SG du cortex des hémisphères. Les tractus d'association longs relient quant à eux les différents lobes cérébraux et sont souvent macroscopiquement visibles. On retrouve parmi ces faisceaux le faisceau unciné du lobe frontal au lobe temporal, le cingulum du gyrus cingulaire au gyrus para-hippocampique, le faisceau longitudinal supérieur du lobe pariétal au lobe frontal, le faisceau fronto-occipital inférieur du lobe occipital au lobe frontal, le faisceau longitudinal inférieur du lobe occipital au lobe temporal. (figure 9)

- Les commissures : A la différence des faisceaux d'association, les commissures permettent de connecter une région d'un hémisphère à une autre région située dans l'hémisphère opposé. Le corps calleux est la commissure la plus importante.

- Les faisceaux de projection : Ils connectent le cortex cérébral et les structures sous corticales médullaires. On distingue deux types de faisceaux de projection : les faisceaux ascendants et descendants.

- Les faisceaux ascendants (spinothalamique et cordonnal postérieur) transportent l'information somesthésique, c'est-à-dire l'ensemble des informations

relatives aux sensations (pression, chaleur, douleur), des différentes parties du corps vers le cortex.

Les tractus descendants transmettent les commandes motrices issues du cortex moteur.

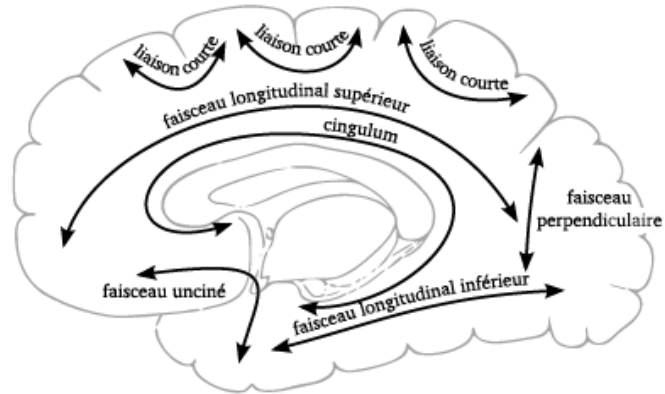


Figure 9: Représentation de différents faisceaux d'association longs en coupe sagittale [26]

Les faisceaux d'associations :

Le faisceau longitudinal supérieur (FLS) ou faisceau arqué (figure 10) :

Le faisceau arqué est un faisceau d'association latéral composé de fibres courtes et longues. Elles connectent la surface externe des régions temporo-parieto-occipitales avec la convexité du lobe. Les fibres courtes, en U, sont situées plus latéralement que les fibres longues et connectent les cortex fronto-pariétaux, pariéto-occipitaux et temporo-latéraux.

Le faisceau arqué de l'hémisphère gauche est, chez l'homme, impliqué dans le langage. Celui de l'hémisphère droit participe à l'intégration visuospatiale et à certains aspects du langage comme la prononciation.

La partie fronto pariétale du faisceau arqué comprend un groupe de fibre d'orientation antéro-postérieur situé latéralement aux fibres de projection de la corona radiata. A sa jonction temporo-pariétale, le faisceau arqué contourne la scissure de Sylvius latéralement avant de continuer jusqu'à la racine du lobe temporal.

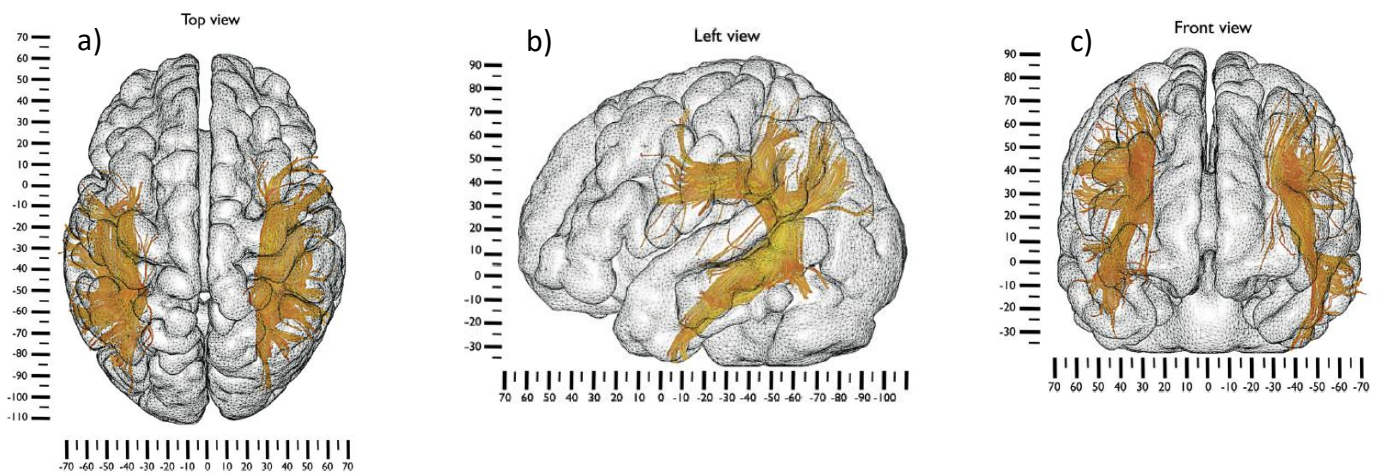


Figure 10: Tracés tractographiques du faisceau arqué ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéro-postérieure [3]

Faisceau longitudinal inférieur (figure 11) :

Le faisceau longitudinal inférieur (FLI) est un faisceau d'association traversant la partie ventro-latérale du lobe temporal. Il relie les lobes temporaux et occipitaux. Les fibres du FLI prennent origine dans le lobe temporal supérieure, moyen et inférieur, du gyrus occipito-temporal, et se projettent dans la lingula, le cunéus et la surface latérale du lobe occipital. Les fibres courtes se connectent à l'hippocampe, s'étendent jusqu'au niveau inférieur de la capsule externe, et en avant rayonnent médialement autour du gyrus parahippocampique et de l'uncus. Les fibres longues, médiales par rapport aux fibres courtes, relient les aires d'association parahippocampiques et visuelles. Les fibres courtes entre les zones visuelles primaires, les aires visuelles associatives secondaires et tertiaires et le cortex.

Le faisceau longitudinal inférieur est impliqué chez l'homme dans la reconnaissance des visages, la perception visuelle, la lecture, la mémoire visuelle et d'autres fonctions en lien avec le langage.

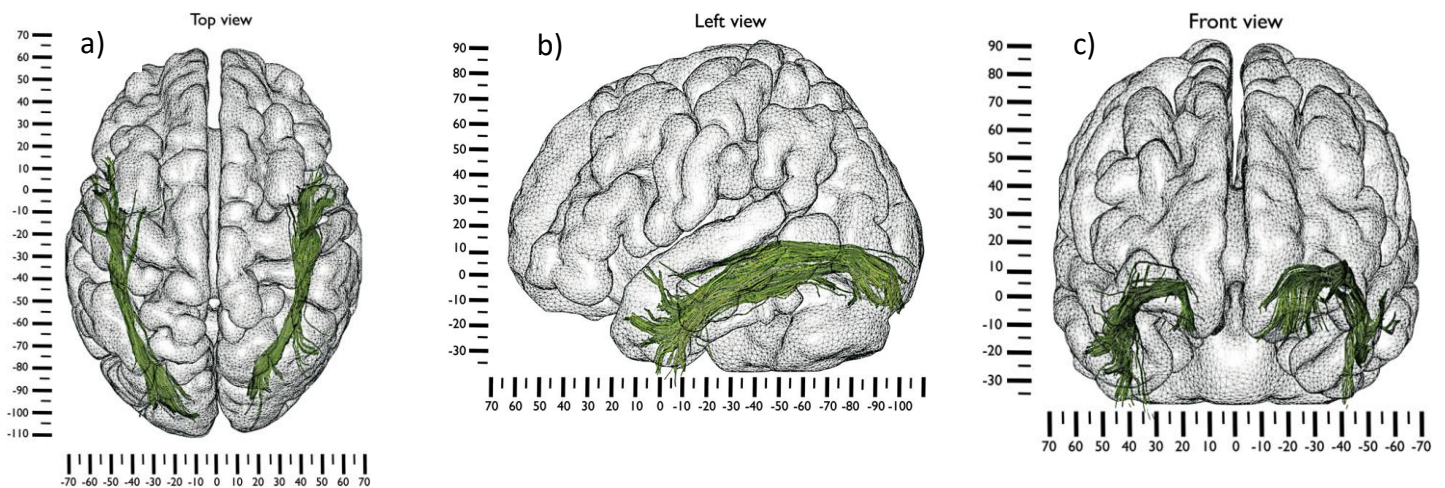


Figure 11 : Tracés tractographiques du faisceau longitudinal inférieur ; a) vue ventrodorsale ;
b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]

Faisceau fronto-occipital inférieur (FFOI) (figure 12) :

Le faisceau fronto-occipital inférieur est un faisceau d'association ventral qui associe les régions latérales et ventro-latérales des lobes frontaux et occipitaux. Il chemine dans la partie ventrale de la capsule extrême. À la jonction du lobe frontal et temporal, le faisceau se rétrécit et passe par l'étage antérieur de la capsule externe. En arrière, les fibres se terminent dans le gyrus temporal moyen et inférieur, fusiforme et le gyrus lingual dans la partie postéro-inférieure du cortex temporo-occipital. Le FFOI partage des territoires avec le faisceau unciné (FU) dans le lobe frontal et s'étend supérieurement au FU à la face antérieure de la capsule externe.

Les fonctions de ce faisceau sont encore peu connues mais il est possible qu'il joue un rôle dans la lecture et l'attention.

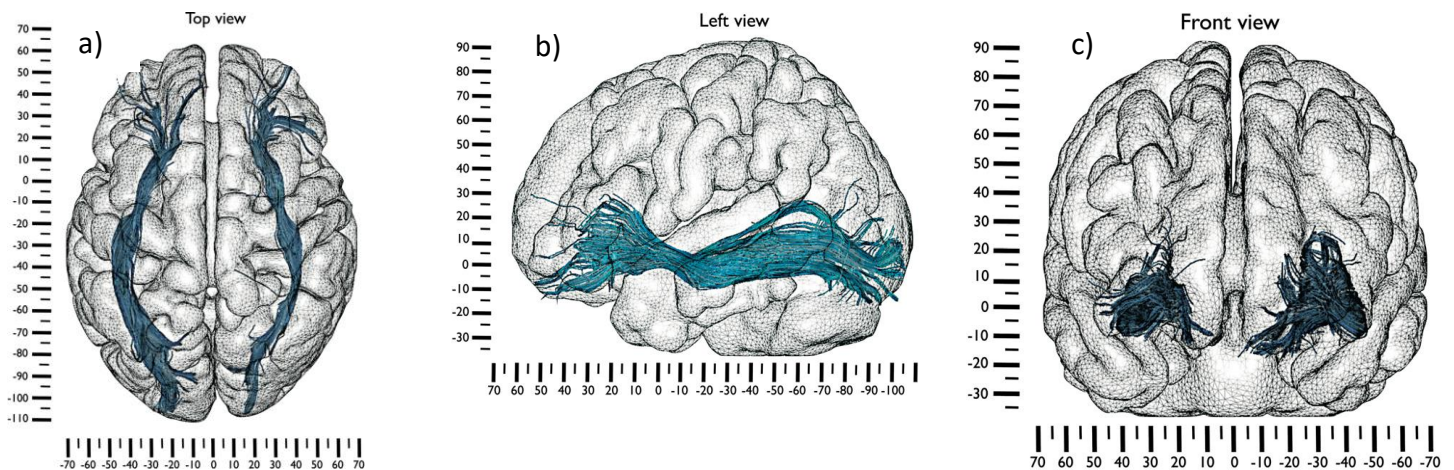


Figure 12 : Tracés tractographiques du faisceau longitudinal inférieur ; a) vue ventrodorsale ;
b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]

Faisceau unciné (figure 13) :

Le faisceau unciné est un faisceau d'association ventral qui relie le lobe antérieur temporal avec les cortex orbitofrontaux médiaux et latéraux. Il appartient au système du faisceau fronto-occipital inférieur. Il s'étend sur une courte longueur et se termine dans le pôle temporal du lobe temporal. Ces fonctions sont peu connues mais on suppose qu'il joue un rôle dans les émotions et la mémoire.

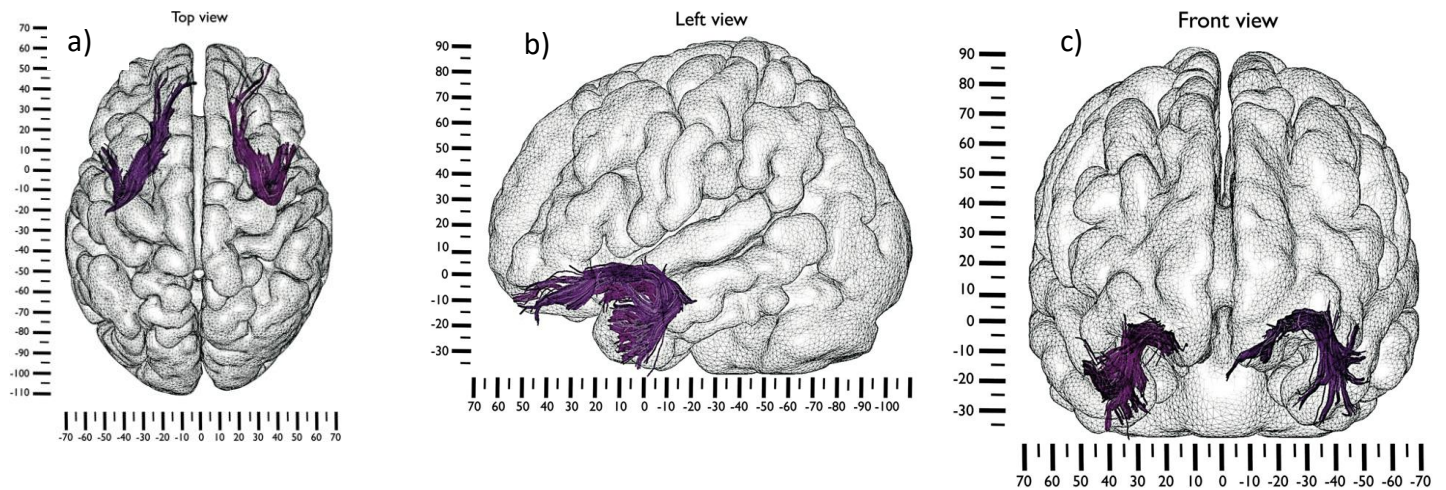


Figure 13 : Tracés tractographiques du faisceau unciné ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]

Le cingulum (figure 14) :

Le cingulum est un faisceau d'association à localisation médiale située dans la profondeur du gyrus cingulaire. Il s'étend de la région septale, en avant, jusqu'au gyrus parahippocampique dans le lobe temporal. Les connexions commissurales du gyrus cingulaire sont distribuées largement sur le corps calleux. Il contient des fibres de différentes tailles dont les plus longues vont du gyrus temporal antérieur jusqu'au cortex orbito-frontal. Les fibres courtes en U connectent les lobes frontaux médiaux, pariétaux, occipitaux et temporaux ainsi que différentes portions du cortex cingulaire. Les fibres les plus dorsales ont une direction antéro postérieure et sont médiales au corps calleux. Au niveau de la jonction des deux moitiés du corps calleux, le cingulum se sépare en deux branches, une branche antéro-frontale et une branche pariéto-occipitale postérieure. Ces deux branches restent proches du corps calleux. La branche postérieure descend ensuite dans le gyrus parahippocampique pour finir dans la partie antérieure du lobe temporal médial. Le cingulum fait partie du system limbique et est impliqué chez l'homme dans l'attention, la mémoire et les émotions.

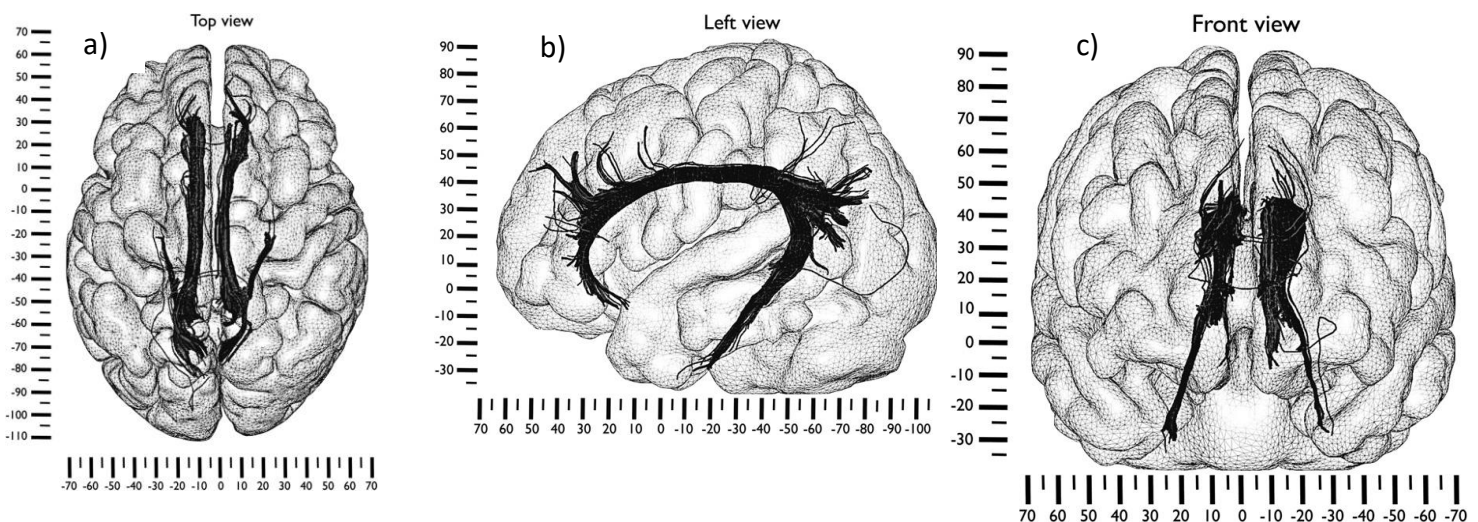


Figure 14: Tracés tractographiques du cingulum ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]

Les faisceaux commissuraux (les commissures)

Le corps calleux (figure 15) :

Le corps calleux est le principal faisceau commissural inter-hémisphérique. Il relie les hémisphères gauche et droit. Bien que très étendu d'avant en arrière, il n'est constitué que de fibres transversales. Du plus rostral au plus caudal on délimite :

- Le « genou » et le tiers antérieur du corps calleux, bec ou rostrum, sont ainsi formés par les fibres qui relient les parties antérieures et les parties ventrales des deux lobes frontaux.
- Le tiers moyen (ou tronc) est formé par les fibres qui unissent les lobes pariétaux et temporaux.
- La partie la plus caudale, ou splenium, est formée par les fibres qui unissent les deux lobes temporaux et occipitaux.

Ainsi, grâce au corps calleux, les messages en provenance d'une voie afférente, unilatérale, auront une terminaison bilatérale sur les deux aires symétriques. Le corps calleux permet donc la transmission des informations d'un hémisphère à l'autre. Il est impliqué dans de nombreuses fonctions de perception, cognitives et motrices.

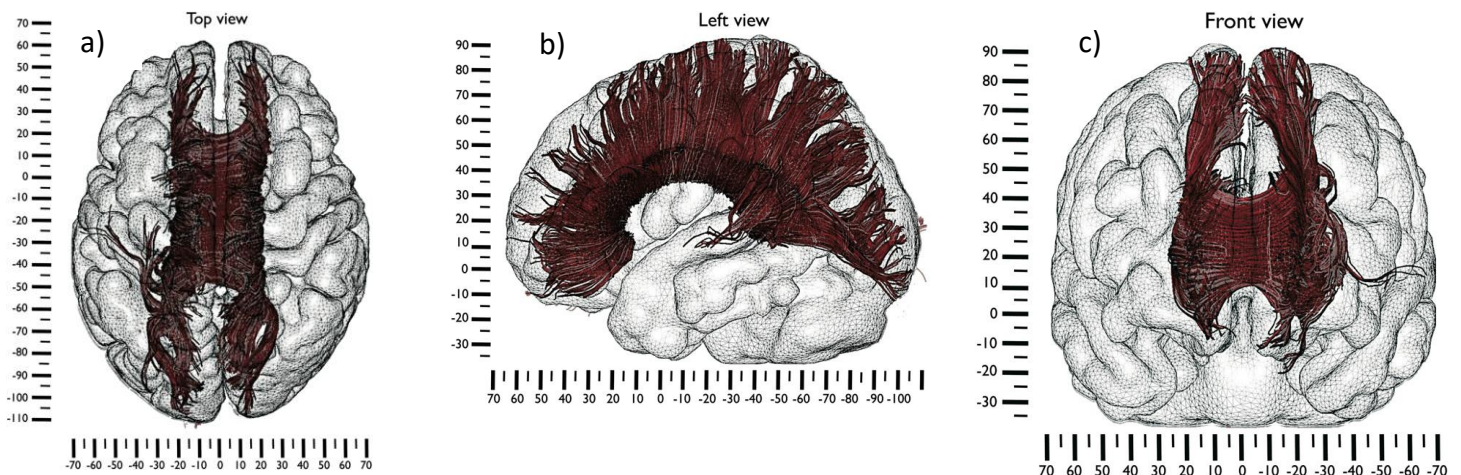


Figure 15 :Tracés tractographiques du corps calleux ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéro-postérieure [3]

La commissure antérieure

La commissure antérieure (CA) est une commissure inter-hémisphérique. Elle croise transversalement la paroi antérieure du 3ème ventricule, en avant des colonnes du fornix (piliers antérieurs du trigone). Elle associe les deux lobes temporaux antérieurs et ventraux des deux hémisphères

Les faisceaux de projections

Les faisceaux de projections connectent le cortex cérébral et les structures sous-corticales et médullaires. Les fibres de projection passent entre les noyaux gris centraux, en formant trois capsules. On retrouve, de l'intérieur vers l'extérieur : la capsule interne, la capsule externe et la capsule extrême.

Les capsules :

Les fibres afférentes et efférentes passent entre les noyaux gris centraux en formant 3 capsules. On distingue, de dedans en dehors, les capsules interne, externe et extrême.

La capsule interne

La capsule interne est un groupement de fibres situé entre le thalamus et le noyau caudé sur sa face interne et le noyau lenticulaire sur sa face externe.

Capsules externe et extrême

La capsule externe est plus latérale que la capsule interne. Elle est constituée de fibres passant entre le noyau lenticulaire sur sa face interne et le claustrum sur sa face externe. La partie latérale du noyau lenticulaire ne comprend que le putamen. La capsule extrême est encore plus latérale que la capsule externe.

Les noyaux gris centraux ont une somatotopie, c'est-à-dire une répartition structurelle en rapport avec une répartition de leurs afférences anatomiques, particulière puisqu'ils se subdivisent en territoires ayant des projections corticales spécifiques. Le thalamus, par exemple, est constitué de plusieurs noyaux supposés connectés aux différentes parties du cortex. Le striatum, est aussi subdivisé en territoires qui possèdent des rôles fonctionnels différents, et des connexions corticales qui reflètent cette subdivision fonctionnelle.

