



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's version published in: <http://oatao.univ-toulouse.fr/26758>

To cite this version:

Pailloux, Ninon . *Imagerie de tenseur de diffusion de l'encéphale du dromadaire (Camelus dromedarius)*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse – ENVT, 2020, 112 p.

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

IMAGERIE DE TENSEUR DE DIFFUSION DE L'ENCEPHALE DU DROMADAIRE (*CAMELUS DROMEDARIUS*)

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

par

Ninon PAILLOUX

Née, le 25 Novembre 1994 à Tours (37)

Directeur de thèse : M. Giovanni MOGICATO

JURY

PRESIDENT :
Mme Isabelle BERRY

Professeure à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESSEURS :
M. Giovanni MOGICATO
Mme Alexandra DEVIERS

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

**Ministère de l'Agriculture et de l'Alimentation
ÉCOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE**

Directeur: Professeur Pierre SANS

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

- M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
- M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Pharmacologie - Thérapeutique*
- Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la Reproduction*
- Mme **CLAUW Martine**, *Pharmacie-Toxicologie*
- M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie Pathologique*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
- M. **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **SCHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

PROFESSEURS 1^o CLASSE

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des aliments*
- M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*
- Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des aliments d'Origine animale*
- Mme **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie Vétérinaire*
- M. **DUCOS Alain**, *Zootéchnie*
- M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **GUERIN Jean-Luc**, *Aviculture et pathologie aviaire*
- Mme **HAGEN-PICARD, Nicole**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- Mme **TRUMEL Catherine**, *Biologie Médicale Animale et Comparée*

PROFESSEURS 2^o CLASSE

- Mme **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
- Mme **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
- M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
- Mme **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique, animaux d'élevage*
- Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
- M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*
- M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
- M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales (ruminants)*

PROFESSEURS CERTIFIÉS DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

- Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*
- M. **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

MAÎTRES DE CONFÉRENCES HORS CLASSE

- M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*

Mise à jour au 01/01/2020

- Mme **CABRE Christèle**, Biologie cellulaire et moléculaire
- M. **JARD Jean-Philippe**, Pharmacie et Toxicologie
- M. **LEAUME Pascal**, Statistiques biologiques et mathématiques
- M. **MARTIN-DUBAI**, Pathologie chirurgicale
- Mme **REYNARD Anne-Sophie**, Anatomie
- Mme **REYNARD Nathalie**, Anatomie
- M. **VERGÈRE Raphaël**, Microbiologie et infectiologie

MATRIÈRE DE CONFIANCE (niveau vétérinaire)

- M. **ABRAHAM Eric**, Pathologie chirurgicale
- Mme **BENARD-BRET Lydie**, Physique et Chimie biophysiques et moléculaires
- Mme **BIBBIE Sophie**, Hygiène et industrie des produits vétérinaires d'origine animale
- Mme **BOURDIER Emeline**, Parasitologie, maladies parasitaires
- M. **COMBARD Fabrice**, Imagerie médicale
- M. **COMBARD Fabrice**, Pathologie des animaux
- Mme **CAMILLÉ Hélène**, Immunologie, Bactériologie-Pathologie infectieuse
- Mme **MARTIN-LAURE**, Hygiène et industrie des produits
- Mme **DEVERGÈRE Alexandra**, Anatomie-Imagerie
- M. **DOUET Jean-François**, Ophtalmologie vétérinaire et comparée
- Mme **FERREIRA Ruth**, Physiologie
- Mme **GRIGNAT Fabrice**, Biologie médicale animale
- Mme **JONATHAN GARNIER**, Anatomie - Imagerie
- Mme **LELLERMAN Emeline**, Chirurgie des équidés
- Mme **LEAUME Pascal**, Médecine interne
- M. **LE LÉVÉQUE Guillaume**, Médecine vétérinaire et santé de la faune sauvage
- M. **VERGÈRE Guillaume**, Santé de la santé animale
- M. **LEAUME Guillaume**, Parasitologie et maladies parasitaires
- Mme **REYNARD-COLLARD Patricia**, Pathologie Chirurgicale
- Mme **WILKINSON**, Élevage des canidés domestiques
- M. **WILKINSON Laurent**, Pathologie de la reproduction
- Mme **VALERIE Sophie**, Chirurgie des animaux de compagnie
- Mme **PAUL Martine**, Cytochimie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins
- M. **VERGÈRE Thomas**, Santé publique vétérinaire - Maladies animales réglementées
- Mme **MADET Adrien & Agnès**, Production et pathologie porcine