Le fornix (figure 16) :

Le fornix est une commissure intra et inter-hémisphérique. Il s'étend de l'hippocampe au corps mamillaire dans chaque hémisphère. Les deux fornix sont réunis par le psalterium. Le fornix participe à la mémoire et on lui décrit 4 grandes parties :

- Le corps : d'orientation horizontale, il se situe au-dessus du 3^{ème} ventricule.
- Les piliers antérieurs. Situés rostralement au corps, les deux piliers antérieurs descendent dans les parois latérales du 3^{ème} ventricule.
- Les piliers postérieurs, situés caudalement au corps.
- La fimbria : dans les lobes temporaux, il longe l'hippocampe en formant un fin faisceau blanc interne.

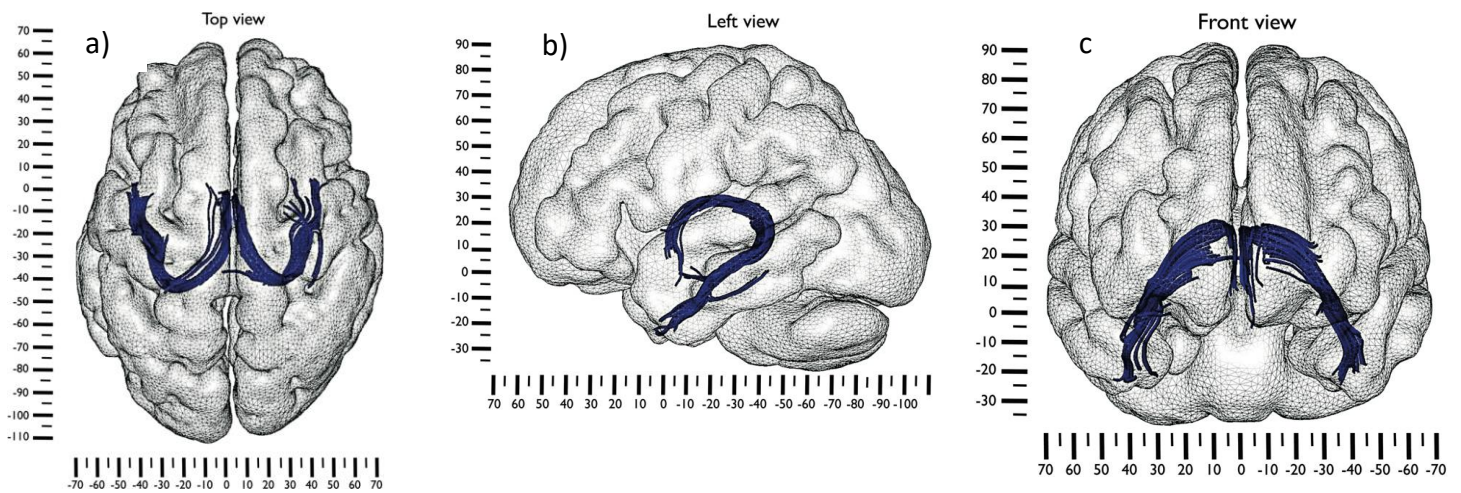


Figure 16 : Tracés tractographiques du fornix ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]

La corona radiata (figure 17) :

Toutes les fibres de projection, efférentes et afférentes du cortex, forment la corona radiata, en position sous-corticale, au-dessus des noyaux gris centraux. La corona radiata est formée des fibres qui gagnent la capsule interne et la capsule externe.

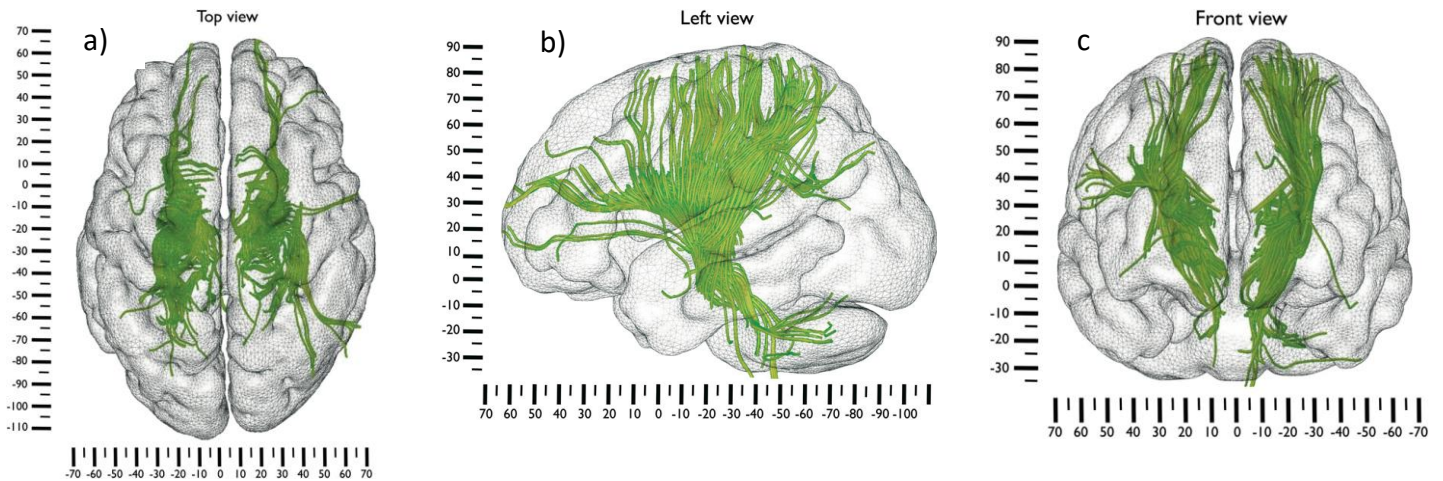


Figure 17 : Tracés tractographiques de la corona radiata ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]

Le faisceau cortico-spinal (figure 18) :

Le faisceau corticospinal, aussi appelé faisceau pyramidal, est une voie nerveuse principale appartenant au SNC. Il est constitué d'un groupement de fibres nerveuses possédant un trajet commun qui relie les cellules nerveuses de forme pyramidale du cortex moteur primaire aux motoneurones des cornes antérieures de la moelle spinale. A partir des cellules pyramidales, les axones de ce tractus participent à la formation de la corona radiata, puis convergent dans la capsule interne.

Le faisceau cortico-spinal descend ensuite vers la moelle spinale en passant par une zone du bulbe rachidien où il décusse pour ensuite se séparer à l'intérieur de la moelle spinale en deux branches appelées cortico-spino-ventrale et latérale. Il se termine dans la corne antérieure de la moelle spinale. Ce faisceau sert à la transmission des messages moteurs volontaires.

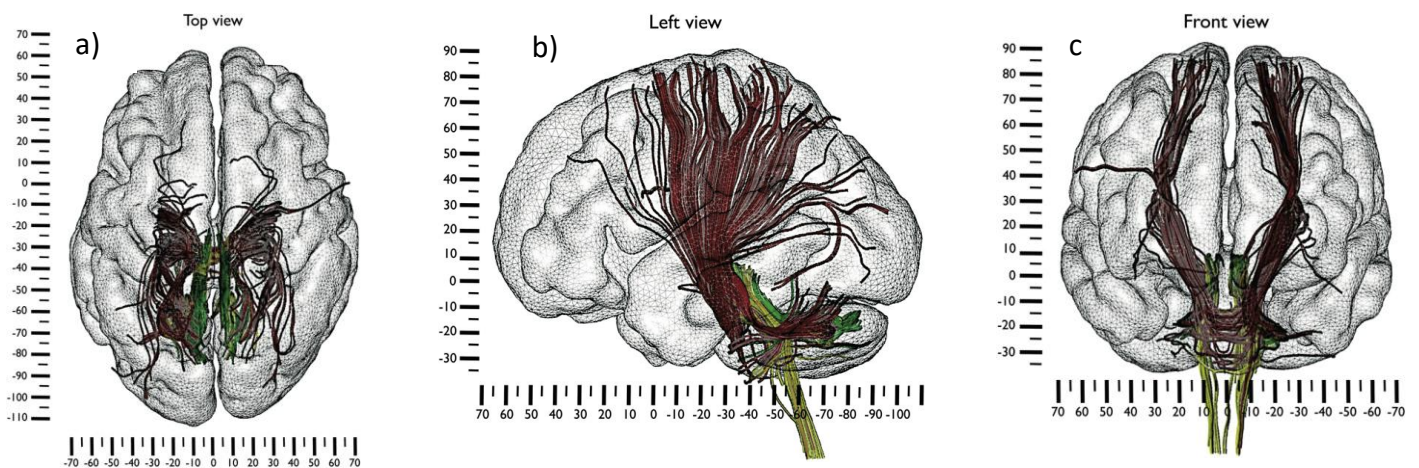


Figure 18 : Tracés tractographique du faisceau cortico-spinal ; a) vue ventrodorsale ; b) vue latérale gauche ; c) vue antéropostérieure [3]

II Diffusion et imagerie par tenseur [18] [28] [29] [32] [36]

2.1 L'imagerie par résonance magnétique

2.1.1 Principes de bases de physique nucléaire

2.1.1.a Champ magnétique et Magnétisme nucléaire

Il existe une réciprocité entre magnétisme et charge électrique en mouvement. Le physicien Oersted l'a mis en évidence en 1820 en plaçant une boussole à proximité d'un fil où circule un courant électrique (qui est un déplacement d'électrons de charge négative). La boussole s'oriente à 90° par rapport au fil conducteur, c'est à dire dans l'axe du champ magnétique induit par le courant. Le déplacement d'une charge électrique est donc à l'origine d'un champ magnétique.

La réciproque est également vraie et c'est le physicien français Michel Faraday qui le prouve en 1831 en introduisant un barreau aimanté dans une bobine conductrice et en créant alors un courant électrique.

2.1.1.b Application au noyau atomique

Structure de l'atome

Un atome est constitué d'un noyau et d'un ou plusieurs électrons. Ce noyau est constitué de deux types de nucléons, les protons, chargés positivement, et les neutrons, neutres. Le nombre de protons est égal au nombre d'électrons périphériques, qui sont eux chargés négativement. Un atome a donc une charge totale nulle.

Chaque nucléon est lui-même constitué de trois quarks liés entre eux par "l'interaction forte". Il existe deux types de quarks :

- Les quarks "*up*" dont la charge électrique est positive et vaut $2/3$ de celle d'un électron.
- Les quarks "*down*" dont la charge électrique est négative et vaut $1/3$ de celle d'un électron.

Ainsi, les protons sont constitués de deux quarks *up* et un *down* conduisant à une charge électrique de +1 ($+2/3 +2/3 -1/3=+1$) et les neutrons d'un quark *up* et de deux *down* donnant une charge électrique nulle ($+2/3 -1/3 -1/3=0$)

Les nucléons sont animés d'un mouvement collectif complexe avec en particulier une rotation individuelle autour d'un axe passant par leurs propres centres à la manière d'une toupie. Une particule qui tourne induit autour d'elle un moment cinétique, aussi appelé "spin" (tourner sur soi-même en anglais), aligné sur son axe de rotation et représenté par un vecteur S (figure 19).

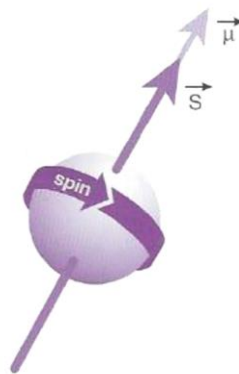


Figure 19 : Moment magnétique et vecteur d'aimantation microscopique $\vec{\mu}$ [18].

De plus, les protons étant chargés positivement, leur mouvement induit autour d'eux, comme il a été rappelé précédemment, un champ magnétique appelé moment magnétique. Ce moment magnétique est représenté par un vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$.

Bien qu'électriquement neutres, la présence des quarks, eux-mêmes en rotation, à l'intérieur des neutrons confère aux neutrons un moment magnétique non nul, environ égal à 2/3 de celui du proton.

Au sein du noyau, les nucléons vont se répartir sur différentes couches d'énergie (modèle dit "en couche ») en s'appariant par couple neutron-proton. Cet appariement a pour conséquence l'annulation de leurs moments magnétiques et donc le maintien d'un niveau d'énergie peu élevé et donc le plus stable possible.

C'est cette répartition qui est à l'origine de l'intérêt biologique de certains atomes plus que d'autres. En effet, seuls les atomes à nombre impair de nucléons, et

possédant alors un nucléon non apparié sur la couche externe, possèdent un moment magnétique global non nul et qualifié d'intrinsèque ou élémentaire (figure 20).

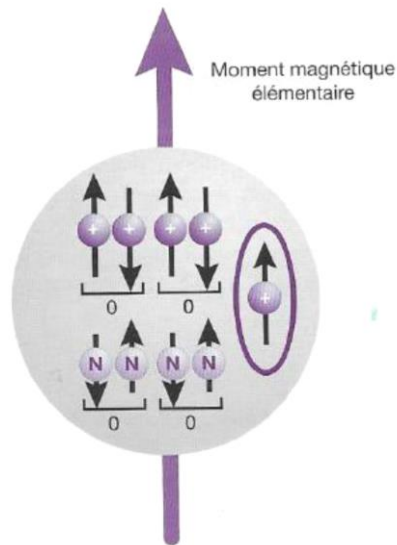


Figure 20: Moment magnétique élémentaire [18]

Les principaux noyaux d'intérêt sont donc les noyaux d'hydrogène (^1H), de l'isotope du carbone (^{13}C), du fluor (^{19}F), du phosphore (^{31}P) et du sodium (^{23}Na). Toutefois, seul le noyau d'hydrogène, formé d'un seul proton, joue un rôle important en imagerie à l'heure actuelle et cela pour plusieurs raisons :

- Sa forte présence au sein des organismes (environ deux tiers des atomes sont des atomes d'hydrogène).
- Son fort moment magnétique intrinsèque donnant lieu à une résonance très net.

C'est d'ailleurs une autre caractéristique de l'atome d'hydrogène, sa capacité ou non à se déplacer librement dans un tissu, qui est à l'origine même de la technique de diffusion utilisée dans ce travail.

Phénomène de résonance magnétique

La résonance magnétique nucléaire (RMN) consiste à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action conjointe de deux champs magnétiques, un fixe, \vec{B}_0 , et un tournant, \vec{B}_1 .

Possédant un moment magnétique intrinsèque non nul, les atomes sont assimilables à de petits aimants. Lorsque les protons sont placés dans un champ magnétique externe \vec{B}_0 , ils vont avoir tendance à s'orienter dans la direction de ce dernier comme l'aiguille d'une boussole soumise au magnétisme terrestre. Mais, à la différence de la boussole qui s'aligne parfaitement dans un champ magnétique externe toujours dans le même sens (Sud/Nord), les vecteurs d'aimantation $\vec{\mu}$ des protons peuvent s'aligner dans la même direction que le vecteur d'aimantation du champ magnétique externe, on parle alors de direction parallèle, ou dans la direction opposée, appelée direction antiparallèle. Ceci est dû au fait que les protons ne suivent pas au sens strict les règles de la mécanique classique mais obéissent en fait aux postulats de la mécanique quantique.

Deux approches, les modèles classique et quantique, ont été utilisées pour décrire le phénomène de résonance magnétique et sont complémentaires. En effet, le modèle classique permet d'appréhender le phénomène à l'échelle macroscopique par une approche « géométrique » tandis que le modèle quantique s'intéresse au phénomène à l'échelle de l'atome par une approche « énergétique ».

Modèle classique

En l'absence d'un champ magnétique externe, les protons, ayant un vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$, d'un échantillon tissulaire sont orientés de façon aléatoire. La somme des vecteurs d'aimantation élémentaire microscopique ($\sum \vec{\mu}$) est nulle. Le vecteur d'aimantation macroscopique, résultant de la somme de tous les vecteurs d'aimantation microscopiques, \vec{M} , est donc nul $\vec{M}=0$.

Soumis à un champ magnétique statique (\vec{B}_0), les protons s'alignent selon l'axe du vecteur d'aimantation (\vec{B}_0) de ce champ. Le vecteur d'aimantation global macroscopique n'est donc plus nul.

Ce champ magnétique est généralement horizontal dans la plupart des aimants et correspond par convention à l'axe vertical \vec{Oz} , du système de référence orthonormé utilisé par la suite (figure 21).

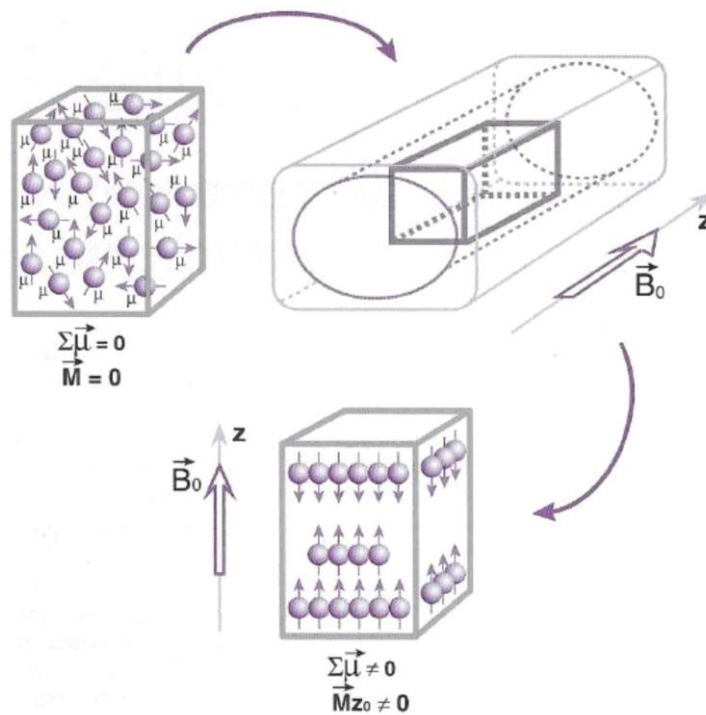


Figure 21: Effet de l'application d'un champ magnétique externe \vec{B}_0 . [18]

Les protons d'hydrogène ne sont pas statiques dans cette position. Ils sont en effet animés d'un mouvement de rotation individuel autour de l'axe vertical \vec{Oz} , appelé mouvement de précession à une fréquence angulaire ω_0 , appelée fréquence angulaire de précession et suivant l'équation suivante dite équation de Larmor (équation 1)

$$\omega_0 = \gamma \vec{B}_0$$

Équation 1: Equation de Larmor

On voit alors que ω_0 est proportionnelle au champ magnétique \vec{B}_0 et à un facteur spécifique à chaque noyau, γ , appelé rapport gyromagnétique. A 1 Tesla, $f=42,58\text{MHz}$. On observe de plus une relation de linéarité puisque à 2T: $f=85,16\text{MHz}$ et à 3T: $f=127.74\text{MHz}$. On a donc 42.58MHz/Tesla .

Ce mouvement de précession consiste en un double cône dont les sommets se rejoignent au centre de gravité de l'atome (figure 22).

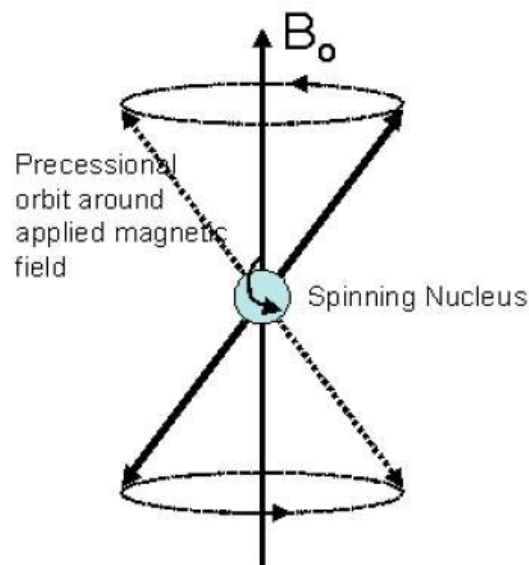


Figure 22: Mouvement de précession d'un proton autour de l'axe B_0 selon une fréquence donnée [37]

D'autre part, comme il a été vu précédemment, les protons se répartissent selon deux directions. Les protons parallèles à \vec{B}_0 sont orientés dans la même direction que ce champ, alors que les protons antiparallèles sont orientés dans le sens inverse. Sur l'ensemble d'un tissu, il existe un peu plus de protons parallèles

à \vec{B}_0 que d'antiparallèles à \vec{B}_0 . A 0,5Tesla et à température corporelle, cette différence est de l'ordre de 2 pour un million, c'est-à-dire que pour 1 million (+2) protons, 500 002 sont parallèles et 500 000 sont antiparallèles. Cette différence suffit à produire un signal RMN à l'échelle tissulaire et entraîne l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique. La matière biologique contenant environ 27 milliards d'atomes au centimètre cube soit une différence de 54 000 atomes par cm³. Les protons parallèles et antiparallèles « s'annulent deux à deux » et c'est alors ce léger excédent de spin sur le niveau fondamental qui est à l'origine de l'aimantation nucléaire détectable en RMN.

A l'équilibre, le vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire obtenu est aligné selon \vec{Oz} et ne présente aucune composante transversale dans le plan xOy car les protons sont déphasés. Il n'est pas possible de mesurer directement le vecteur d'aimantation macroscopique à l'équilibre car il est infiniment petit par rapport à \vec{B}_0 . Pour pouvoir le mesurer, il faut le basculer dans le plan xOy par un deuxième champ magnétique dynamique, appelé onde de radiofréquence.

Ce deuxième champ magnétique, couramment appelé \vec{B}_1 , s'oriente selon l'axe \vec{Ox} dans le plan xOy du repère orthonormé. Pour qu'il y ait transfert d'énergie à ce système en équilibre, l'onde de radiofréquence doit répondre à un certain prérequis : sa fréquence doit être égale à la fréquence de précession de \vec{M} , on parle alors de fréquence de résonance (ω_r) et on a $\omega_r = \omega_0$. Ce phénomène peut être illustré avec l'exemple simple de la balançoire. Pour amplifier le mouvement de balancier de la balançoire, c'est à dire transmettre de l'énergie au système, l'impulsion doit avoir la même fréquence que la fréquence du mouvement du système, ici le mouvement pendulaire de la balançoire.

Lorsque le système est soumis à deux champs \vec{B}_0 et \vec{B}_1 , le mouvement de précession se fait autour de \vec{B}_0 à la fréquence ω_0 mais à cela s'ajoute un nouveau mouvement de précession autour de \vec{B}_1 à la fréquence $\omega_1 = \gamma \vec{B}_1$. La combinaison des deux mouvements décrit alors une spirale descendante sur une calotte sphérique.

Ainsi, il y a progressivement disparition d'une composante longitudinale et apparition d'une composante transversale. Si le mouvement se poursuit, une seconde spirale fait disparaître la composante transversale et il y a inversion de la composante longitudinale.

Il est intéressant de noter que la valeur maximale du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire selon xOy est égale à la valeur qu'il avait selon l'axe \overrightarrow{Oz} à l'état d'équilibre. La valeur de l'angle de bascule est fonction de l'amplitude et de la durée de l'impulsion d'excitation.

En pratique, dans le cadre de l'imagerie par résonance magnétique, l'onde de radiofréquence $\overrightarrow{B1}$ est appliquée très brièvement (de l'ordre de quelques millisecondes) et avec une intensité permettant la bascule du vecteur d'aimantation tissulaire de 90° (soit dans le plan xOy). On parle alors d'impulsion de radiofréquence ou d'excitation.