RECHERCHES ENVIRONNEMENT CONTRACTIONS

- M. **COMBARD-BENARD Fabrice**, Hygiène et industrie des produits
- M. **LEAUME Pascal**, Médecine interne
- Mme **DOUET Marie-Christine**, Ophtalmologie
- Mme **COMBARD Laure**, Pathologie des animaux

RECHERCHES ENVIRONNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELLE

- Mme **BURDIEUX Margaux**, Chirurgie des animaux de compagnie
- M. **CARTEAU Benjamin**, Anatomie-Imagerie médicale
- M. **COMBARD-BENARD Fabrice**, Cytochimie vétérinaire
- M. **GRIGNAT Nicolas**, Imagerie, Anatomie-Pathologie
- M. **JONATHAN GARNIER**, Médecine interne des animaux de compagnie
- M. **LELLERMAN Jean-François**, Gestion de la santé des animaux - Maladies infectieuses de précision
- M. **VERGÈRE Raphaël**, Alimentation animale

Remerciements

À Madame la Professeure Isabelle Berry,

Professeure à l'Université Paul Sabatier de Toulouse et Praticien Hospitalier

*Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse,
Hommages respectueux.*

À Monsieur le Professeur Giovanni Mogenicato,

Professeur d'Anatomie – Imagerie Médicale à l'École Nationale Vétérinaire de
Toulouse

*Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter d'être mon directeur de thèse, pour le temps
précieux passé à mes côtés tout au long de ma scolarité et de mon travail de
recherche.*

À Madame la Docteure Alexandra Deviers,

Maître de Conférences en Anatomie – Imagerie Médicale à l'École Nationale
Vétérinaire de Toulouse

*Pour avoir accepté d'être assesseur de ma thèse, pour votre disponibilité et votre
soutien.*

Sommaire

Introduction	15
1. Anatomie générale de l'encéphale.....	17
1.1. Introduction	17
1.2. Le cerveau	18
1.3. Le cervelet	19
1.4. Le tronc cérébral.....	19
1.5. Description microscopique et histologique	20
1.5.1. Les neurones	20
1.5.2. Les cellules gliales – la neuroglie	21
1.6. La substance blanche et la substance grise.....	22
2. Anatomie de la substance blanche.....	25
2.1. Les fibres de projection.....	25
2.1.1. La capsule interne	26
2.1.2. Les capsules externe et extrême.....	27
2.1.3. Les faisceaux du système pyramidal.....	27
2.1.3.1. Le faisceau cortico-spinal	28
2.1.3.2. Le faisceau cortico-bulbaire.....	28
2.1.3.3. Le faisceau cortico-pontique.....	30
2.1.4. Les faisceaux extra-pyramidaux	30
2.1.4.1. Vestibulo-spinal	30
2.1.4.2. Olivo-spinal	31
2.1.4.3. Réticulo-spinal	31
2.1.4.4. Rubro-spinal	31
2.1.4.5. Tecto-spinal	32
2.1.5. Les faisceaux cérébelleux	33
2.1.5.1. Les faisceaux cortico-cérébelleux.....	33
2.1.5.2. Les faisceaux spino-cérébelleux.....	34
2.1.6. Les radiations thalamiques	35
2.2. Les fibres commissurales	36
2.2.1. Le corps calleux.....	36
2.2.2. La commissure antérieure	37
2.2.3. La commissure postérieure	38
2.2.4. Le fornix	39
2.3. Les fibres associatives.....	41
2.3.1. Faisceau unciné.....	42
2.3.2. Cingulum.....	42
2.3.3. Le faisceau longitudinal supérieur	43
2.3.4. Le faisceau longitudinal inférieur	44
2.3.5. Le faisceau occipital vertical	45
2.3.6. Le faisceau fronto-occipital inférieur.....	45
2.3.7. Le faisceau fronto-occipital supérieur	46
3. Fonctionnement de l'IRM	47