Dès la fin de l'excitation, le vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire retrouve sa position d'équilibre, avec une diminution rapide de sa composante transversale et une repousse plus progressive de sa composante longitudinale : ce sont les phénomènes de relaxation (figure 23).

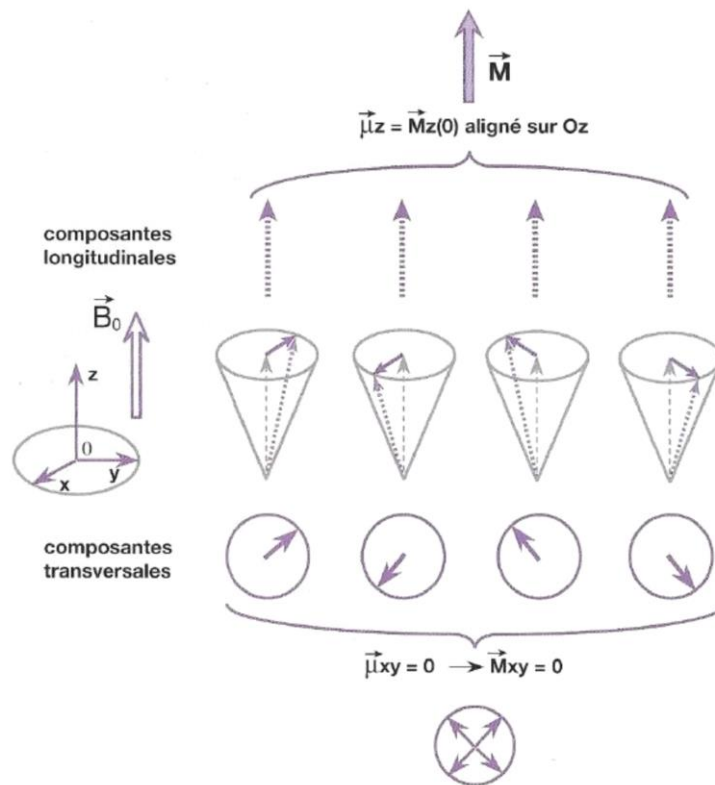


Figure 23: Notion de composante longitudinale M_z et de composante transversale M_{xy} du vecteur d'aimantation macroscopique M [18].

Modèle quantique

Le modèle quantique permet de comprendre les phénomènes de relaxation précédemment introduits. Il se base sur la transition des protons d'un niveau d'énergie à l'autre.

Il a déjà été vu qu'à l'état d'équilibre, après application d'un champ magnétique B_0 , les protons s'alignent selon deux orientations (parallèle et antiparallèle). Ces deux orientations correspondent à deux niveaux d'énergie, E_1 et E_2 , respectivement attribués aux protons parallèles et aux protons anti-parallèles (équations 2 et 3).

$$E_1 = -\gamma \hbar \vec{B}_0 / 2$$

Équation 2: Niveau d'énergie des protons parallèles

$$E_2 = +\gamma \hbar \vec{B}_0 / 2$$

Équation 3: Niveau d'énergie des protons anti-parallèles

On voit donc que E_1 est un niveau de basse énergie contrairement à E_2 qui correspond à un niveau de haute énergie. La différence des énergies $\Delta E = E_1 - E_2$ est proportionnelle à B_0 . Comme décrit précédemment, il y a un peu plus de protons parallèles à \vec{B}_0 , se situant donc sur le niveau de basse énergie. C'est cet excès de protons parallèles qui va créer le champ d'aimantation macroscopique tissulaire. A l'équilibre, les protons précessent autour de \vec{B}_0 donnant un vecteur d'aimantation suivant l'axe \vec{Oz} et dont la composante \vec{M}_{xy} est nulle du fait de la dispersion des composantes transversales élémentaires.

En fournissant une quantité d'énergie exactement égale à $\Delta E = E_1 - E_2$, il est possible d'induire des transitions de protons du niveau E_1 au niveau E_2 . C'est par l'application du champ magnétique \vec{B}_1 qu'il est possible de fournir au système en équilibre cette quantité d'énergie. Il en résulte une modification de l'orientation de \vec{M} . Pour cela, \vec{B}_1 doit répondre à la condition vue précédemment : $E_{B_1} = \Delta E$ (équation 4).

$$E_{B1} = \Delta E$$

$$\text{Or } E = h\nu = h\omega/2\pi$$

$$\text{et } \Delta E = \gamma \hbar B_0 = \gamma \hbar B_0 / 2\pi$$

$$\text{D'après l'équation de Larmor } \overline{B_0} = \omega_0 / \gamma$$

$$\text{Donc } E = \Delta E \text{ donne } h\omega/2\pi = \frac{\gamma \hbar}{2\pi} \times \omega_0 /$$

$$\gamma = h \omega_0 / 2\pi$$

$$\text{Soit } \omega = \omega_0$$

Équation 4: Condition de fréquence de résonance

C'est là que se rejoignent les deux modèles décrits (classique et quantique) : l'onde radiofréquence doit posséder une fréquence donnée, correspondant à la fréquence angulaire de précession des protons.

Une fois que la moitié des protons est passée du niveau E1 au niveau E2, il y a alors égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie, et la composante longitudinale du vecteur d'aimantation macroscopique devient alors nulle. Cet état correspond à une impulsion de 90° (figure 24).

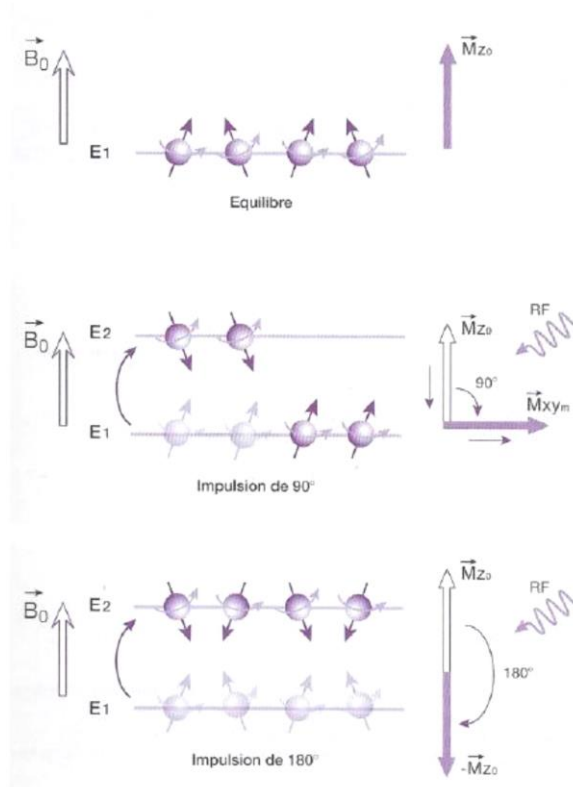


Figure 24: Effet des impulsions RF sur le vecteur macroscopique M (modèle quantique). [18]

D'autre part, lorsque les protons changent de niveau d'énergie, c'est à dire lorsqu'ils s'orientent en antiparallèle, ils se mettent en phase les uns par rapport aux autres, faisant alors apparaître une composante transversale de l'aimantation. On parle alors de rephasage des protons ou rephasage des spins (figure 25).

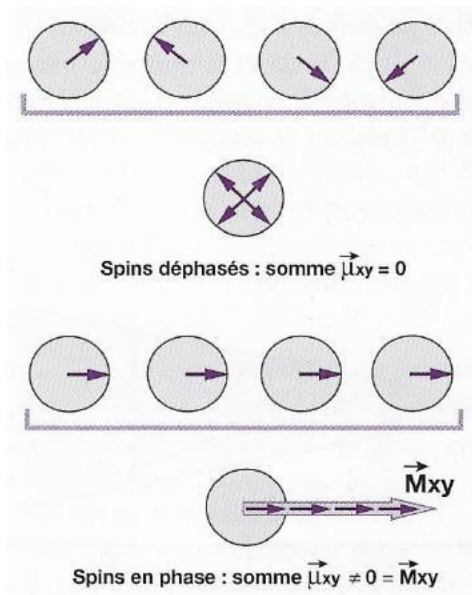


Figure 25: Rephasage des spins [18]

Dès la fin de l'excitation, il y a retour à l'état d'équilibre : le déphasage rapide des spins induit une diminution rapide de la composante transversale du vecteur d'aimantation macroscopique alors que la repousse de la composante longitudinale de ce même vecteur, correspondant aux transitions inverses, $\vec{E}2$ vers $\vec{E}1$, se fait progressivement.

Les phénomènes de relaxation

Ces deux phénomènes, disparition de la composante longitudinale et apparition de la composante transversale, sont deux phénomènes distincts et indépendants. Lors de l'arrêt du signal de radiofréquence, les phénomènes inverses se déroulent pour revenir à un état d'équilibre. On parle alors de phénomène de relaxation. C'est un phénomène essentiel pour l'IRM puisque c'est la relaxation des protons qui rend le phénomène de RMN observable. Il est important de rappeler les deux « types » d'aimantation tissulaire en jeu :

- L'aimantation longitudinale \vec{M}_z , parallèle à \vec{B}_0 , fait intervenir la transition des protons entre les niveaux d'énergie $E1$ vers $E2$ puis inversement de $E2$ vers $E1$.

- L'aimantation transversale, perpendiculaire à \vec{B}_0 , due à la mise en phase puis au déphasage des spins.

Après l'impulsion de radiofréquence, l'aimantation longitudinale repousse ainsi progressivement. On parle de relaxation longitudinale. On l'appelle également relaxation T1 car la repousse (récupération) de l'aimantation longitudinale se fait selon une exponentielle croissante où la constante de temps T1 (exprimée en millisecondes) est caractéristique d'un tissu donné. C'est en effet le temps nécessaire à 63% de repousse. On note de plus qu'en 2T1, la repousse est de 87%, de 95% en 3T1 et qu'elle est quasi-totale en 4T1 avec 98% de repousse. Le T1 caractérise ainsi la relaxation longitudinale d'un tissu (figure 26). L'ordre de grandeur pour le T1 des tissus biologiques est de 500ms à 1000ms. Il est intéressant de voir que le T1 est plus long dans les liquides par rapport aux solides et qu'il est court dans les tissus gras.

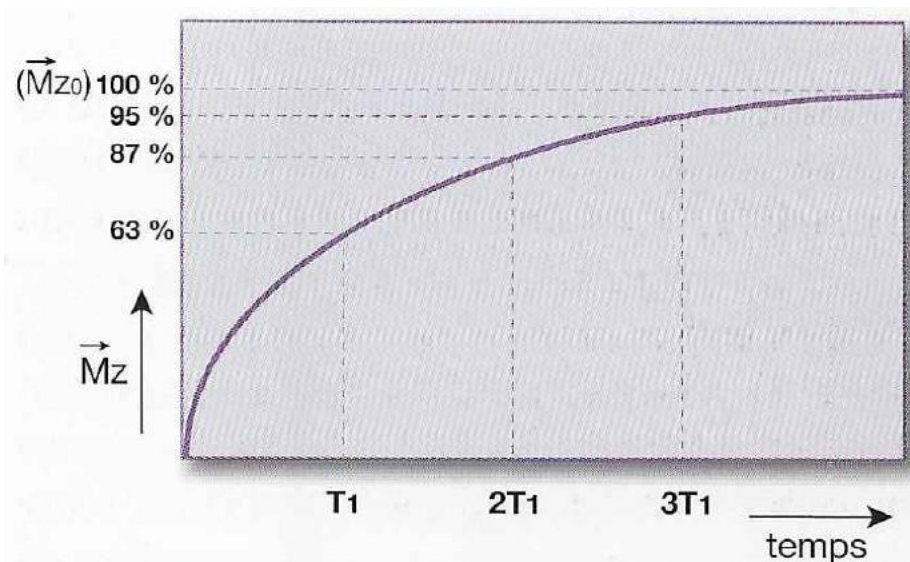


Figure 26: Courbe exponentielle de l'aimantation longitudinale en fonction du T1 [18].

27

De façon similaire la relaxation transversale est appelée relaxation T2 car la décroissance rapide de l'aimantation transversale se fait selon une exponentielle décroissante où la constante de temps T2, elle aussi exprimée en millisecondes, va être caractéristique d'un tissu donné. T2 correspond à 63% de décroissance de l'aimantation transversale \vec{M}_{xy} . Comme pour T1, en 2T2 la disparition de l'aimantation

55

transversale est de 87%, 95% en $3T_2$ et 98% en $4T_2$ (figure 27). T_2 est ainsi caractéristique de la relaxation spin-spin, ou transversale, des tissus et a pour ordre de grandeur dans les tissus biologiques 50ms à 100ms, soit 10 fois moins que T_1 . Le T_2 varie lui aussi avec la structure moléculaire des tissus : il est plus long dans les liquides par rapport aux solides ou par rapport aux tissus constitués de larges molécules.

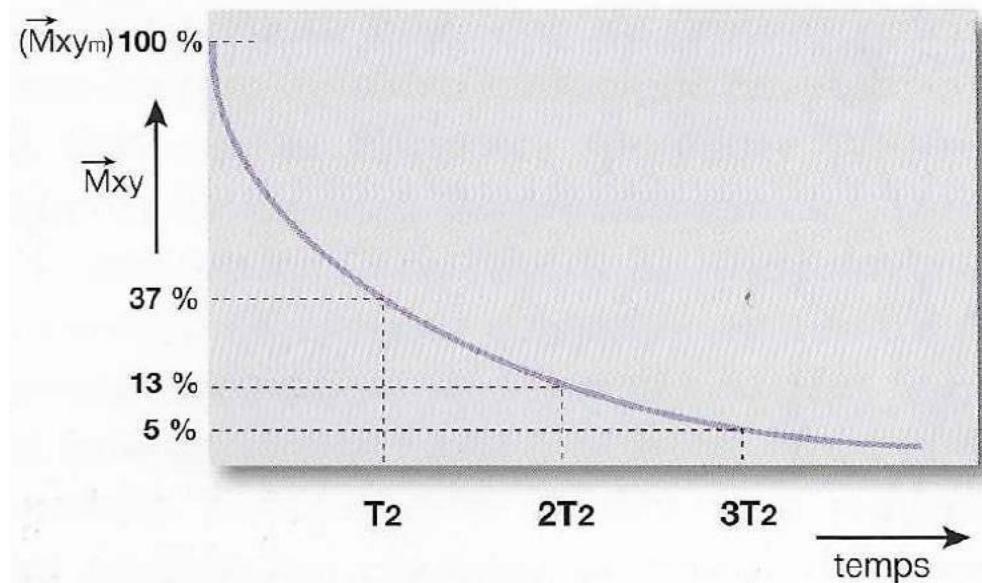


Figure 27: Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T_2 [18]

Ainsi, la relaxation T_1 et le déphasage T_2 sont deux phénomènes distincts qui caractérisent tous deux la matière et qui vont être mis à profit en IRM.

2.1.2 Accès au signal

Le signal émis va donc dépendre des T1 et T2 de la matière considérée. La mesure se fait grâce à des antennes capables de recevoir des ondes de radiofréquence qui transforment l'aimantation en signal électrique mesurable.

Seule la composante transversale de \vec{M} est mesurable directement. Il existe toutefois des méthodes indirectes permettant d'accéder à sa composante longitudinale.

Lors de sa relaxation, la composante \vec{M}_{xy} décrit une spirale dans le plan xOy. Cette rotation de \vec{M}_{xy} dans le plan xOy induit un champ magnétique appelé signal d'induction libre ou free induction decay (FID). C'est ce signal qui va être recueilli par l'antenne de réception placée dans le plan xOy.

Toutefois, l'antenne est fixe dans le plan xOy alors que le signal de décroissance décrit constamment un mouvement de précession autour de l'axe \vec{Oz} (parallèle à $\vec{B0}$). Ainsi, quand le vecteur est dirigé vers l'antenne, le signal est positif et, inversement, lorsqu'il est à l'opposé de l'antenne, le signal est négatif. Entre ces deux positions, le signal diminue exponentiellement.

Ainsi, le signal reçu apparaît sous la forme d'une sinusoïde amortie par une exponentielle de temps T2 (figure 28).

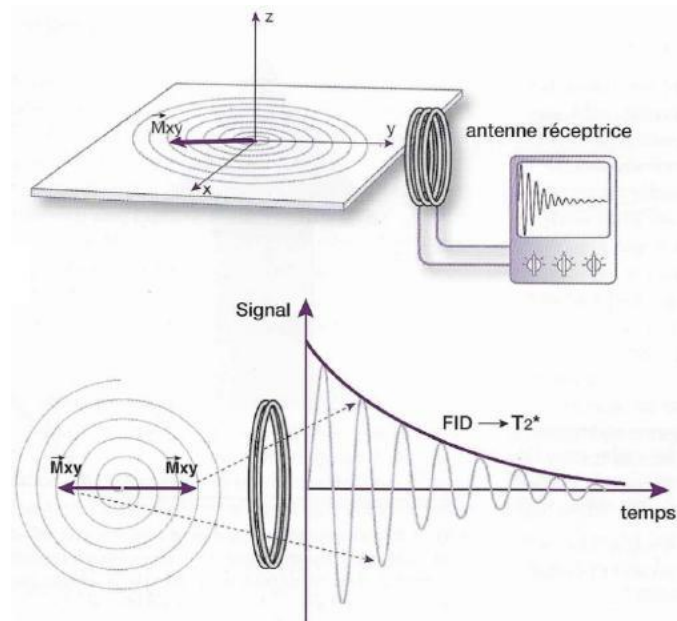


Figure 28: Obtention du signal d'induction libre ou free induction decay (FID) [18]

2.1.3 Notion de T_2^*

Le signal reçu est donc dû à la composante de déphasage des protons lors de l'arrêt du signal \vec{B}_1 , elle-même liée à la présence d'inhomogénéités de champ d'origine moléculaire. Dans le cas hypothétique d'un champ \vec{B}_0 parfaitement homogène, la décroissance du signal de FID se ferait selon une exponentielle décroissante en T_2 . Or, même si \vec{B}_0 est le plus homogène possible, il existe de petites différences de champs microscopiques d'origine instrumentale. Ces inhomogénéités microscopiques sont constantes et vont entraîner un déphasage encore accru des spins. La vitesse de déphasage obtenue a alors une composante artéfactuelle instrumentale. Le signal de FID décroît donc plus rapidement que prévu selon une exponentielle en T_2^* (et non en T_2 , appelée alors T_2 vraie).

Au total, le signal RMN alors mesurable par l'antenne réceptrice est issu de la détection des variations d'un champ magnétique tournant (\vec{M}_{xy}) qui correspond à la mesure de la décroissance de l'aimantation transversale en T_2^* . En revanche, il est impossible d'avoir une mesure directe de \vec{M}_z , qui est confondu dans le champ \vec{B}_0 .

2.1.4 Séquence d'écho de spin

Afin d'obtenir T_2 vraie, et donc de s'affranchir des inhomogénéités propres du champ principal \vec{B}_0 , il est possible d'appliquer une méthode particulière dite séquence d'écho de spin.

Ce principe se base sur le fait que les inhomogénéités instrumentales sont constantes et donc, par l'application d'une impulsion RF de 180° , de s'affranchir des déphasages induits par \vec{B}_0 . Une explication imagée de ce phénomène est possible avec la figure suivante (figure 29) :

Afin de mettre en place ce procédé, il faut respecter un certain enchainement d'ondes de radio fréquence illustré ici à l'aide de 4 spins $\vec{\mu}_1, \vec{\mu}_2, \vec{\mu}_3, \vec{\mu}_4$.

- A $t=0$, une première impulsion à 90° met en phase les spins d'électrons et fait donc apparaître une composante d'aimantation transversale \vec{M}_t qui est maximale.
- Comme vu précédemment, le déphasage des différents spins va alors se faire en raison de l'environnement moléculaire des protons mais aussi de l'hétérogénéité de \vec{B}_0 . Les spins les plus rapides, $\vec{\mu}_3$ et $\vec{\mu}_4$ sont en avant et les plus lents, $\vec{\mu}_1$ et $\vec{\mu}_2$ en arrière. Ils s'écartent alors « en éventail » diminuant la valeur propre du vecteur \vec{M}_t en T_2^*
- A $t=TE/2$, une deuxième impulsion, à 180° , est alors réalisée pour s'en affranchir. Il se produit un inversement des déphasages des spins sans modification du sens de rotation. Cette image en miroir fait donc apparaître les spins $\vec{\mu}_3$ et $\vec{\mu}_4$, les plus rapides, à l'arrière des spins les plus lents $\vec{\mu}_1$ et $\vec{\mu}_2$.
- Après une durée de déphasage similaire, donc $t=2(TE/2)=TE$, les spins sont de nouveau quasiment en phase produisant de nouveau un \vec{M}_t maximal appelé signal d'écho.

L'écho est reçu par l'antenne et est transformé en signal. On s'affranchit alors du déphasage instrumental constant mais pas du déphasage dû aux variations moléculaires. Le signal ainsi obtenu est proche du signal original mais d'intensité moindre dont la perte d'intensité est la valeur du T2 vrai.

Si on répète les impulsions à 180° . Il est possible de mesurer les échos suivant avec à chaque fois une diminution d'intensité du signal correspondant à T2vrai. On appelle cette séquence cycle d'écho de spin. Elle est caractérisée par le temps de mesure appelé temps d'écho ou TE.

Le temps entre chaque impulsion est appelé temps de répétition ou TR. Il correspond à l'intervalle entre deux impulsions à 90° . C'est donc le temps nécessaire à l'acquisition d'une ligne de l'image RMN.

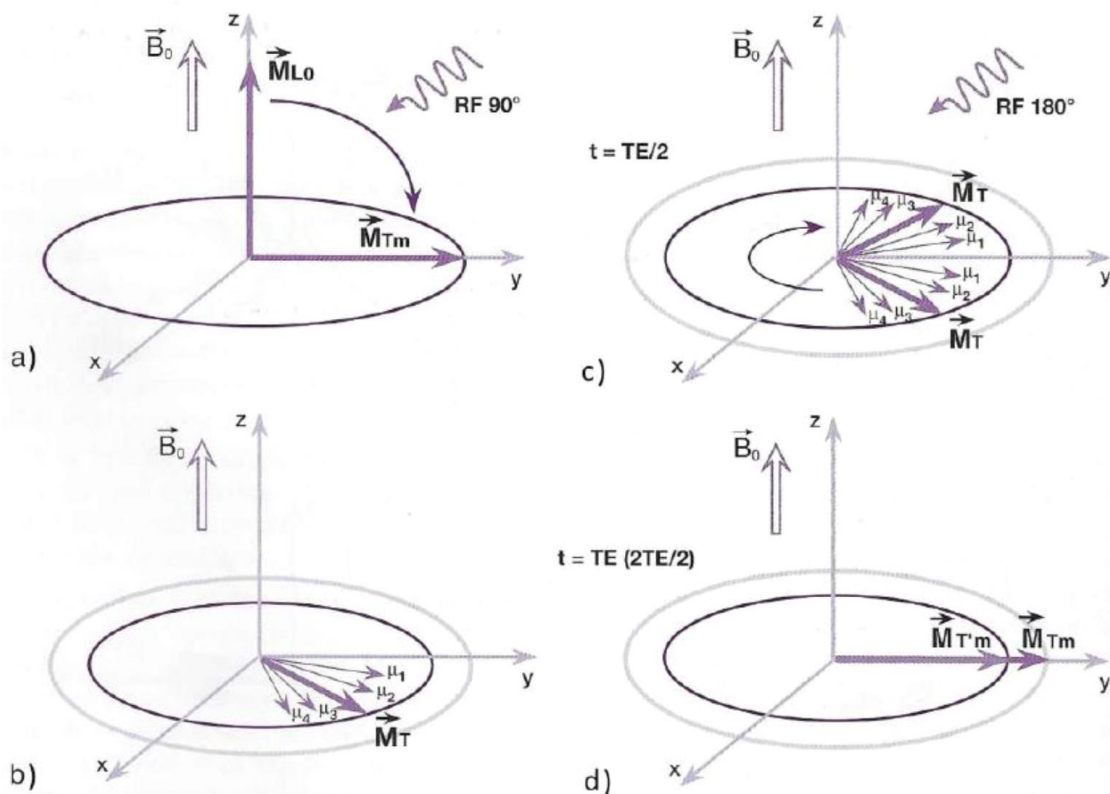


Figure 29: Illustration du phénomène d'écho de spin [18]

2.1.5 Contraste en IRM

2.1.5.a Pondération en T1, en T2 et en densité de proton

Il est possible de séparer les vecteurs d'aimantation en modifiant les paramètres pour créer des images essentiellement dépendantes de T1 ou de T2.

Lors d'un cycle d'écho de spin, le choix des TE et TR va influencer sur le contraste. Le contraste correspond à la traduction des signaux d'aimantation en niveaux de gris. En effet, la modification de ces paramètres va influencer sur le fait qu'un signal, et donc l'image résultante, soit plutôt dépendant de T1, de T2 ou de la densité en proton. On parle alors de pondération de l'image en T1, T2 ou densité de proton.

Pour un TR court par rapport au T1 du tissu, le T1 est interrompu avant la valeur d'équilibre. En revanche, si le TR est long, l'aimantation longitudinale d'équilibre du tissu peut être atteinte. On en pourra donc plus distinguer les deux tissus par leurs T1 respectifs. Donc le TR conditionne le niveau de repousse en T1 du signal. On parlera de pondération en T1.

Prenons l'exemple de deux tissus avec des T1 différents : Si le Tr est long, la repousse est complète pour les deux tissus donc le contraste est faible. En revanche, pour un TR court, le tissu avec la repousse la plus forte se démarquera par un signal plus élevé (figure 30).

Avec une pondération en T1, les tissus avec le signal le plus fort apparaîtront plus clairs sur l'image. Ainsi la substance blanche apparaît blanche, la substance grise apparaît grise et le LCS apparaît noir. La graisse a le T1 le plus court et apparaît donc très blanche. Les lésions apparaîtront généralement en hypo signal par rapport au cerveau. Comme la plupart des phénomènes pathologiques s'accompagnent d'une inflammation hydrique, le temps de relaxation sera plus long que les autres tissus. Les os et les éléments calcifiés possèdent des molécules fixes et n'engendrent donc que très peu de signal, ils apparaîtront noirs. Il en est de même pour les cavités et les conduits aériques car l'air contient peu de protons. On parle alors de contraste anatomique.

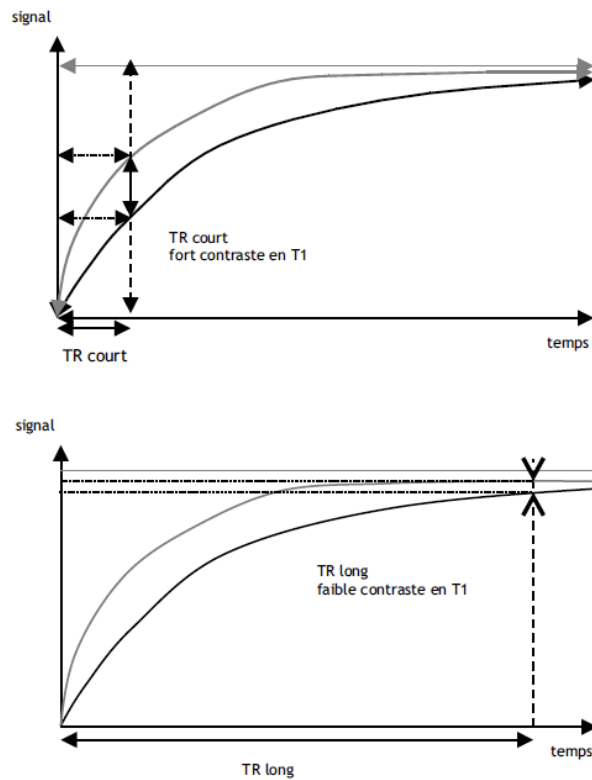


Figure 30: Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence [19]

Le TE agit sur la décroissance en T2. Pour un TE court, les spins ne se déphasent pas de façon significative en T2. Il n'y a donc pas de signal représentatif de T2. Pour un TE long, le déphasage dû à l'environnement moléculaire est maximal. Les tissus se distinguent alors par leur T2 est alors représentatif et la pondération sera dite en T2 (figure 31).

Dans le cas de deux tissus avec des T2 différents, il faudra donc utiliser un TE long pour que les différences des signaux puissent s'exprimer. En effet, les protons étant en phase au début de la séquence, plus le TE est long, plus les différences de phases seront importantes entre les deux tissus. En pondération T2, le signal est maximal pour les tissus avec les protons dont le déphasage est le plus lent. La substance blanche apparaît alors gris foncé, la substance grise gris clair et le LCS est blanc. L'allongement du T2 par les phénomènes pathologiques va dans ce cas les faire ressortir en hypersignal. Le contraste est alors appelé contraste inversé.

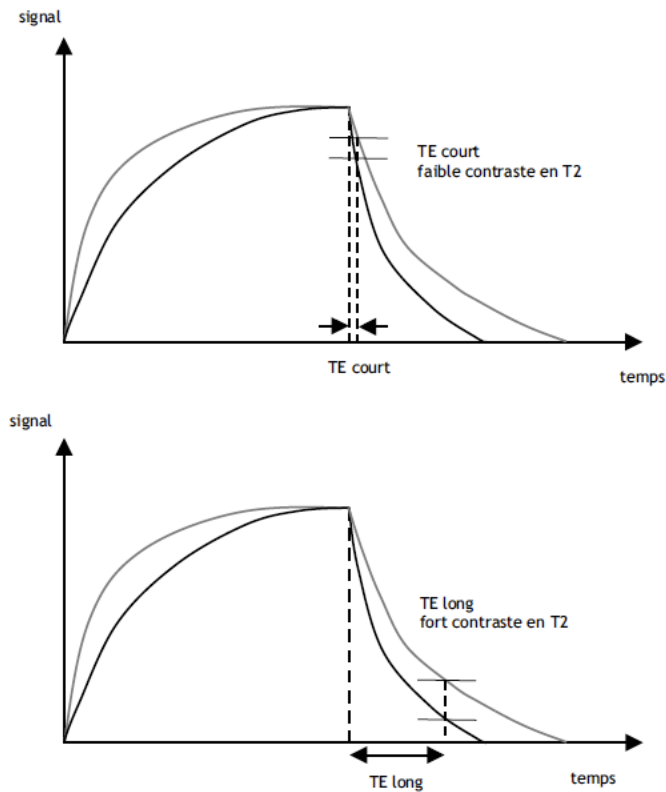


Figure 31: Le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence [19]

Un troisième paramètre peut permettre de pondérer une image, la densité de proton. En effet, plus un volume défini contient de proton, plus les résultantes globales d'aimantation longitudinale et transversale sont importantes. Pour pondérer en densité de protons, il faut un signal à l'équilibre d'aimantation, donc avec un TR long et où le déphasage est infime, soit un TE court. Ici aussi, le contraste est inversé.

L'image pondérée en densité de proton apporte une meilleure visualisation des vaisseaux dont le mouvement des molécules est rapide ce qui peut s'avérer utile pour l'étude des anévrismes. Elle permet aussi de bien visualiser la dure-mère et ses extensions.

En résumé (tableau 1) :

- Pondération en T1 : Un TR court (400 à 600ms) pour favoriser le contraste en T1 et un TE court pour minimiser le contraste en T2. Le contraste est anatomique.
- Pondération en T2 : Un TR long pour minimiser le contraste en T1 et un TE long pour favoriser le contraste en T2. Le contraste est inversé.
- Pondération en densité de proton : Un TR long et un TE court pour minimiser les contrastes en T1 et T2 et se focaliser uniquement sur la densité protonique du tissu. Le contraste est inversé.




SÉQUENCE COURTE T1		SÉQUENCE LONGUE ρ (DP) et T2	
<p>contraste «ANATOMIQUE»</p> <ul style="list-style-type: none"> • substance blanche → blanche • substance grise → grise • LCR → noir SB > SG > LCR 	 <p style="text-align: center;">T1</p>	<p>contraste «INVERSE»</p> <ul style="list-style-type: none"> • substance blanche → gris foncé foncé / SG • substance grise → gris clair claire / SB SG > SB • LCR → gris noir (en DP avec TR = 2 s) foncé / SB et SG (SG > SB > LCR) • LCR → blanc (en DP avec TR > 3,5-4 s) → DP «vraie» (LCR > SG > SB) • LCR → blanc en T2 (LCR > SG > SB) • lésion → hypersignal «Flashe» (T2 allongé) 	 <p style="text-align: center;">DP (TR = 2 s) DP "vraie"</p>
<ul style="list-style-type: none"> • lésion → hyposignal (T1 allongé) 		 <p style="text-align: center;">T2</p>	

Tableau 1: Modifications du contraste de l'image en fonction de la séquence utilisée [18].

2.1.5.b Utilisation de produits de contraste

Après chaque examen conventionnel, il est possible de réaliser de nouvelles séquences avec un produit de contraste. Le produit utilisé est un produit de contraste paramagnétique injecté par voie intraveineuse, par exemple l'acide gadopentétique.

Cette injection va avoir pour effet un raccourcissement important du T1 et donc une augmentation du signal. Elle permet ainsi le marquage des vaisseaux et des tissus richement vascularisés. Pour l'étude du SNC, elle permet de faire ressortir les zones d'altérations de la barrière hémato-méningée. L'utilisation d'un produit de contraste est particulièrement indiquée pour repérer les lésions de petite taille ou celles n'engendrant que peu de modifications de signal spontanément, ou encore pour augmenter le contraste entre une lésion et l'œdème qui l'entoure. Elle permet de plus de renseigner sur la néovascularisation tumorale et donc de donner des arguments diagnostiques.

2.1.6 Obtention de l'image IRM

2.1.6.a Définitions

On appelle voxel (pour volume element) le volume élémentaire d'échantillonnage de l'image dont l'intensité du signal est le reflet de la moyenne des différents protons constitutifs. Cet élément en 3D est reporté en 2D à l'écran sur un pixel (picture element). Ces pixels sont arrangés en lignes (dont le nombre est noté L_p) et en colonnes (au nombre de C_f) au sein d'une matrice image. Le champ de vue, ou FOV pour field of view, représente les dimensions réelles du plan de coupe de l'image. Il exprime la hauteur et la largeur du plan en centimètres.

2.1.6.b Localisation spatiale du signal

En IRM, la localisation spatiale du signal de l'image se fait grâce à deux notions essentielles :

- L'utilisation d'un outil physique : les gradients de champ magnétique
- L'utilisation d'un outil mathématique : la transformée de Fourier.

Les gradients de champ magnétique

Un gradient représente un taux de variation d'une donnée physique dans une direction de l'espace. Il est dit linéaire quand la variation du gradient se fait toujours de la même valeur par unité de mesure selon une direction donnée.

En IRM, ce sont des gradients linéaires de champs magnétiques qui vont être utilisés pour le codage spatial de l'image. Ces gradients sont créés par des bobines appelées bobines de gradient et vont se superposer au champ magnétique principal \vec{B}_0 . Ainsi, le champ magnétique principal est augmenté de façon linéaire dans la direction où est appliqué le gradient, c'est-à-dire selon \vec{B}_0 , ce qui a pour conséquence de modifier de façon proportionnelle la fréquence de précession des spins. On obtient donc des tranches avec \vec{B}_0 selon l'axe z et \vec{B}_1 selon y. Pour localiser le signal en IRM, il faut donc sélectionner, à l'intérieur d'un volume donné un plan de coupe, différentes lignes et différentes colonnes.

- Le plan de coupe est obtenu en appliquant un gradient de sélection de coupe G_{ss} qui permet de sélectionner un plan de coupe perpendiculaire à la direction d'application du gradient. Ce gradient de sélection de coupe G_{ss} va superposer au champ magnétique principal \vec{B}_0 , un champ linéaire calibré de telle façon qu'un seul plan de coupe donné soit à la fréquence de résonance lors de l'impulsion de 90° (figure 32).

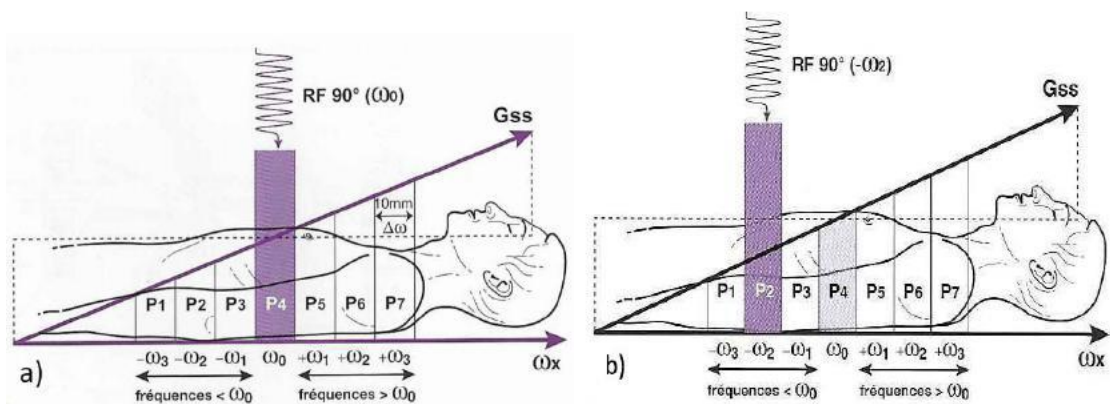


Figure 32 : Sélection d'un plan de coupe [18] :

a) Application d'un gradient G_{ss} selon l'axe z. la fréquence angulaire croît de $-\omega_3$ à $+\omega_3$ par tranches ou plans (P1 à P7) perpendiculaires à la direction du gradient.

Si $\omega_r = \omega_0$, seuls les protons de P4 sont à la condition de résonance et vont basculer à 90° et contribuer à la formation du signal. b) En modifiant la fréquence de résonance de l'impulsion RF ω_r pour qu'elle corresponde, par exemple, à $-\omega_2$, on peut sélectionner le plan P2.

- L'obtention des différentes colonnes se fait par application d'un gradient de codage de fréquence $G\omega$ (ou Gx) dans l'axe x , pendant la réception du signal. Ce gradient va modifier la fréquence de précession des protons perpendiculairement à la direction d'application du gradient. Comme le gradient est appliqué pendant le recueil du signal, celui-ci sera porteur de trois fréquences et non plus d'une fréquence unique : on a réalisé un codage par la fréquence. Le gradient doit être appliqué pendant la réception (ou lecture) du signal car, dès l'arrêt du gradient, les protons précessent à nouveau selon ω_0 . C'est pour cette raison que ce gradient est également appelé gradient de lecture. (figure 33)

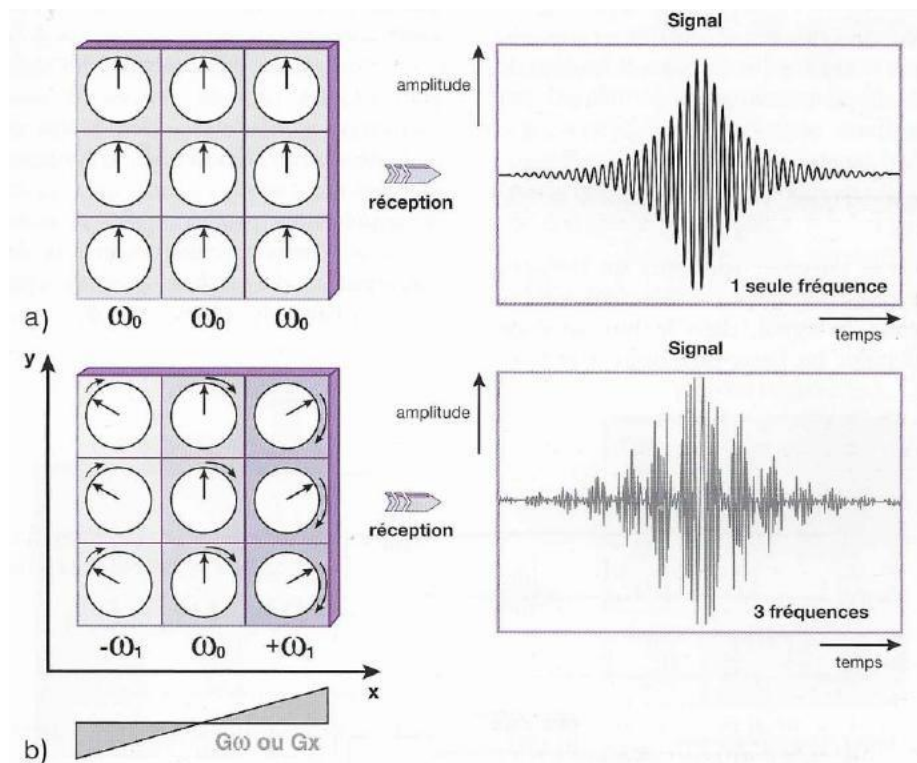


Figure 33: Conséquence de l'application d'un gradient de codage de fréquence pendant la réception d'un signal. [18]

- Enfin, pour les différentes lignes, on applique une méthode similaire mais selon l'axe y à l'aide du gradient de codage de phase $G\Phi$. L'application de ce gradient va modifier la fréquence de précession des protons, perpendiculairement à la direction d'application du gradient, mais occasionne également un décalage de phases.

Comme le signal n'est pas réceptionné à ce moment-là, les différences de fréquences sont inutilisables car à l'arrêt de l'application de $G\Phi$, les protons précèdent tous de nouveau à la fréquence angulaire ω_0 . Cependant, les protons conservent leur décalage de phase : on a réalisé un codage par la phase.

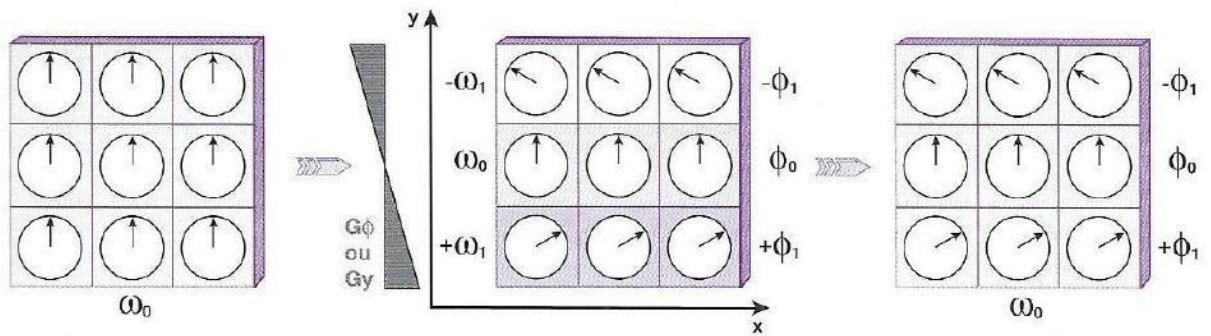


Figure 34: Conséquence de l'application d'un gradient de codage de phase [18]

Il en ressort alors la chronologie suivante : on réalise le codage des « colonnes » grâce à la mise en place du gradient de fréquence $G\omega$ au moment de la réception du signal. Celui-ci va permettre de différencier trois fréquences croissantes, toujours en passant par la valeur ω_0 correspondant à B_0 dans le plan de coupe sélectionné par le gradient de coupe G_{ss} . On réalise le codage des « lignes » grâce au gradient de codage de phase $G\Phi$ qui est appliqué avant la réception du signal entre G_{ss} et $G\omega$. Il permet d'obtenir des déphasages qui restent acquis lors de l'arrêt du gradient. Cette information unique constituera les données pour une ligne de Fourier.

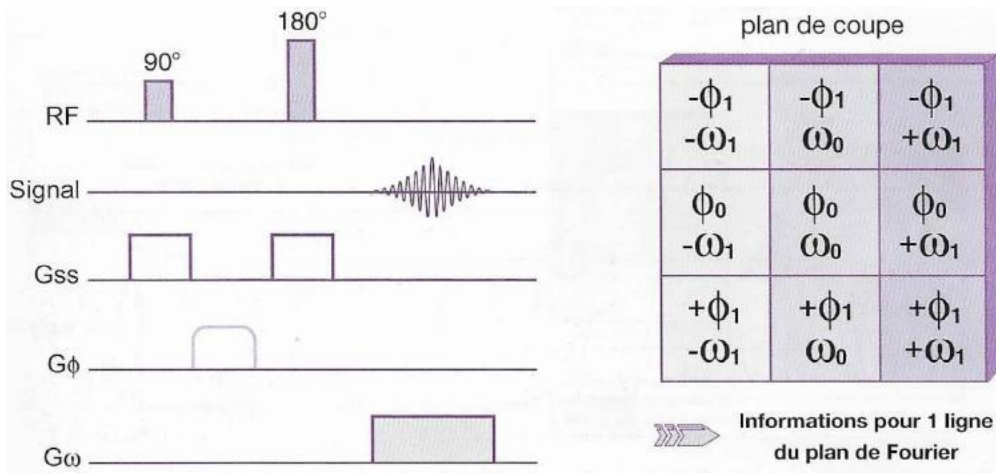


Figure 35: Chronogramme de la séquence d'écho de spin [18]

Transformée de Fourier

La transformée de Fourier est l'outil mathématique qui permet d'extraire les différentes fréquences individuelles d'un signal composite contenant plusieurs fréquences. Elle permet d'analyser le contenu fréquentiel d'un signal ou « spectre de fréquence » grâce à une série de Fourier, qui est définie comme une décomposition d'une fonction périodique.

En fait, dans une représentation graphique, l'outil transformée de Fourier appliqué à un signal a pour but de le visualiser non plus sous forme d'amplitude par rapport au temps, mais sous forme d'amplitude par rapport à la fréquence. Passant ainsi du domaine temporel au domaine fréquentiel (figure 36).