3.1.	Introduction, autour de l'atome d'hydrogène	47
3.2.	La résonance magnétique nucléaire.....	48
3.2.1.	Mouvements de précession et fréquence de Larmor en IRM.....	49
3.2.2.	Notion d'équilibre	50
3.2.3.	Perturbation de l'équilibre	51
3.2.4.	Quel rapport avec la physique quantique ?	53
3.3.	Le phénomène de relaxation	56
3.3.1.	La relaxation longitudinale ou T1, la relaxation « spin-réseau ».....	56
3.3.2.	La relaxation transversale ou T2, la relaxation « spin-spin ».....	58
3.4.	Mesure du signal RMN et notion de séquence écho de spin	59
3.5.	Codage spatial du signal RMN	62
3.5.1.	Quelques définitions	62
3.5.2.	Localisation spatiale du signal.....	63
3.5.2.1.	Les gradients de champ magnétique.....	63
3.5.2.2.	La sélection de plan de coupe.....	64
3.5.2.3.	Le codage en fréquence	65
3.5.2.4.	Le codage en phase	66
3.5.3.	Acquisition de l'image et plan de Fourier.....	68
3.5.3.1.	Notion de Transformée de Fourier et de fréquence spatiale	68
3.5.3.2.	Acquisition d'une image 2D	69
3.6.	Reconstruction de l'image et notion de contraste.....	70
3.6.1.	L'espace K.....	70
3.6.2.	Remplissage linéaire de l'espace K.....	71
3.6.3.	Le contraste en IRM	72
3.6.3.1.	Influence des temps de répétition et d'écho	72
3.6.3.2.	Pondération en T1 et en T2.....	73
4.	Imagerie de diffusion.....	75
4.1.	Principe de diffusion	75
4.2.	Principe de l'imagerie de diffusion	75
4.2.1.	Utilisation des gradients de diffusion	76
4.2.2.	Pondération en diffusion	77
4.2.3.	Coefficient de Diffusion Apparent (CDA)	78
4.3.	Imagerie de tenseur de diffusion et son application à la tractographie de substance blanche	80
5.	Contribution expérimentale	83
5.1.	Objectifs.....	83
5.2.	Matériels et méthodes	83
5.2.1.	Animaux.....	83
5.2.2.	Procédures et acquisition des images.....	83
5.2.3.	IRM de diffusion.....	84
5.2.4.	Traitements des données	85
5.2.5.	Dissection de la substance blanche d'après la Méthode de Klingler.....	85
5.3.	Résultats.....	86
5.3.1.	Tractographie encéphale complet	86
5.3.2.	Le cingulum	87

5.3.3.	Le corps calleux.....	88
5.3.4.	La capsule interne	89
5.3.5.	Le fornix	90
5.3.6.	Superposition des quatre faisceaux.....	91
6.	Discussion.....	93
6.1.	Critique des tracés tractographiques	93
6.1.1.	Le cingulum	93
6.1.2.	Le corps calleux.....	94
6.1.3.	La capsule interne	95
6.1.4.	Le fornix	96
6.2.	Les limites de notre étude.....	97
6.2.1.	Les limites de l'imagerie de tenseur de diffusion	97
6.2.2.	Une étude post-mortem	98
6.3.	La tractographie et les maladies neurodégénératives du Dromadaire ..	99
7.	Conclusion	101
	Références bibliographiques.....	105

Table des illustrations

Figures

<u>Figure 1</u> : Description anatomique selon le développement embryologique a) de l'encéphale et b) du tronc cérébral chez le chien (7)	17
<u>Figure 2</u> : Vésicules embryologiques d'après De Lahunta et al., 2009 (9)	18
<u>Figure 3</u> : Description macroscopique de l'encéphale humain d'après Kamina et al., 2009 (12).....	19
<u>Figure 4</u> : Organisation schématique d'un neurone	21
<u>Figure 5</u> : Position de la substance blanche et de la substance grise sur une coupe transversale de cerveau de Dromadaire, d'après Abedellaah et al., 2015 (14).....	22
<u>Figure 6</u> : Schéma des différentes catégories de substance blanche d'après De Lahunta et al., 2009 (9).....	23
<u>Figure 7</u> : Tracés tractographiques de la corona radiata a) vue latérale gauche b) vue dorso-ventrale (17).....	25
<u>Figure 8</u> : Schéma de l'anatomie de la capsule interne	26
<u>Figure 9</u> : Schéma de l'anatomie de la capsule interne, externe et extrême.	27
<u>Figure 10</u> : Tracés tractographiques du faisceau cortico-spinal a) vue latérale droite b) vue dorso-ventrale c) vue antéro-postérieure (25)	28
<u>Figure 11</u> : Trajet anatomique du faisceau cortico-bulbaire depuis le cortex moteur jusqu'aux muscles effecteurs, d'après (Kamina et al.,2009) (12)	29
<u>Figure 12</u> : Tracés tractographiques du faisceau rubro-spinal a) vue latérale droite b) vue antéro-postérieure c) vue dorso-ventrale (25).....	32
<u>Figure 13</u> : Relai des faisceaux extra-pyramidaux au niveau de la moelle spinale d'après Kamina et al., 2009 (12).....	32
<u>Figure 14</u> : Trajets anatomiques des faisceaux cérébelleux afférents et efférents (28)	33
<u>Figure 15</u> : Tracés tractographiques des faisceaux cérébelleux a) en vue latérale gauche b) en vue antéro-postérieur (17)	34
<u>Figure 16</u> : Tracés tractographiques des radiations thalamiques a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue antéro-postérieure (25)	35
<u>Figure 17</u> : Anatomie du corps calleux (15)	36
<u>Figure 18</u> : Tracés tractographiques du corps calleux a) en vue latérale droite et b) en vue dorso-ventrale (17).....	37