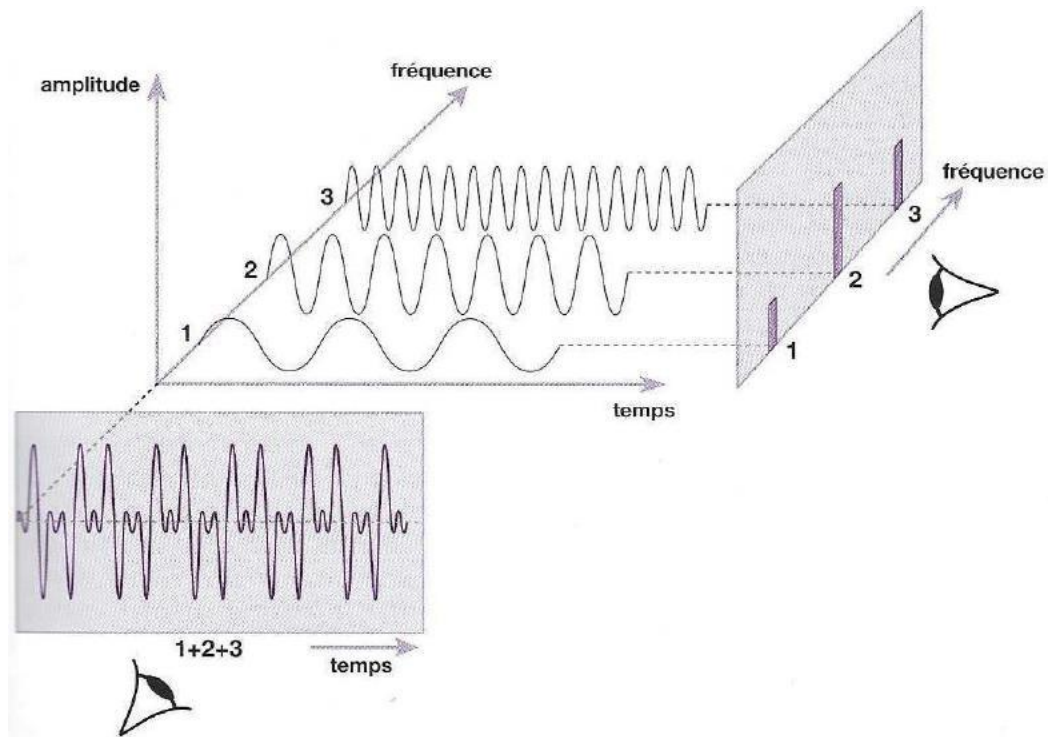


Figure 36: Représentation graphique de la transformée de Fourier [18]

Pour une fonction quelconque (non nécessairement périodique) la transformée de Fourier est visualisée par un « spectre continu », c'est-à-dire, une courbe continue reliant les différentes fréquences.

Cette opération est réversible : connaissant un spectre de fréquence, on peut calculer le signal temporel correspondant par une transformée de Fourier inverse.

L'IRM étant une technique d'imagerie numérique, il faut préciser que pour réaliser cette opération avec un ordinateur, il faut d'abord numériser le signal analogique réceptionné par l'antenne à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique. Le signal est échantillonné (prélèvement d'une suite de valeurs discrètes du signal à intervalle régulier), puis les échantillons sont quantifiés (à chaque échantillon on fait correspondre un nombre entier binaire). La transformée de Fourier est alors numérique : transformée de Fourier discrète ou Digital Fourier Transform. La TFD est très longue à calculer, pour accélérer cette opération, on a recours à un algorithme de transformée de Fourier rapide ou Fast Fourier Transform.

En IRM, l'acquisition de l'image utilise un double codage : par la fréquence, conséquence d'un gradient de codage de fréquence en x et par la phase, conséquence d'un gradient de codage de phase en y . On aura donc l'équivalent d'une double transformée de Fourier, l'une suivant x , l'autre suivant y . L'acquisition des données se fait alors ligne par ligne par une double progression (figure 37) :

1. Horizontale en x : balayage ou lecture d'une même ligne correspondant au codage en fréquence par le gradient de lecture G_x
2. Verticale en y : passage d'une ligne à l'autre par « incrémentation » du codage de phase pour obtenir successivement les n lignes du plan de Fourier.

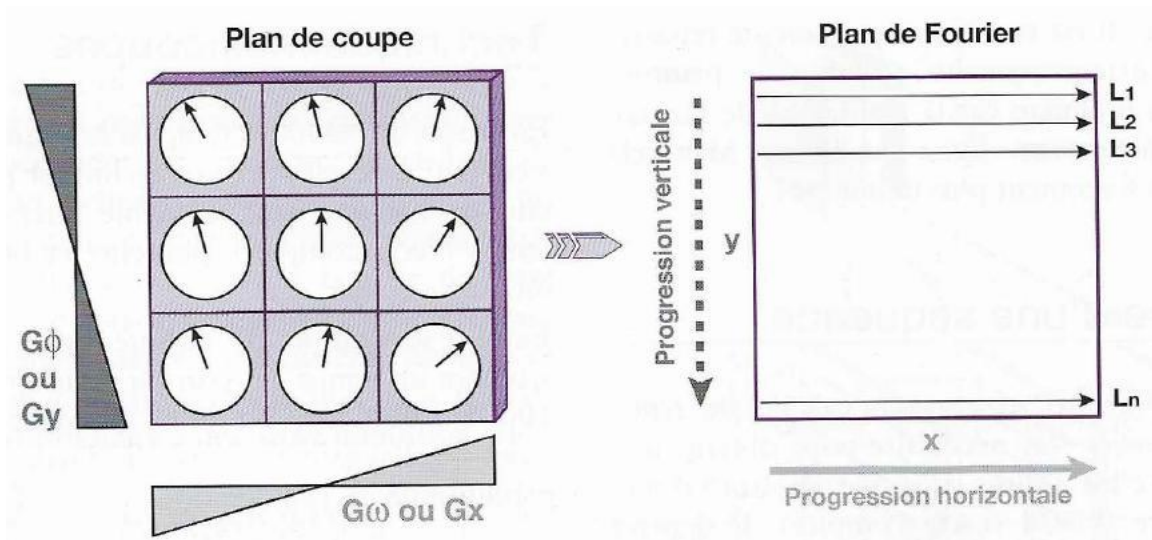


Figure 37 : Principe d'acquisition des données d'un plan de coupe [18]

Une ligne du plan de Fourier est acquise, au cours d'un cycle, au bout du temps d'écho TE. Le temps séparant deux cycles, qui correspond au temps de « passage » d'une ligne à l'autre est le temps de répétition TR qui sépare deux impulsions de 90° (figure 38).

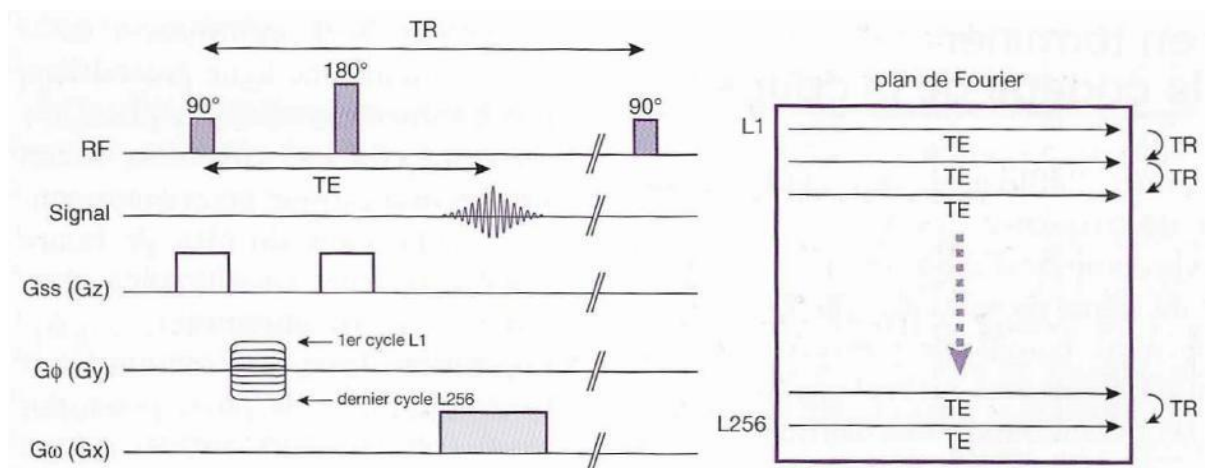


Figure 38: Chronogramme complet de la séquence d'écho de spin [18]

Ce chronogramme de la séquence d'écho de spin va en réalité un peu évoluer et va être complété avec la notion de gradient bipolaire et d'écho de gradient.

Les données brutes recueillies dans le plan de Fourier ne représentent pas des coordonnées spatiales mais des coordonnées fréquentielles. La reconstruction de l'image nécessite donc de procéder à l'opération inverse et de réaliser une double transformée de Fourier inverse dans les mêmes directions en x et en y.

Le temps d'acquisition T_{ac} nécessaire pour obtenir une image dépend de plusieurs paramètres :

- Le temps de répétition TR, qui sépare deux impulsions de 90° et qui correspond au temps de passage d'une ligne à l'autre du plan de Fourier.
- Le nombre de lignes N_p de la matrice, c'est-à-dire le nombre de fois que l'on incrémente le gradient de codage de phase pour remplir une ligne du plan de Fourier.
- Le nombre d'excitations N_{ex} (ou nombre d'accumulations), c'est-à-dire le nombre de mesures d'une même ligne (d'un même écho). En effet, pour améliorer la qualité de l'image (rapport signal sur bruit S/B), il est parfois nécessaire de passer plusieurs fois sur chaque ligne.

$$T_{ac} = TR \times N_p \times N_{ex}$$

Imagerie 3D

L'acquisition d'images en trois dimensions est obtenue par le recueil du signal de tout un volume. Pour ce faire, on rajoute tout simplement, en plus des deux gradients de codage de fréquence ($G\omega_x$ en x) et de phase ($G\Phi_y$ en y), un gradient de codage de phase supplémentaire dans l'axe de sélection de coupe ($G\Phi_z$ en z)

Par rapport à une séquence en 2D, le temps d'acquisition T_{ac} nécessaire pour obtenir une image 3D comporte un paramètre supplémentaire. Il dépend comme en 2D :

- Du temps de répétition TR
- Du nombre de lignes N_{py} de la matrice (pixels ou étapes d'échantillonnage dans le sens du codage de phase en y).

- Du nombre d'excitations N_{ex} (ou nombre d'accumulations)
- Et du nombre de lignes N_{pz} de la matrice (pixels ou étapes d'échantillonnage dans le sens du codage de phase en z) correspondant au nombre de coupes effectuées dans le volume.

$$T_{ac} = TR \times N_{py} \times N_{ex} \times N_{pz}$$

Ce temps d'acquisition devient prohibitif en séquence d'écho de spin (T_{ac} de plusieurs heures). En revanche les TR très courts des séquences d'écho de gradient permettent une utilisation pratique clinique d'acquisitions 3D. Il en est de même pour les séquences de type écho de spin rapide.

2.2 Principe de diffusion [2] [23]

2.2.1 Le mouvement brownien

Dans un milieu biologique, les molécules d'eau ne sont pas immobiles : elles sont soumises à une agitation permanente appelée « mouvement brownien ». Ces mouvements sont par nature aléatoires et leur intensité varie en fonction du milieu. Ils caractérisent la diffusion moléculaire. Ainsi, plus l'eau est libre dans un secteur, plus l'agitation moléculaire est importante et la diffusion y est alors élevée. Inversement, lorsque l'agitation moléculaire est réduite dans certains tissus en raison d'obstacles s'y opposant, la diffusion est alors réduite.

2.2.2 Bases physiques de la diffusion

La diffusion est un processus physique qui met en jeu des mouvements aléatoires de molécules sous l'effet de la chaleur. En effet Dans un milieu biologique, les molécules d'eau ne sont pas immobiles : elles sont soumises à une agitation permanente appelée « mouvement brownien ». Ces mouvements sont par nature aléatoires et caractérisent la diffusion moléculaire. La diffusion moléculaire peut être caractérisée par une constante physique, D , selon la première loi de Fick (1855) (équation 5):

$$\vec{J} = -D \overrightarrow{\text{grad}} (C(r, t))$$

Équation 5: Loi de Fick

Avec J le flux de matière ($\text{mol}/(\text{s} \cdot \text{m}^2)$), $C(r, t)$ la concentration de l'espèce diffusante ($\text{mol} \cdot \text{m}^{-3}$) à la position r et au temps t et D le coefficient scalaire de diffusion (m^2/s).

Le signe moins de l'équation indique que la diffusion se produit dans le sens de concentration décroissante. De plus, il apparaît que l'intensité de la diffusion varie en fonction du milieu. D'autres facteurs influent aussi sur la diffusion tels que le poids moléculaire de l'espèce diffusante, ses interactions intermoléculaires (viscosité) et la température.

Les constatations précédentes sont réalisées pour une molécule diffusante placée dans un milieu isotropique, c'est-à-dire sans contrainte spatiale particulière (assimilable à une sphère dans laquelle les mouvements peuvent se réaliser de façon équivalente dans toutes les directions). Or, dans les tissus biologiques, les microstructures cellulaires modifient le milieu et influencent la mobilité apparente des molécules en créant des compartiments au sein des tissus. On parle alors de diffusion anisotropique, où les contraintes spatiales rendent le milieu assimilable à une ellipsoïde avec une direction privilégiée pour les mouvements moléculaires

Ainsi, plus l'eau est libre dans un secteur, plus l'agitation moléculaire est importante et la diffusion y est alors élevée. Inversement, lorsque l'agitation moléculaire est réduite dans certains tissus en raison d'obstacles s'y opposant, la diffusion est alors réduite (figure 39).

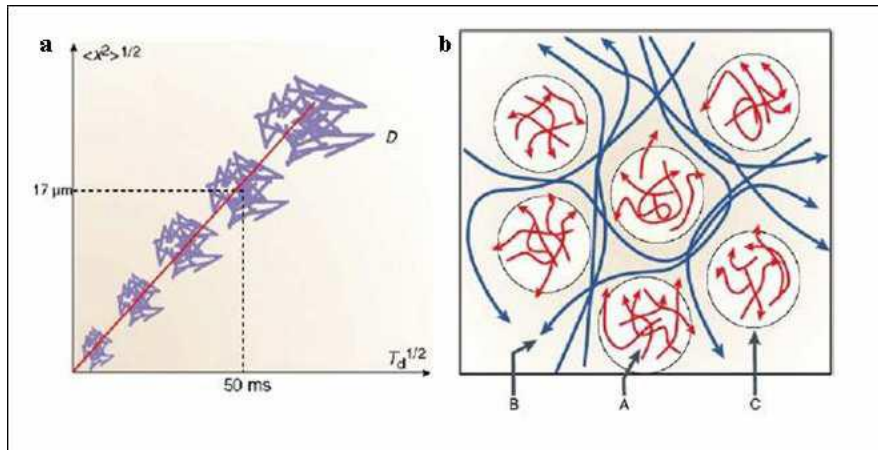


Figure 39: Diffusion isotropique et anisotropique

a) Diffusion de l'eau « libre » : le déplacement aléatoire des molécules lié à l'agitation thermique obéit à une loi statistique de type Gaussien.

b) Dans les tissus biologiques, les différents obstacles perturbent le processus de diffusion libre. La diffusion peut être restreinte dans des espaces clos (comme les cellules (A)), gênée par des obstacles (les trajectoires deviennent alors sinueuses (B)). L'échange en compartiment peut également ralentir le déplacement des molécules (C) [20]

2.2.3 Diffusion isotropique et anisotropique dans le tissu cérébral

Comme il a été vu précédemment, l'encéphale est un organe aux structures bien définies. Il est possible de distinguer trois structures qui influent sur la diffusion : le LCS, la substance grise et la substance blanche.

- La diffusion dans le LCS est assimilable à celle d'un milieu homogène de faible viscosité. La diffusion est y donc importante et identique dans toutes les directions.
- La substance grise, par sa structure dense, a une diffusion quasi-isotrope. C'est en revanche un milieu plus visqueux que le LCS.
- La substance blanche, avec ses fibres hautement structurées et arrangées faisceaux, présente une diffusion anisotropique. En effet, les structures longitudinales axonales restreignent la diffusion perpendiculairement à la fibre. Même si le rôle de chaque composant de la substance blanche dans ce phénomène est mal connu, il apparait que la membrane axonale est à l'origine de l'anisotropie

de la diffusion. La présence de myéline n'est pas indispensable pour le phénomène de diffusion anisotrope même si elle permet d'en moduler le degré.

En résumé la diffusion dans le cerveau est isotrope dans le LCS et la substance grise et anisotrope dans la substance blanche. C'est cette anisotropie qui est à la base de la technique de l'IRM de diffusion et de la tractographie (figure 40).

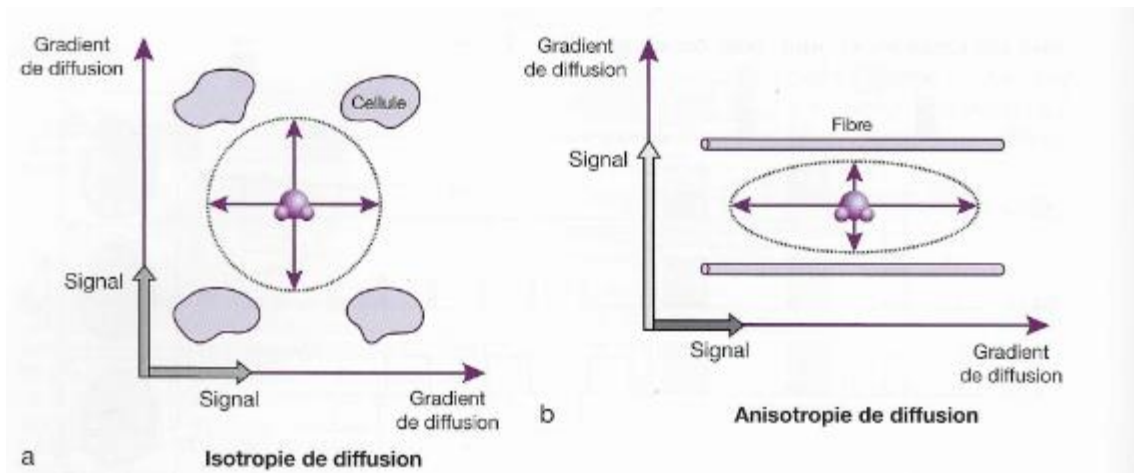


Figure 40: Diffusions isotrope et anisotrope [2]

2.3 IRM de diffusion

2.3.1 Principes

L'imagerie de diffusion est une technique se basant sur les mouvements microscopiques de l'eau dans les tissus.

En présence d'un gradient de champ magnétique lors de l'examen IRM, les mouvements des protons d'hydrogène entraînent des déphasages responsables d'une diminution du signal. Ces déphasages sont d'autant plus importants que les mouvements des protons sont rapides. Ainsi, l'agitation des molécules d'eau a des répercussions sur le signal RMN.

Avec les séquences utilisées habituellement, les flux macroscopiques ne sont pas pris en compte et de ce fait, la perte de signal provoquée par les protons mobiles dans un voxel est imperceptible. Pour mettre en évidence ces mouvements moléculaires microscopiques et obtenir des images dites alors « pondérées en

diffusion », on ajoute dans une séquence de type EPI-SE des gradients supplémentaires. Ces « gradients de diffusion » sont appliqués de part et d'autre de l'impulsion RF de 180° (figure 41).

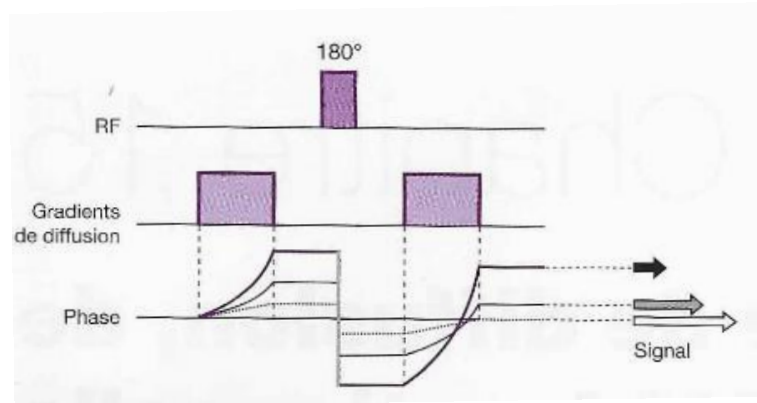


Figure 41: Utilisation des gradients de diffusion [18]

Pour les protons immobiles, le déphasage provoqué par le premier gradient est parfaitement compensé par le deuxième. Ainsi, le signal de molécules d'eau immobiles n'est pas atténué. En revanche, les protons mobiles se déphasent plus rapidement lors de l'application du premier gradient et ce déphasage n'est pas compensé par le deuxième gradient, d'où l'atténuation du signal. La diminution du signal est d'autant plus importante que les mouvements moléculaires sont rapides, entraînant un déphasage plus élevé des protons encore moins compensé par le deuxième gradient.

Ainsi, les images pondérées en diffusion montrent un hypersignal dans les régions à diffusion moléculaire réduite et un signal d'autant plus faible que la diffusion moléculaire est élevée.

L'effet de diffusion dépend des performances des gradients mis en œuvre : il est caractérisé par un facteur de gradient noté « b » qui est déterminé par la relation suivante (équation 6) :

$$b = (\gamma G \tau)^2 \left(T - \frac{\tau}{3}\right)$$

Équation 6: équation du facteur de diffusion

Avec :

γ : rapport gyromagnétique ; G : amplitude du gradient, τ :durée d'application du gradient et T =temps séparant l'application des deux gradients de diffusion.

b s'exprime en s/mm^2 et peut varier de 0 à $3000 s/mm^2$. En augmentant la valeur de b , on accroît la sensibilité de la séquence au phénomène de diffusion moléculaire.

2.3.2 Détermination du facteur de diffusion b

Ces gradients de diffusion sont appliqués dans les trois axes x , y et z et intégrés dans une séquence EPI-SE. La séquence d'écho planar est particulièrement bien adaptée pour ce type d'exploration. En effet, c'est un technique d'imagerie ultrarapide disposant d'une excellente résolution temporelle, ce qui permet de couvrir l'ensemble du cerveau en quelques secondes (moins de 100ms par image). Les artéfacts liés aux mouvements physiologiques s'en trouvent réduits et l'EPI est particulièrement sensible aux microflux que l'on veut détecter. De plus, cette technique met en œuvre des gradients dont l'amplitude et la vitesse de commutation sont élevées, facteurs nécessaires à l'obtention d'un facteur b élevé.

En pratique, une séquence de diffusion est réalisée grâce à l'application successive de trois séquences EPI comportant des gradients de diffusion respectivement dans l'axe de la sélection de coupe, du codage de phase et du codage de fréquence. Trois images sont générées par coupe, pondérées en diffusion dans chaque axe correspondant (figure 42).

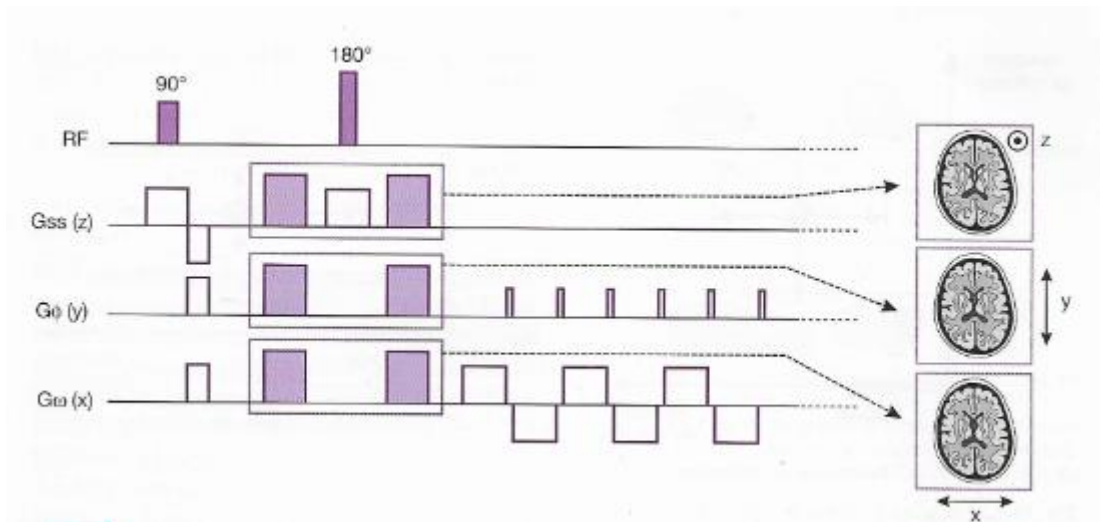


Figure 42 :Chronogramme d'une séquence de diffusion [18]

Une quatrième image par coupe peut être construite à partir de la combinaison des trois images précédentes. L'obtention se fait par moyennage de chaque pixel provenant des trois images de diffusion. On ne conserve ensuite l'hypersignal, traduisant une diminution de la diffusion, que s'il est présent dans les trois images. Ainsi, un hypersignal correspondra à une diminution de la diffusion dans les trois axes.

Cependant, au niveau du SNC, les hypersignaux peuvent n'apparaître que dans une direction donnée et ce sans processus pathologique associé. En effet, le phénomène de diffusion moléculaire est identique dans toutes les directions de l'espace au sein de la substance grise ou du LCS mais, comme vu précédemment, ce n'est pas le cas au sein de la substance blanche.

Ainsi, un hypersignal peut signifier une disposition perpendiculaire des fibres de SB par rapport au gradient diffuseur, on parle alors d'artéfact d'anisotropie, d'où l'importance d'appliquer ces gradients dans les trois plans de l'espace pour obtenir une image moyennée appelée « image isotrope » ou encore « image trace »

Une exploration destinée à mesurer la diffusion comporte en général, dans un premier temps une série de coupes en EPI avec un facteur de gradient $b=0$, pondéré en T2, puis une série de coupes avec un facteur b non nul, compris en général entre

500 et 3000s/mm². Il en résulte, comme décrit précédemment, 4 images : une pour chaque axe de coupe et une image combinée.

En augmentant le facteur b, on augmente la pondération en diffusion, mais aux dépens du rapport signal sur bruit qui diminue.

Un autre paramètre mesurable en imagerie de diffusion est le coefficient de diffusion apparent (CDA) qui permet d'évaluer avec plus de précision les anomalies de diffusion. L'atténuation du signal, notée Att, liée au phénomène de diffusion des molécules d'eau dans les tissus biologiques est, en effet, caractérisé par la relation suivante (équation 7):

$$Att = e^{-b.CDA}$$

Équation 7: Equation du facteur d'atténuation

Avec b : facteur de gradient, CDA : coefficient de diffusion apparent.

Le CDA s'exprime en mm²/s (unité inverse de b). Il est inférieur à celui de l'eau pure, appelé coefficient de diffusion D, en raison des obstacles rencontrés par les molécules d'eau dans les tissus (membranes cellulaires, barrières moléculaires, etc.) qui ralentissent la diffusion.

Pour calculer le CDA, il faut disposer d'au moins deux acquisitions en imagerie de diffusion : une en imagerie de diffusion avec b=0, donnant un signal S₀, et une acquisition comportant des gradients de diffusion d'une valeur b fixée produisant un signal S. On rappelle que plus b est élevé, plus il est possible de mettre en évidence les différences de vitesse de diffusion.

La valeur du CDA est alors donnée par la relation suivante (équation 8):

$$\text{Log}(S/S_0) = -b.CDA$$

Équation 8: Calcul du CDA

On peut ainsi calculer les CDA des différents tissus biologiques qui sont des constantes physiques. Par exemple, à 37°C, CDA_{LCS} vaut environ $3.10^{-3}mm^2/s$ et CDA_{SG} environ $0,8.10^{-3}mm^2/s$.

Pour augmenter la précision du calcul, on peut appliquer des valeurs b intermédiaires et représenter les résultats sur un graphique (figure 43).

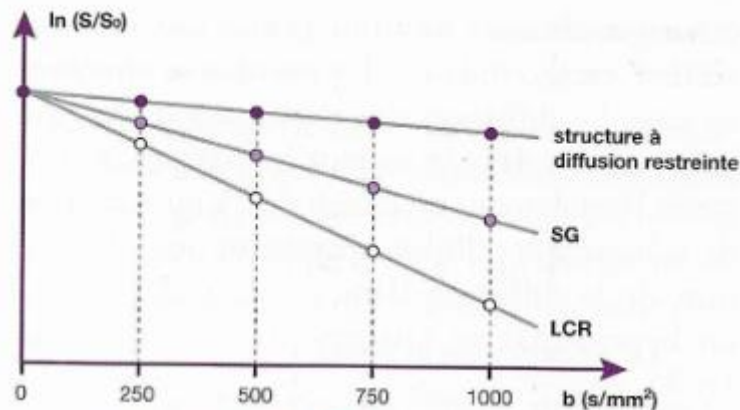


Figure 43: Représentation graphique de la valeur b [18]

2.3.3 Calcul du CDA

A partir de ces calculs, on peut générer une cartographie de diffusion grâce à un processus de traitement qui consiste à combiner, pixel par pixel, pour chaque coupe, les images obtenues à différents coefficients de diffusion b .

Sur une cartographie de ce type, dite cartographie de CDA, les zones à diffusion lente sont représentées en hyposignal, contrairement à une imagerie de diffusion où elles sont en hypersignal. Les valeurs de CDA peuvent aussi être codées sur une échelle de couleur en fonction de la vitesse de diffusion pour une meilleure lisibilité.

La quantification du CDA peut s'avérer intéressante en complément de l'imagerie de diffusion. En effet, les séquences EPI de diffusion sont pondérées en T2 du fait d'un TR très long et d'un TE long car il faut placer dans ce TE le temps nécessaire à l'application des gradients de diffusion. De ce fait, les structures à T2 long apparaissent hyper-intenses, identiques à celles qui présentent une diffusion réduite, prêtant ainsi à confusion pour l'interprétation. Ce phénomène de persistance de signaux intenses dû à des structures à T2 long est appelé « T2 shine through »

2.4 Evolution du principe : imagerie de tenseur de diffusion

Le principe de diffusion anisotrope peut être mis à profit dans la réalisation de l'imagerie de tenseur de diffusion ou DTI (Diffusion Tensor Imaging).

En effet, dans la substance blanche, la diffusion des molécules d'eau est plus rapide dans une direction parallèle aux fibres axonales que dans la direction perpendiculaire à celles-ci. Dans ce cas, la diffusion peut être représentée schématiquement par une ellipse en trois dimensions

Pour caractériser alors la diffusion, le coefficient de diffusion D n'est pas suffisant. Pour décrire la mobilité des molécules dans toutes les directions, il faut faire appel à la notion mathématique de « tenseur », grandeur mathématique à plusieurs composantes, qui permet de représenter les propriétés d'une ellipse 3D. Les composantes de ce tenseur sont définies par une matrice (3 x 3) (tableau 2) comprenant les mesures de coefficients de diffusion dans neuf directions :

$$\begin{array}{ccc} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{array}$$

Tableau 2: Matrice des composantes du tenseur de diffusion

On remarque trois équivalences au sein de cette matrice :

$$D_{yx} = D_{xy}, D_{zx} = D_{xz} \text{ et } D_{zy} = D_{yz}.$$

Ainsi, pour caractériser une diffusion anisotrope, il suffit d'acquérir, au minimum, des images présentant des gradients de diffusion dans six directions différentes (xx , yy , zz , xy , xz , yz) au lieu des neuf directions d'origine, ainsi qu'une image sans gradient diffuseur.

Ces mesures permettent de calculer, pour une ellipse, trois « vecteurs propres » associés à trois « valeurs propres » de diffusion ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$) caractérisant la diffusion dans trois directions orthogonales. On peut ainsi déterminer, pour chaque ellipse, et par conséquent pour chaque voxel, la direction de diffusion principale (figure 44).

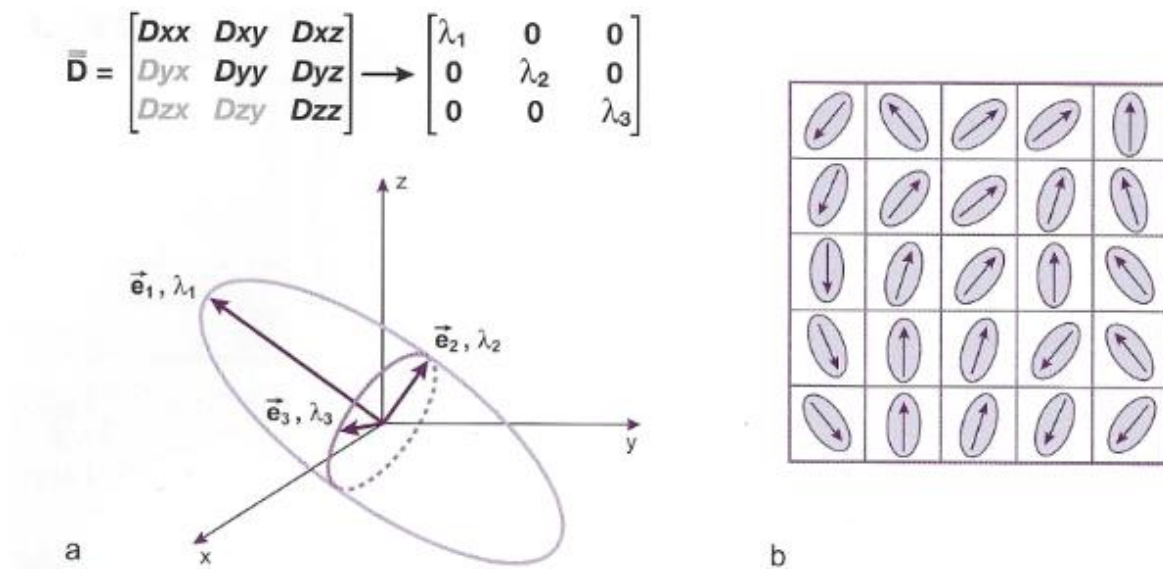


Figure 44: Principe de l'imagerie de tenseur de diffusion [18]

On peut alors générer des images dans lesquelles on représente la direction des fibres de substance blanche par un code de couleur. Par convention :

- Le rouge indique une direction sur l'axe X: droite à gauche ou gauche à droite.
- Le vert indique des directions selon l'axe Y : Rostro-caudal ou caudo-rostral
- Le bleu indique des directions sur l'axe Z : Ventro-dorsal ou dorso-ventral

Il est important de noter que la technique est incapable de différencier le sens de la diffusion d'un même axe.

En augmentant le nombre de directions acquises, on améliore le rapport signal sur bruit.

Une évolution de la technique consiste à « suivre » le trajet des fibres axonales en repérant, autour de chaque voxel, ceux présentant une direction de diffusion

similaire et, ainsi, reconstituer la trajectoire des fibres, y compris en trois dimensions. Cette technique est connue sous le nom de « Fiber tracking » ou « Fiber tractography ». Pour obtenir une plus grande précision dans le trajet des fibres, il faut alors multiplier le nombre de directions appliquées

2.5 Applications actuelles de la tractographie en médecine humaine

[4][5][16][24][25]

Comme il a été vu précédemment, la tractographie cérébrale permet la reconstruction du trajet des différents faisceaux de la SB et de la moelle épinière et ce de manière totalement non invasive. Cette technique offre donc de grandes perspectives dans l'exploration et la compréhension de l'anatomie normale et des processus pathologiques affectant le tissu cérébral.

Ainsi, la tractographie possède déjà de nombreuses applications cliniques en médecine humaine.

La sclérose en plaques

La sclérose en plaques est une maladie auto-immune qui affecte le système nerveux central. Elle entraîne la destruction de la gaine de myéline des fibres nerveuses du cerveau et de la moelle épinière, provoquant ainsi des perturbations motrices, sensibles et cognitives. A plus ou moins long terme, ces troubles peuvent progresser vers un handicap irréversible.

L'imagerie tensorielle de diffusion et la tractographie sont alors utilisées pour caractériser la maladie, en mettant en évidence des anomalies de diffusion dans la substance blanche mais également dans la substance grise. Il a aussi été montré l'intérêt de la tractographie pour essayer de corréler les changements structurels au tableau clinique.

Neurochirurgie et exérèse tumorale

Les tumeurs cérébrales représentent un défi pour la neurochirurgie. En effet, la qualité et l'extension de l'exérèse tumorale, idéalement jusqu'en zone saine, est un des paramètres ayant prouvé une influence significative sur la durée de survie et l'état fonctionnel à long terme des patients. L'objectif chirurgical est donc de satisfaire aux exigences souvent contradictoires de maximisation de la résection et de minimisation de la morbidité liée aux lésions des zones fonctionnelles péri-tumorales.

L'utilisation de la tractographie peut permettre par exemple d'observer les différentes altérations et déviations des fibres blanches dues à la présence d'une tumeur. La tractographie peut alors aussi bien être utilisée en pré-opératoire, pour visualiser la position du faisceau pyramidal par rapport aux lésions adjacentes afin d'aider la planification du geste opératoire, et en per opératoire pour aider à la neuronavigation.

Accident vasculaire cérébral (AVC)

Dans le cas de l'AVC, la tractographie a été utilisée pour localiser les faisceaux d'intérêt (habituellement le faisceau corticospinal) puis obtenir des mesures quantitatives le long du faisceau et étudier la relation entre les mesures, le volume de la lésion et le faisceau étudié afin de les mettre en relation avec les résultats cliniques ou des scores fonctionnels spécifiques. La détermination précise des faisceaux qui sont interrompus par un AVC, peut expliquer les symptômes.

Maladie de Parkinson

Différentes études faisant appel à la tractographie ont été réalisées afin de comprendre cette maladie. Notamment pour étudier les connexions corticales et sous-corticales du Noyau Pédonculo-Pontin et le noyau sous-thalamique, qui sont les cibles de stimulation pour le traitement de la maladie de Parkinson évoluée, suggèrent que cette technique peut être utilisée en préopératoire pour optimiser le placement des électrodes de stimulation.

2.6 Etat actuel de l'IRM en équine

L'IRM en médecine équine actuelle est principalement dédiée à l'évaluation de l'appareil musculosquelettique des membres [15] et est réalisée principalement à l'aide de dispositifs « bas champ », par exemple 0,27T [35]

De plus, ce type d'acquisition peut être mis en œuvre sur des animaux debout ayant uniquement reçu une sédation. En revanche, l'imagerie par résonance magnétique du tissu cérébral est un domaine extrêmement spécialisé qui se heurte à de multiples contraintes : l'accès aux machines, les contraintes de poids (maximum de 250kg pour les machines en médecine humaine [21] et la nécessité d'une anesthésie générale impliquant un coût important et des risques liés à l'anesthésie.

Il s'agit cependant d'un domaine en pleine expansion puisque différents centres dans le monde se dotent désormais de dispositifs plus puissants et des études de neuro-imagerie ont déjà été conduites sur des têtes de cadavre [34]. L'IRM dite anatomique commence à être bien connue [7]. Toutefois, aucune étude n'a pour lors décrit le tissu cérébral du cheval sain à l'aide de l'IRM dite fonctionnelle, notamment l'IRM de diffusion et plus particulièrement la tractographie. C'est le but de notre étude.

Partie II: Partie expérimentale

I Objectif

L'objectif de cette étude est d'établir la possibilité de la mise en pratique de l'IRM de diffusion sur le tissu cérébral du cheval sain et d'évaluer l'apparence normale des tracés tractographiques de la substance blanche.

II Matériel et méthode

2.1 Animal

Les images IRM ont été obtenues à partir de deux animaux différents : Une jument et un âne.

- Jument : jument Trotteur Français de 15 ans, pesant 456 kg, euthanasiée pour des raisons médicales nullement liées à des troubles neurologiques. Cette jument a pu être utilisée pour cette étude car elle ne présentait aucun antécédent de trouble neurologique ainsi qu'un examen neurologique précédant l'euthanasie qui n'a révélé aucune anomalie. La tête a été désarticulée en regard de l'articulation atlanto-occipitale. La réglementation en vigueur concernant le bien-être animal a été respectée et le certificat d'autorisation relatif à l'euthanasie de la jument à titre expérimentale obtenu.
- Ane : Ane de 12 ans, pesant 350 kg, euthanasié pour des raisons médicales nullement liées à des troubles neurologiques. Cet âne a pu être utilisée pour cette étude car il ne présentait aucun antécédent de trouble neurologique ainsi qu'un examen neurologique précédant l'euthanasie qui n'a révélé aucune anomalie. La tête a été désarticulée en regard de l'articulation atlanto-occipitale. L'encéphale a dans deuxième temps été disséqué puis sorti de sa boîte crânienne pour l'obtention de nouvelles images. La réglementation en vigueur concernant le bien-être animal a été respectée et le certificat d'autorisation relatif à l'euthanasie de l'âne à titre expérimentale obtenu.

2.2 Procédure

Après euthanasie et séparation de la tête du reste du corps, les deux têtes sont conservées après cathétérisation des artères carotides communes, rinçage avec une solution de Chlorure de Sodium à l'aide d'une pompe péristaltique puis perfusion avec une solution de formol à 10%.

Les images obtenues par résonance magnétique ont été réalisées à l'hôpital Pierre-Paul Riquet au Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse (site de Purpan, Pavillon Baudot). La machine utilisée est une IRM haut champ 3.0 Tesla (Achieva ; Philips, France) (Figure 45) à aimant court, dédiée aux activités de recherche en Neurosciences.

Lors de l'examen, la tête est disposée en décubitus ventral, horizontalement sur la plateforme de la machine. L'antenne utilisée est une antenne flexible de surface (PHILIPS SENSE Flex Medium) (Figure 46). Elle est généralement utilisée en médecine humaine pour obtenir des images des articulations comme le genou ou l'épaule. Cette antenne est constituée de deux formes circulaires et flexibles permettant de s'adapter facilement aux surfaces bombées. Les deux cercles ont ainsi été disposés en avant des oreilles, de part et d'autre du crâne (figure 47).



Figure 45: IRM 3.0 Tesla du CHU de Purpan



Figure 46: Antenne SENSE Flex
M

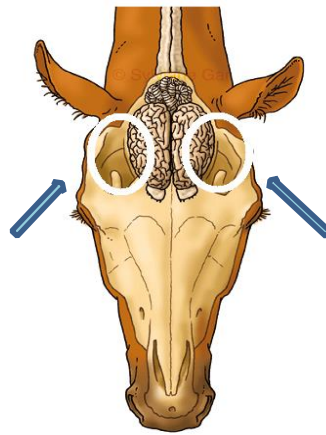


Figure 47: Positionnement des antennes lors de l'acquisition [38]

Pour l'acquisition des images du cerveau extrait, une autre antenne, de type « antenne genou » (figure 48) a été utilisée.



Figure 48: Antenne de type antenne genou [30]

Des images anatomiques de la tête de jument, de la tête de l'âne et de l'encéphale d'âne ont été réalisées en pondération T1 et T2 selon les paramètres suivants (tableaux 3, 4 et 5):

Tête de jument :

Séquence	TE (ms)	TR(ms)	Taille de la matrice	Epaisseur de coupe (mm)	FA	FOV	Espace (mm)	Temps d'acquisition
T1W	4	8	240x240	1	8	280	0	10:27'5''
T2W	342	2500	168x168	1	90	250	0.5	06 :57'5''

Tableau 3 : Paramètres d'acquisition pour IRM de la tête de jument

Tête d'âne :

Séquence	TE (ms)	TR(ms)	Epaisseur de coupe (mm)	Temps d'acquisition
T1W	4	8	1	10 :30'
T2W	342	2500	1,5	7 :00'

Tableau 4 : Paramètres d'acquisition pour IRM de la tête d'âne

Encéphale d'âne isolé :

Séquence	TE (ms)	TR(ms)	Epaisseur de coupe (mm)	Temps d'acquisition
T1W	4,3	9,8	0,35	54 :00'
T2W	286	1500	0,35	46 :00'

Tableau 5 : Paramètres d'acquisition pour IRM de l'encéphale d'âne

La séquence utilisée pour obtenir des images « pondérées en diffusion » est la séquence d'écho de spin – écho planar imaging (ES-EPI), associée à des gradients de diffusion caractérisés par leur facteur de diffusion b . Les données nécessaires à la réalisation des tracés de tractographie ont été obtenues en utilisant les mêmes paramètres que pour l'encéphale d'âne isolé (tableau 5).

Les gradients de diffusion ont été appliqués dans 21 directions non parallèles.

Les principaux faisceaux d'intérêt clinique de la substance blanche ont été mis en évidence à l'aide du logiciel Sisyphé [33]. De plus, des séquences pondérées en T1 et en T2 ont été acquises sur le même système et pour les deux animaux.

2.3 Traitement des données

Lors de la phase de traitement des données, nous nous sommes focalisés uniquement sur l'imagerie de tenseur de diffusion et l'obtention de tracés de tractographie

Imagerie du tenseur de diffusion et tractographie

Les images du tenseur de diffusion (DTI) sont importées dans le logiciel d'analyse d'image Sisyphe qui génère une carte d'anisotropie.

La tractographie des fibres de la substance blanche cérébrale est réalisée à l'aide de régions d'intérêt (ROI) qui sont placées manuellement. Le logiciel identifie les trajets à partir de la carte d'anisotropie, grâce à un algorithme choisi déterministe (Tensor lines Euler), qui se base sur le chemin le plus favorable entre deux ROI à l'aide des paramètres définis (figure 49). Pour notre étude, la propagation prend fin lorsque la trajectoire de la fibre a atteint un voxel avec une fraction d'anisotropie (FA) d'une valeur inférieure à 0,12 mm, lorsque la fibre a une longueur inférieure à 25 mm, ou lorsque l'angle entre deux étapes consécutives est supérieur à 45 °.

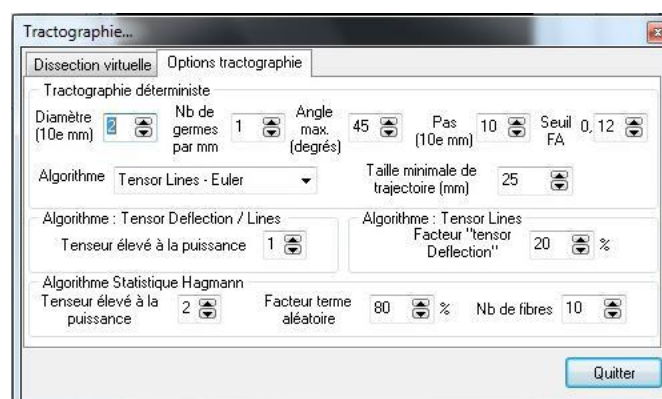


Figure 49: Fenêtre de choix des paramètres de tractographie dans le logiciel Sisyphe

L'identification des ROI peut s'effectuer soit sur une image anatomique pondérée en T1, soit directement sur la carte d'anisotropie. En général, l'image anatomique est privilégiée pour placer les ROI car les connections entre les structures anatomiques sont plus faciles à identifier. Cependant, en effectuant ce placement nous avons rencontré des difficultés lors de la reconstruction des fibres, en raison d'un

problème de recalage entre l'image pondérée en T1 et la carte d'anisotropie. Les ROI ont donc été placées directement sur la carte d'anisotropie (figure 50).

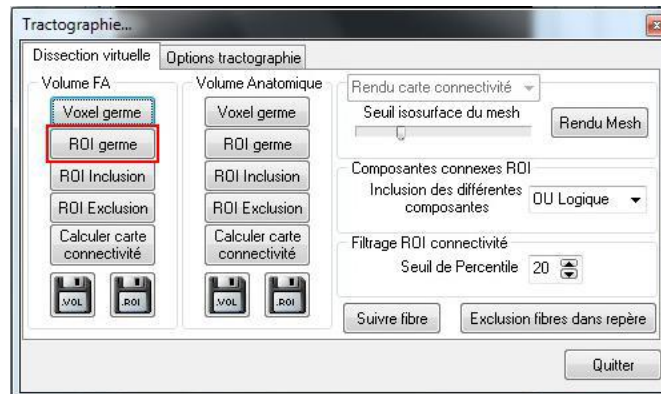


Figure 50: Fenêtre de choix du placement des ROI sur la carte d'anisotropie

Dans cette étude, les faisceaux du corps calleux, du cingulum, du fornix et de la capsule interne ont été reconstruits. Les différentes fibres ont été identifiées et délimitées en différents points en positionnant des ROI le long de leur trajectoire, en se basant sur des livres d'anatomie vétérinaire et un atlas de DTI humain (figures 51 et 52).

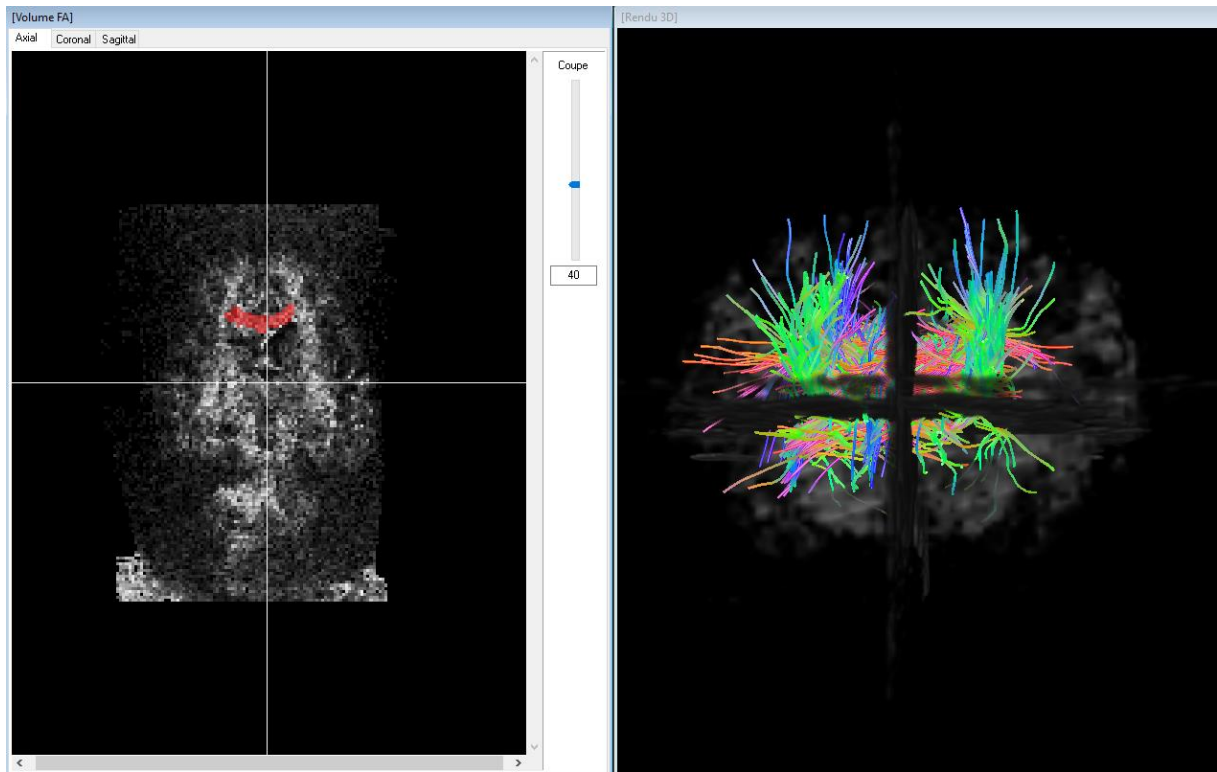


Figure 51: Localisation des régions d'intérêt (ROI), vue de face

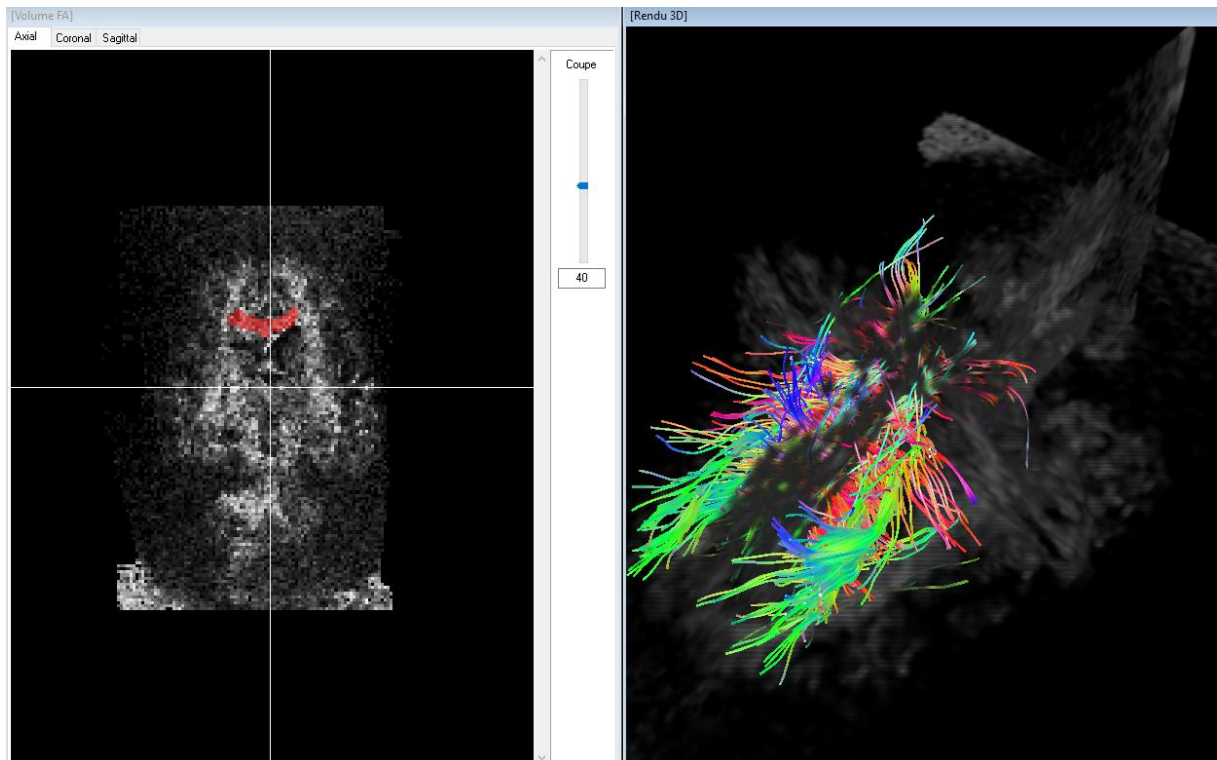


Figure 52: Localisation des régions d'intérêt (ROI), vue de face

III Résultats

3.1 Images IRM anatomique

Seules les images de l'encéphale de l'âne (dans la boîte crânienne et encéphale isolé) sont présentées dans cette partie car il nous a été impossible de tracer des fibres de substance en tractographie de l'encéphale de Jument. Ces images IRM anatomiques de l'encéphale de Jument ont été détaillées dans la thèse de Sophie Monteil [22].

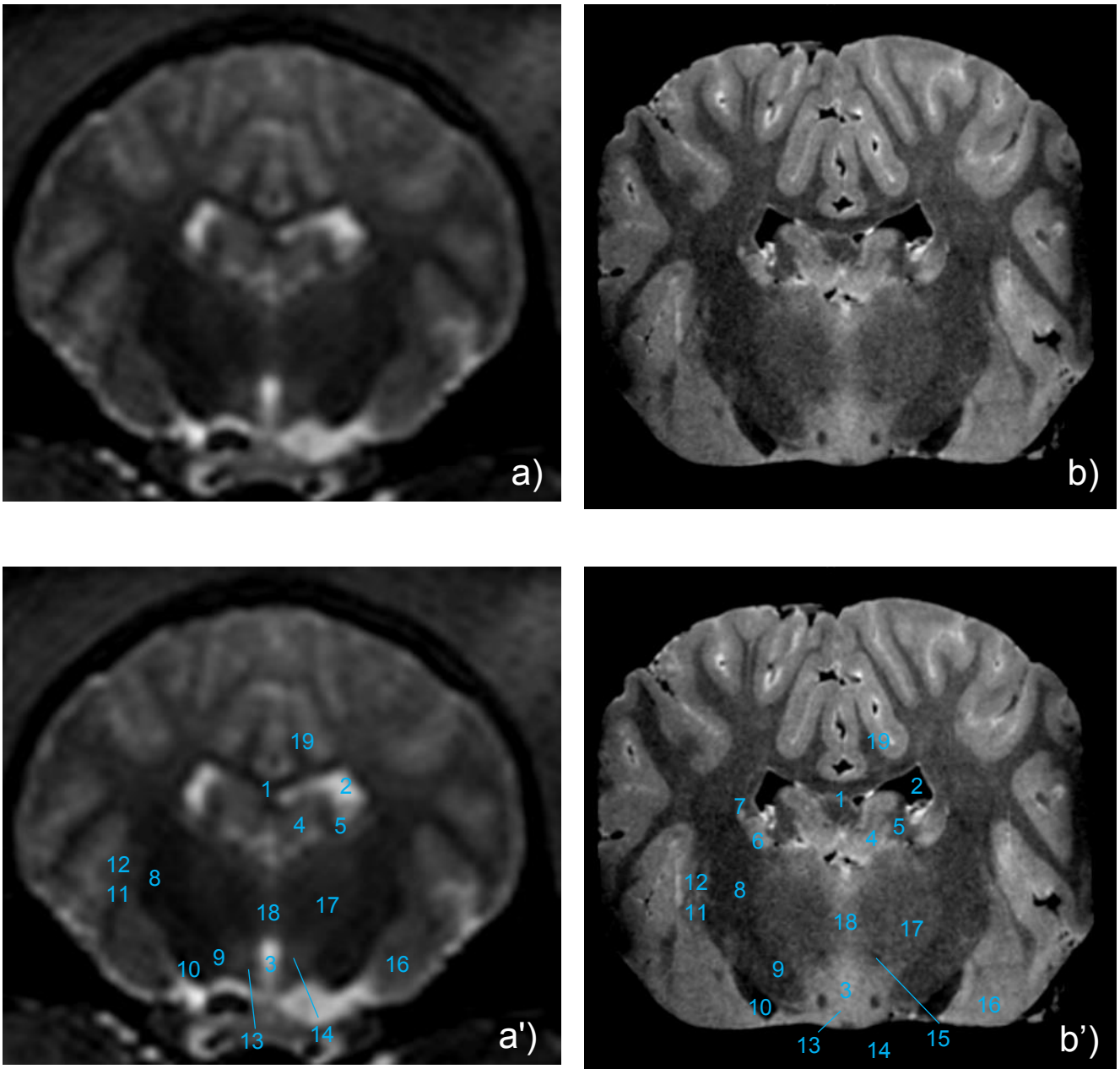


Figure 53 : IRM en coupe transversale pondérée en T2 d'encéphale d'âne. a) Coupe transversale d'encéphale dans la boîte crânienne ; b) Coupe transversale encéphale isolé. Les paramètres utilisés sont présentés respectivement dans les tableaux 4 et 5.

a') et b') Respectivement figures 51.a) et 51.b) légendées avec leurs structures d'intérêt (en gras les structures n'apparaissant que sur l'encéphale isolé) [22]:

1. Corps calleux ; 2. Ventricule latéral ; 3. Troisième ventricule ; 4. Gyrus dentelé ; 5. Commisure hippocampique ; **6. Noyau caudé ; 7. Faisceau sous-calleux** ; 8. Capsule interne ; 9. Pédoncule cérébral ; 10. Tractus optique ; 11. Putamen ; 12. Capsule externe ; 13. Infundibulum ; 14. Fornix ; **15. Tractus mamillo thalamique** ; 16. Noyau amygdalien ; 17. Thalamus ; 18. Adhésion thalamique ; 19. Gyrus cingulaire.

Il apparaît que l'acquisition d'images de l'encéphale isolé (Figures 51b et 51b') permet d'obtenir une meilleure résolution et la visualisation de structures non détectables lors de l'acquisition d'images de l'encéphale à l'intérieur de la boîte crânienne (Figures 51 a et 51 a').

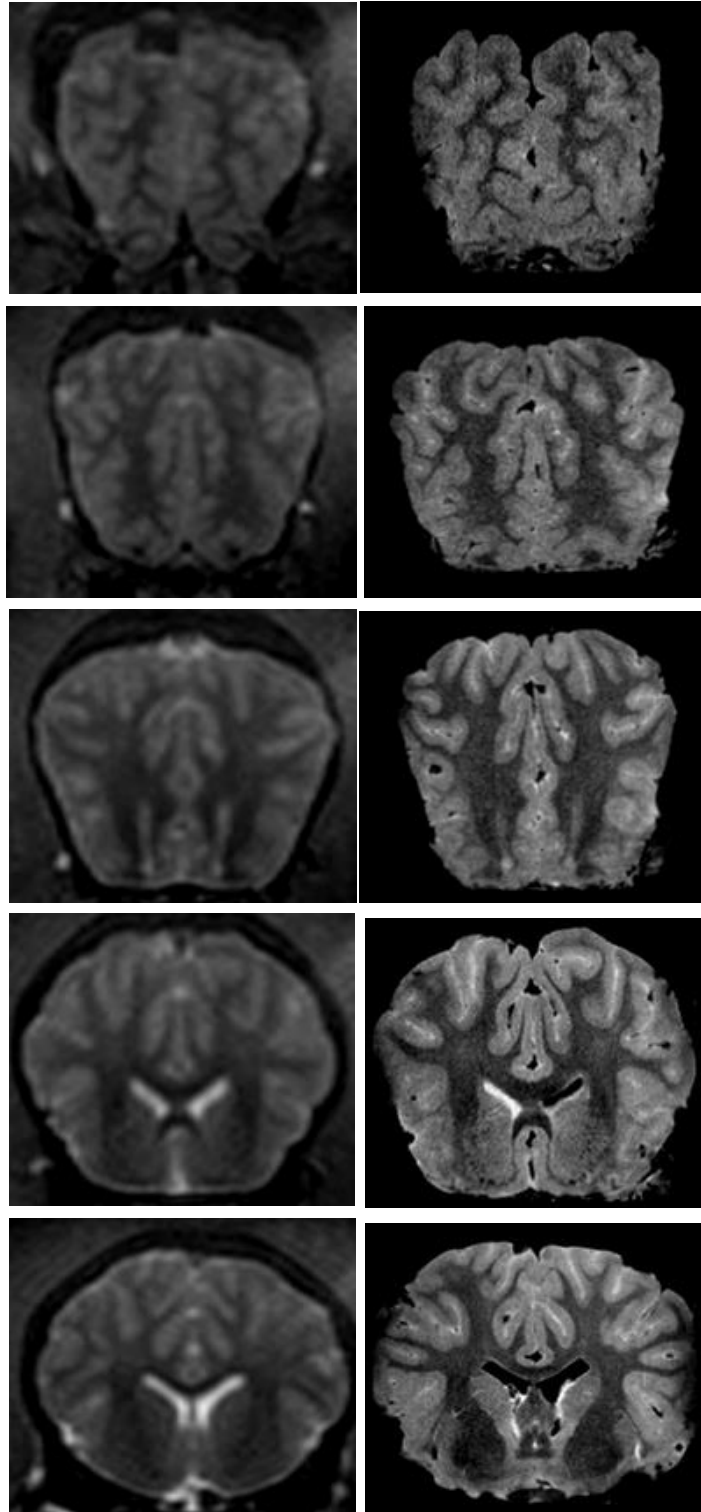


Figure 54 : Images IRM, coupes transversales pondérées en T2. A gauche) Coupes transversales d'encéphale dans la boîte crânienne ; A droite) coupes transversales d'encéphale isolé.

Les paramètres utilisés sont présentés respectivement dans les tableaux 4 et 5

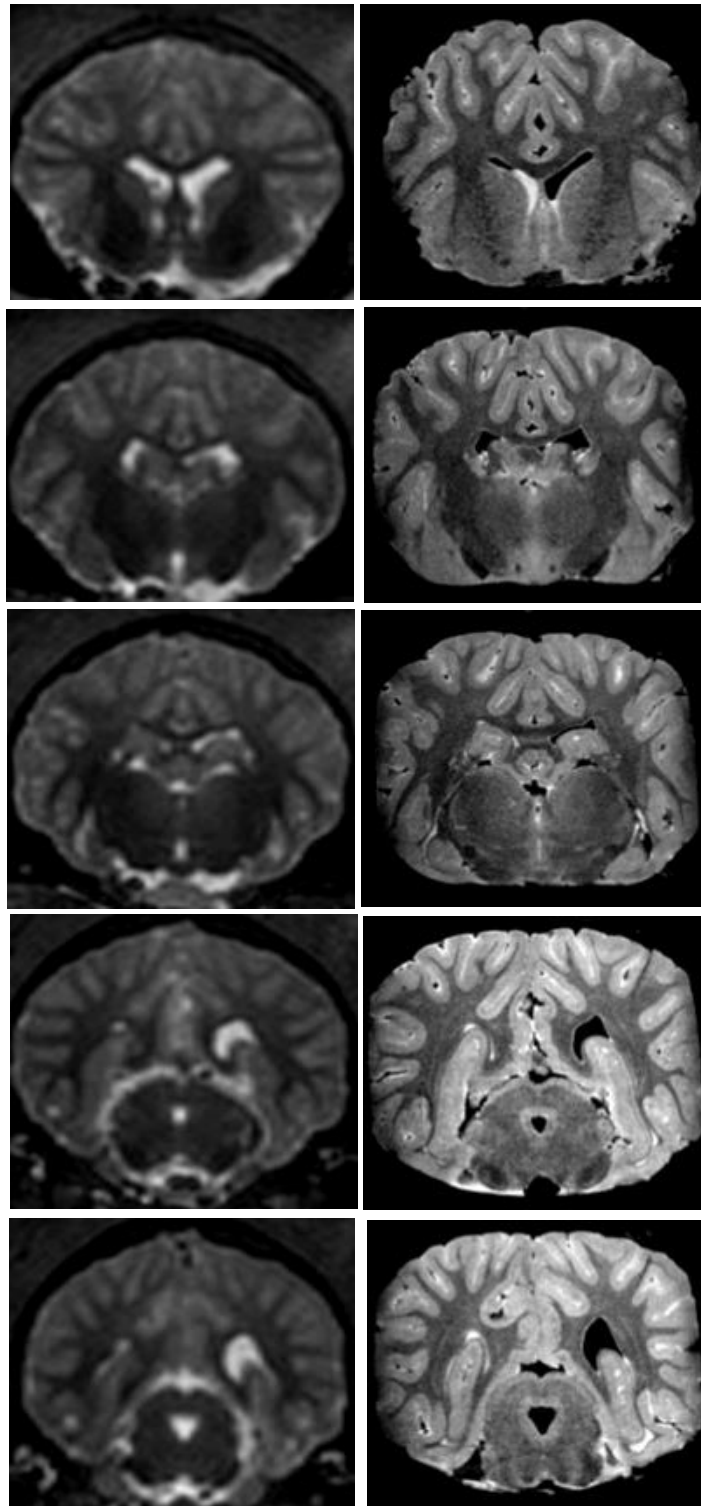


Figure 55 : Suite des images IRM, coupes transversales pondérées en T2. A gauche) Coupes transversales d'encéphale dans la boîte crânienne ; A droite) coupes transversales d'encéphale isolé. Les paramètres utilisés sont présentés respectivement dans les tableaux 4 et 5

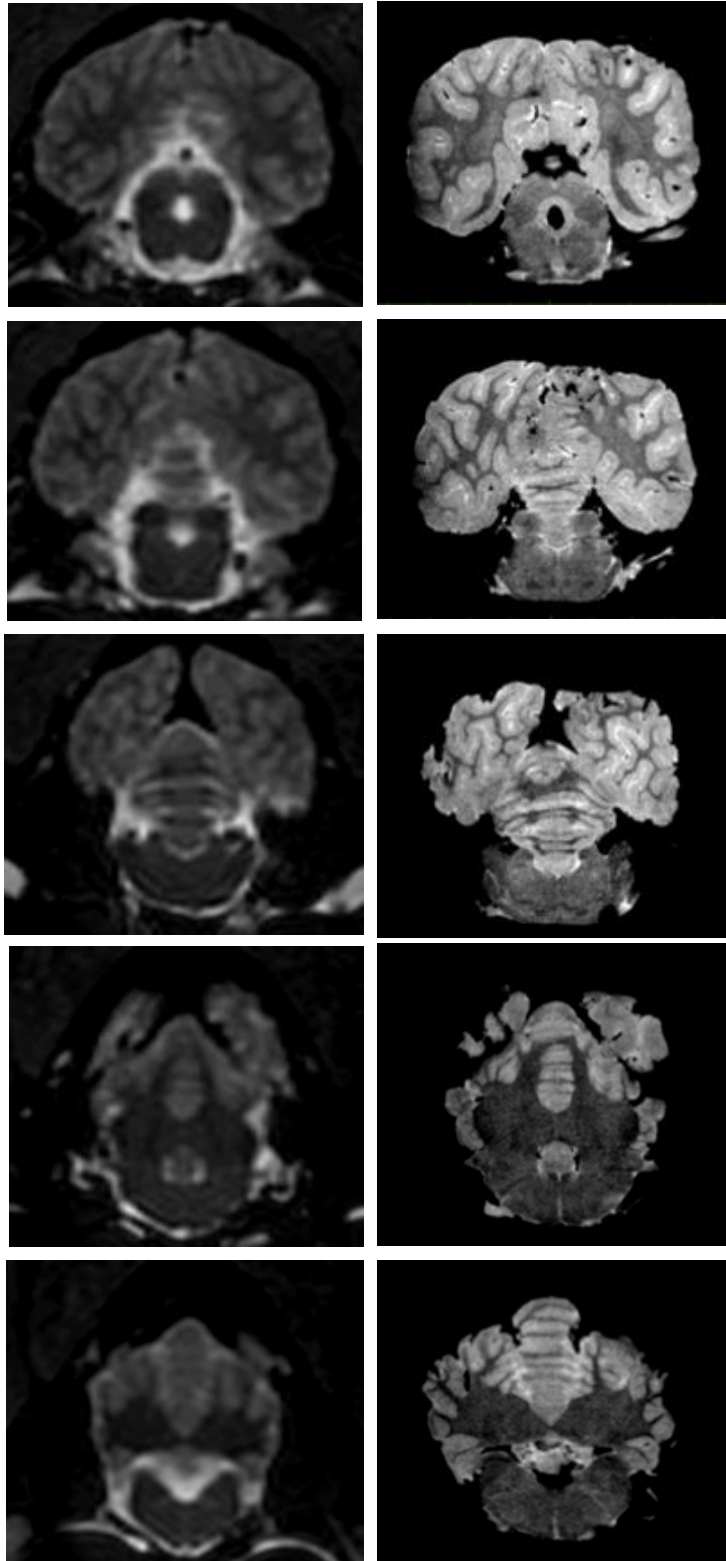


Figure 56 : Suite et fin des Images IRM, coupes transversales pondérées en T2. A gauche) Coupes transversales d'encéphale dans la boîte crânienne ; A droite) coupes transversales d'encéphale isolé. Les paramètres utilisés sont présentés respectivement dans les tableaux 4 et 5

3.2 Diffusion

3.2.1 Corps calleux

On peut noter que le corps calleux apparait principalement en rouge (fibres à direction gauche-droite) et relie les deux hémisphères (figure 57).

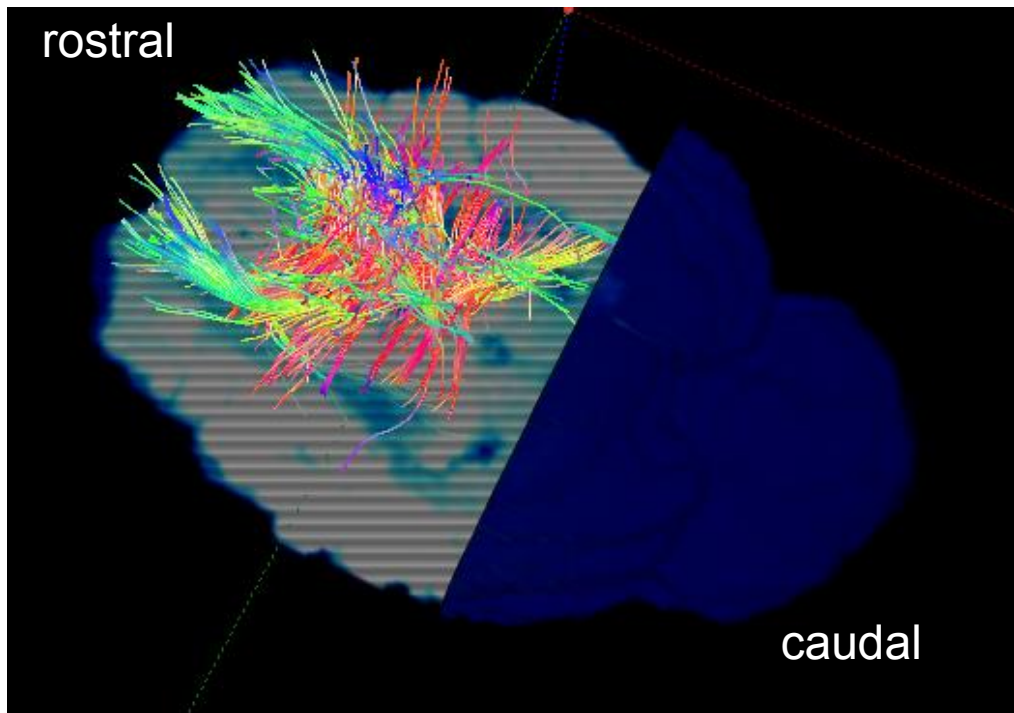


Figure 57 Tracés tractographiques du corps calleux chez le cheval sain

3.2.2 Cingulum

Les fibres du cingulum sont essentiellement des fibres longues et apparaissent principalement en vert (direction rostro-caudale). Ces fibres connectent les aires corticales de chaque hémisphère (figure 58).

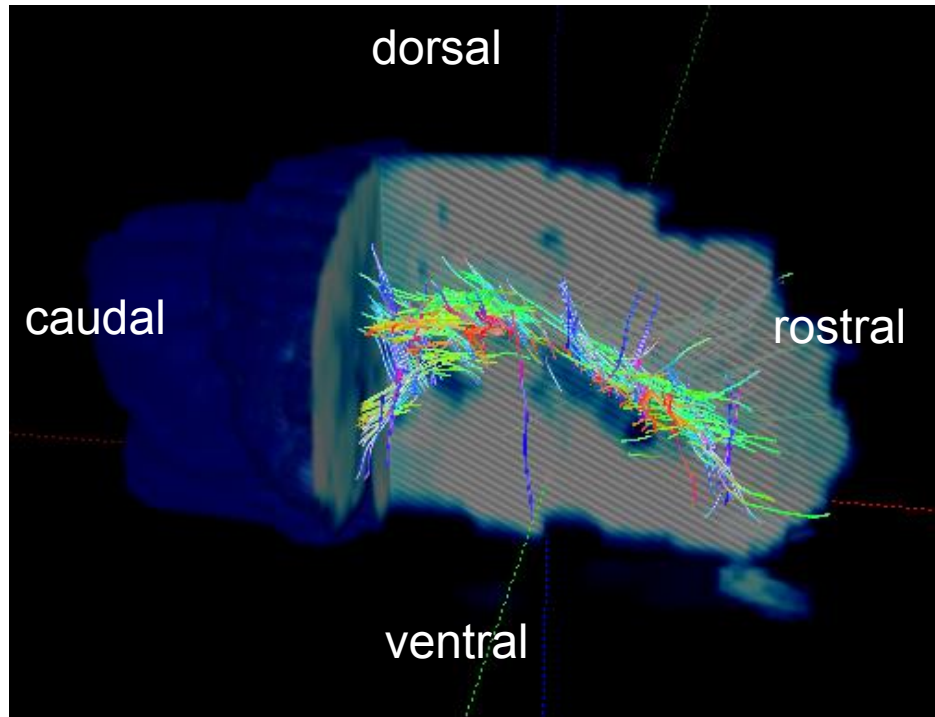


Figure 58 Tracés tractographiques du cingulum chez le cheval sain

3.2.3 Fornix

Les fibres du fornix apparaissent en vert (rostro-caudal) et en bleu (dorso-ventral). Elles sont situées longitudinalement par rapport à la ligne médiane, juste ventralement par rapport aux fibres du corps calleux (figure 59).

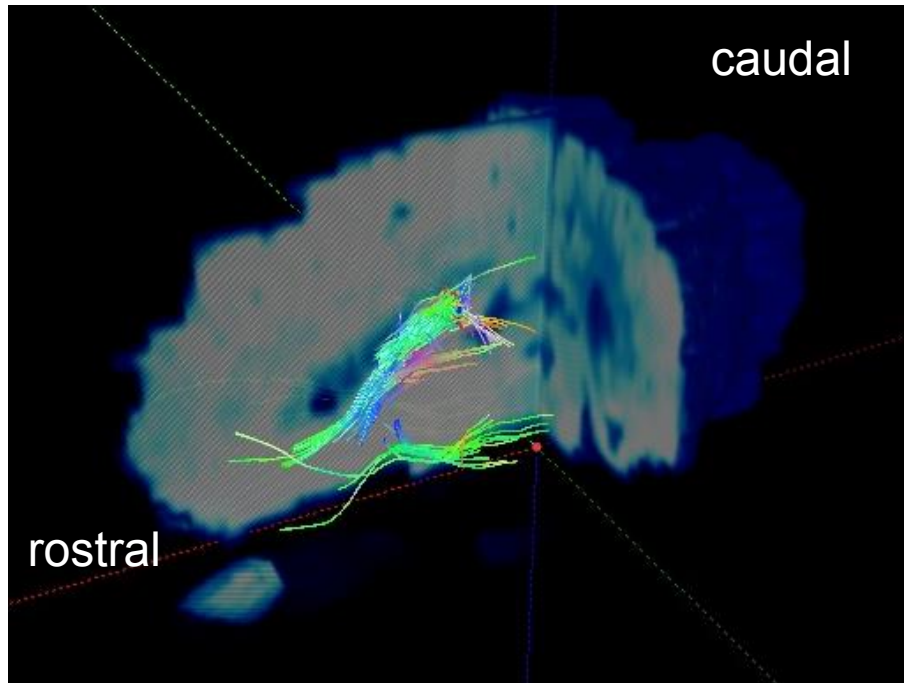


Figure 59: Tracés tractographiques du fornix chez le cheval sain

3.2.4 Capsule interne

La capsule interne est composée de fibres bleues et vertes. Elle contient des fibres ascendantes provenant du thalamus vers le cortex cérébral et des fibres descendantes allant du cortex fronto-parietal au noyau subcortical (figure 60).

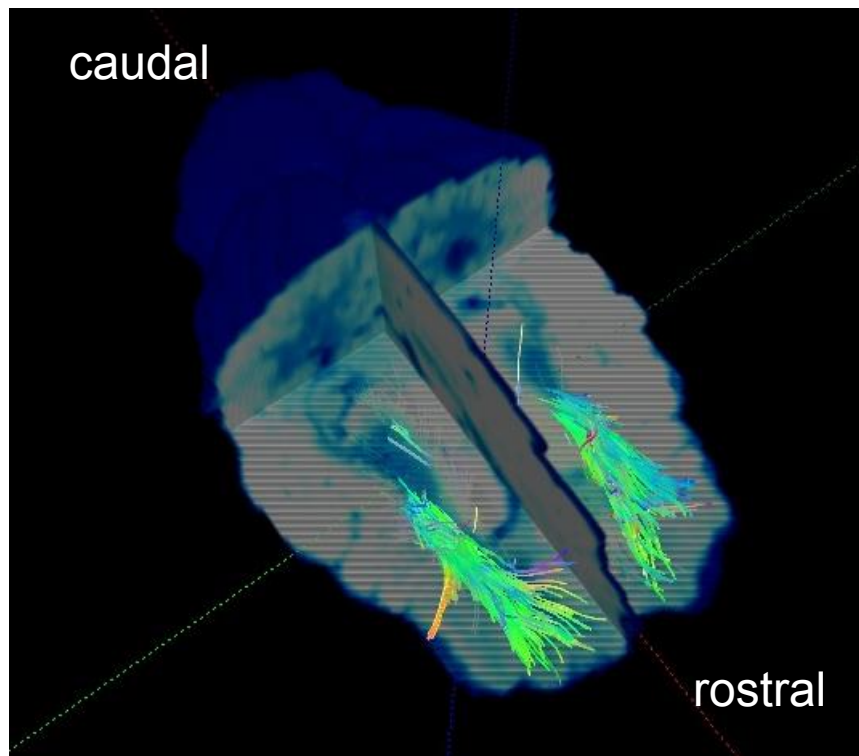


Figure 60: Tracés tractographiques de la capsule interne chez le cheval sain

IV Discussion

4.1 IRM anatomique

Les images IRM obtenues avec les séquences pondérées en T1 3D et T2 3D sont adaptées à l'étude anatomique du cerveau.

L'utilisation d'une IRM 3 Tesla (haut champ) permet d'augmenter le rapport signal sur bruit ainsi que les résolutions spatiale et temporelle par rapport à une IRM de bas champ [17]. On obtient ainsi des images plus précises [19] permettant de réaliser des coupes anatomiques du cerveau avec des légendes détaillées. De plus, l'acquisition en trois dimensions donne la possibilité d'évaluer le cerveau dans tous les plans possibles. Ceci, tout en gardant des temps d'acquisition relativement courts compatibles avec une utilisation clinique.

L'utilisation d'un encéphale seul pour l'obtention d'images anatomiques présente un certain intérêt. En effet, en s'affranchissant des contraintes temps, et en pouvant placer cet encéphale dans une antenne type genou, on obtient des coupes plus fines (tableaux 3 et 4) et par conséquent des images d'une meilleure résolution (figures 53 a, 53b, 53a', 53b'). Il apparaît alors des structures anatomiques sur ces images qui n'étaient pas visibles sur des coupes plus grossières et donc moins précises. Cependant le temps d'acquisition long ne permet pas d'utiliser cette séquence pour la clinique, mais cela a permis de valider les images obtenues sur tête entière.

4.2. Limites techniques

L'anatomie de l'encéphale de cheval par IRM a déjà été publiée. Mais ces images étaient obtenues avec une IRM à bas champ.

L'utilisation d'une IRM de haut champ peut aussi être une limite dans la pratique clinique car c'est un matériel très onéreux et encore peu répandu en médecine vétérinaire. En effet, il existe seulement deux villes en France où l'utilisation d'une IRM de haut champ à usage vétérinaire est possible (Bordeaux : IRM d'humaine avec des créneaux dédiés à la clinique vétérinaire Aquivet, et Paris). Toutefois, ces protocoles

deviendront certainement de plus en plus accessibles à la médecine vétérinaire avec le temps.

4.3. IRM de diffusion

Une des limites de cette étude est le manque de modèle standardisé pour le placement des régions d'intérêt (ROI). Les ROI sont placées manuellement en se basant sur des critères subjectifs dont la reproductibilité n'a pas été montrée. De plus notre logiciel de reconstruction de fibres (Sisyphé) est adapté pour de la tractographie humaine dont l'acquisition ne se fait pas dans les mêmes conditions (positionnement, plans de coupe, ...). Nous avons eu, pour cette raison, des difficultés de recalage entre le volume anatomique sur lequel les fibres sont reconstruites et le volume FA (carte d'anisotropie) sur lequel les ROI ont été placées, c'est pour cela que nous n'avons retracé que quatre faisceaux de fibres.

Cependant les résultats de notre étude montrent que la reconstruction tractographique permet l'identification et la différenciation des fibres de substance blanche cérébrale chez le cheval sain *ex vivo* et que ces reconstructions sont comparables aux observations réalisées chez l'Homme.

Conclusion

Notre étude a montré la possibilité de réaliser des tracés tractographiques de la substance blanche du tissu cérébral du cheval sain. En effet, les observations réalisées sont en accord avec les descriptions anatomiques faites précédemment. Des améliorations dans l'acquisition de séquences de diffusion adaptées au Cheval sont cependant nécessaires afin de pouvoir, comme chez l'Homme, retracer des faisceaux plus fins de substance blanche par tractographie. Une des contraintes majeures est d'obtenir un très bon recalage entre IRM anatomique et séquence de tractographie.

Une fois ces contraintes résolues, ce travail pourra servir de base à l'élaboration d'un atlas tractographique du tissu cérébral du cheval, utile par la suite en médecine équine pour l'étude d'atteintes neurologiques chez le cheval.

AGREMENT SCIENTIFIQUE

En vue de l'obtention du permis d'imprimer de la thèse de doctorat vétérinaire

Je soussigné, Giovanni MOGICATO, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **Fabien LABELLE** intitulée « **Imagerie par Résonance Magnétique de diffusion dans l'évaluation du tissu cérébral du cheval.** » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 7 septembre 2016
Docteur Giovanni MOGICATO
Enseignant chercheur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse



Vu :
La Directrice de l'Ecole Nationale
Vétérinaire de Toulouse
Isabelle CHMITELIN




Vu :
Le Président du jury :
Professeure Isabelle BERRY



Faculté de Médecine Rangueil
Biophysique Médicale - CHU Rangueil
1, avenue Jean Poulhès - TSA 50032
31059 TOULOUSE Cedex

M. Fabien LABELLE
a été admis(e) sur concours en : 2011
a obtenu son diplôme d'études fondamentales vétérinaires le : 25/06/2015
a validé son année d'approfondissement le : 13/07/2016
n'a plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.

Vu et autorisation de l'impression :
Président de l'Université
Paul Sabatier
Monsieur Jean-Pierre VINEL



Le Président de l'Université Paul Sabatier
par délégation,
La Vice-Présidente de la CFVU



Régine ANDRÉ-OBRECHT

Bibliographie

- [1] ARENCIBIA, A. et al. (2001), Magnetic resonance imaging of the normal equine brain. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 42: 405–408.
- [2] BEAULIEU C., 2002. The basis of anisotropic water diffusion in the nervous system - a technical review. *NMR in Biomedicine*. Novembre 2002. Vol. 15, n° 7-8, pp. 435-455.
- [3] CATANI, M and THIEBAUT DE SCHOTTEN, M, (2008). A diffusion tensor imaging tractography atlas for virtual in vivo dissections. *Cortex*. September 2008. Vol. 44, no. 8, p. 1105–1132.
- [4] CASSOL E. , J. P. Ranjeva , D. Ibarrola , C. Mekies , C. Manelfe , M. Clanet et I. Berry (2004). Diffusion tensor imaging in multiple sclerosis: a tool for monitoring changes in normal-appearing white matter.
- [5] CERCIGNANI M. et al., (2001). Mean diffusivity and fractional anisotropy histograms of patients with multiple sclerosis. *Neuroradiol* 22(5): 952-8.
- [6] Corps humain : www.corpshumain.ca
- [7] CRIVANI PV. Advanced imaging of the nervous system in the horse. *Vet Clin North Am Equine Pract* 2011; 27:439–453.
- [8] DEVIERS A., Ressource pédagogique moodle A2, adapté de <https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/16-5-the-coordination-and-gait-exams/>
- [9] DEVIERS A, Ressource pédagogique moodle A2, adapté de BARONE, R., BORTOLANI, R., (2004). *Anatomie Comparée des Mammifères Domestiques – Tome 6 : Neurologie / Système Nerveux Central*. Paris : Vigot, 2004, 652p.
- [10] DEVIERS A, Ressource pédagogique moodle A2, adapté de FREDERIC H. et al, *Human Anatomy (7th Edition)*

- [11] DEVIERS A, Ressource pédagogique moodle A2
- [12] DEVIERS A, Evaluation morphologique des lésions nerveuses induites par un produit chimique : validation chez le rat. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse - ENVT, 2013, 79 p.)
- [13] DEVIERS A, Ressource pédagogique moodle A2, adapté de http://lyrobossite.free.fr/Structure_II_L'axone.htm
- [14] DYCE K., SACK W., WENSING C.J.G, Textbook of Veterinary Anatomy, 4th Edition, 2010, 864p
- [15] FALQUE L (2010). IRM du carpe chez le cheval : images de références. Thèse de doctorat vétérinaire, Faculté de médecine de Créteil, 62p.
- [16] GRAULIERES, E., LOTTERIE J.A., CASSOL E., GERDELAT A., (2009). "Relevance of the skewness index in DTI exploration of multiple sclerosis " *Magn Reson Mater Phy* 22:89-100 .
- [17] HACKING, C., GAILLARD, F. and al. 1.5T vs 3T. Disponible sur : <http://radiopaedia.org/articles/15t-vs-3t> (consulté le 12/07/2016).
- [18] KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. and GERMAIN, P., (2011). Comprendre l'IRM - Manuel d'auto-apprentissage, Chapitre 3 : Les phénomènes de relaxation. 7ème édition. Issy-les-moulineaux : Elsevier Masson 389p. ISBN 978-2-294-71044-5.
- [19] LACROIX D. (2008). Encéphale du chien : réalisation de coupes IRM chez l'animal sain. Contribution à l'élaboration d'un atlas de référence. Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse 3, 206p.
- [20] LE BIHAN, D. (2006). "Looking into the functional architecture of the brain with diffusion MRI." *International Congress Series* 1290: 1-24.
- [21] MAHEUT M., VELEINE T. (2006) IRM : différenciation des gammes, diversification des applications ! *J. Radiol*,87, 910-918

- [22]** MONTEIL S. (2015). Encéphale du cheval sain : Comparaison coupes anatomiques et images par résonance magnétique haut champ 3, Thèse de doctorat vétérinaire, Toulouse 3, 101p.
- [23]** NILLSON M., VAN WESTEN D et al. The role of tissue microstructure and water exchange in biophysical modelling of diffusion in white matter. Magn Reson Mater Phys Biol Med(2013)
- [24]** NIMSKY C. et al. (2006a). Implementation of fiber tract navigation. Neurosurgery 58
- [25]** NIMSKY C., GANSLANDT O., HASTREITER P. et al. (2005a). Preoperative and intraoperative diffusion tensor imaging-based fiber tracking in glioma surgery. Neurosurgery 56(1): 130-7; discussion 138
- [26]** PLATZER W., KAHLE W., (2011). Atlas de poche d'anatomie Tome 3. LAVOISIER MEDECINE SCIENCES, 910 p.
- [27]** ROCK, Klaus-Dieter Budras; W. O. Sack; Sabine, 2001. Anatomy of the Horse: An Illustrated Text by Klaus-Dieter Budras. 3rd edition. Iowa State Press.
- [28]** SCHILD, Hans H., 1997. Made easy MRI. 2. Aufl. S.I. : Schering. Schering Diagnostika.
- [29]** SHORES, A. Now and future advanced imaging techniques. Veterinary Clinics of North America: Small animal Practice, 1993
- [30]** Siemens healthcare <https://www.healthcare.siemens.fr/>)
- [31]** SISSON AND GROSSMAN'S, The Anatomy of the Domestic Animals, volume 1.
- [32]** SOARES JM, MARQUES P, ALVES V, SOUSA N. A hitchhiker's guide to diffusion tensor imaging. Frontiers in Neuroscience. 2013(7 MAR)
- [33]** TENSAOUTI et al., 2008 European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology (ESMRMB)

[34] TESSIER C., BRÜHSCHWEIN A., LANG J., KONAR M., WILKE M., BREHM W., KIRCHER P. (2013). Magnetic resonance imaging features of sinonasal disorders in horses, *Vet Radiol & Ultrasound*, 54, 54-60

[35] THOAMS A. L., SCHRAMME M. C., LEPAGE O. M. and SEGARD E. M. (2016), Low-field magnetic resonance imaging appearance of postarthroscopic magnetic susceptibility artifacts in horses. *Vet Radiol Ultrasound*.

[36] THOMSON, C. E. KORNEGAY, *Magnetic Resonance Imaging – a general overview of principles and examples in veterinary neurodiagnosis*, *Vet. Radiol. Ultrasound*, 1993

[37] TUCKER R.L., GAVIN P.R. (1996). Brain imaging, *Vet. Clin. North Am. Small Anim Pract.*, 26, 735-758

[38] Wikipedia, https://fr.wikipedia.org/wiki/Anatomie_du_cheval

Toulouse, 2016

NOM : LABELLE

PRENOM : FABIEN

TITRE :

Imagerie par Résonance Magnétique de diffusion dans l'évaluation du tissu cérébral du Cheval.

RESUME :

L'objectif de cette thèse était de montrer la faisabilité de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) de diffusion chez le Cheval sain afin d'en évaluer le tissu cérébral.

Dans une première partie sont rappelés l'anatomie de l'encéphale, les principes physiques à l'origine du signal RMN et de la diffusion ainsi que leur application dans l'exploration de l'encéphale à l'aide de la technique de l'IRM de diffusion.

La deuxième partie repose sur le protocole mis en place pour évaluer le tissu cérébral du Cheval en utilisant l'IRM de diffusion mis en place avec une IRM de 3.0 Tesla. Les objectifs, les matériels et méthodes, les résultats et la discussion basés sur les observations de la première partie sont alors présentés.

MOTS-CLES : IRM – Diffusion – Cerveau – Cheval – Tractographie

TITLE:

Use of Diffusion Weighted Magnetic Resonance Imaging (DW-MRI) for the evaluation of brain tissue of the horse

ABSTRACT :

The aim of this study is to show the feasibility of Diffusion Weighted Magnetic Resonance Imaging (DW-MRI) for the assessment of the horse's brain tissue.

Brain anatomy, physics principles of MR signal and diffusion and their use in the study of the brain during Diffusion Weighted Magnetic Resonance Imaging are detailed in the first part of this study.

The second part focuses on the experimental protocol performed with a 3 Tesla MRI and DW-MR Imaging in order to describe the brain tissue of the horse. Objectives, method, results and discussion are exposed and compared to the previously introduced observations.

KEY WORDS : MRI – Diffusion – Brain – Horse – Tractography