<u>Figure 19</u> : Tracés tractographiques de la commissure antérieure a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue antéro-postérieure (25)	38
<u>Figure 20</u> : Tracés tractographiques de la commissure postérieure a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue antéro-postérieure (25)	38
<u>Figure 21</u> : Anatomie du fornix d'après Kamina et al., 2009 (12).....	40
<u>Figure 22</u> : Tracés tractographiques du fornix a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17)	40
<u>Figure 23</u> : Schéma anatomique d'une partie des faisceaux d'association a) sur une vue latérale et b) sur une vue médiale d'après Kamina et al., 2009 (12).....	41
<u>Figure 24</u> : Tracés tractographiques du faisceau unciné en a) vue latérale gauche b) vue dorso-ventrale et c) vue postéro-antérieure (17).....	42
<u>Figure 25</u> : Tracés tractographiques du cingulum a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17)	43
<u>Figure 26</u> : Tracés tractographiques du faisceau longitudinal supérieur a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17).....	44
<u>Figure 27</u> : Tracés tractographiques du faisceau longitudinal inférieur a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17).....	44
<u>Figure 28</u> : Tracés tractographiques du faisceau fronto-occipital inférieur a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17).....	45
<u>Figure 29</u> : Moment magnétique S (spin) et vecteur d'aimantation microscopique μ (42)	47
<u>Figure 30</u> : Moment magnétique élémentaire d'un atome (42)	48
<u>Figure 31</u> : Effet de l'application d'un champ magnétique externe B_0 (43)	49
<u>Figure 32</u> : Mouvement de toupie décrit par un proton soumis au champ magnétique externe B_0 (43)	50
<u>Figure 33</u> : Apparition de la composante longitudinale M_{z0} et « dispersion » des composantes transversales élémentaires ($M_{xy0}=0$) (43)	51
<u>Figure 34</u> : Orientations parallèles et anti-parallèles des protons placés dans un champ magnétique B_0 (43).....	52
<u>Figure 35</u> : Mouvement de double précession du vecteur d'aimantation macroscopique M (43)	52
<u>Figure 36</u> : a) Impulsion de 90° et bascule de M dans le plan xOy , b) impulsion de 180° et inversion de M (43).....	53

<u>Figure 37</u> : Spins à leur état d'équilibre au niveau d'énergie E_1 à l'origine d'un vecteur d'aimantation macroscopique M aligné sur B_0 (43).....	54
<u>Figure 38</u> : Impulsion RF de 90° et disparition de la composante longitudinale alors que M_{xy} est maximale (43).....	54
<u>Figure 39</u> : Impulsion RF de 180° : passage de tous les spins sur le niveau d'énergie E_2 et inversion de la composante longitudinale (43).....	55
<u>Figure 40</u> : Rephasage des spins et apparition de la composante transversale M_{xy} (43)	55
<u>Figure 41</u> : Interaction entre l'onde RF et les protons placés dans un champs B_0 (45)	56
<u>Figure 42</u> : Courbe exponentielle de repousse de l'aimantation longitudinale en fonction du T_1 (45).....	57
<u>Figure 43</u> : Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T_2 (45).....	59
<u>Figure 44</u> : Trajectoire du vecteur d'aimantation macroscopique M lors de la relaxation (45)	60
<u>Figure 45</u> : Réception du FID par l'antenne et transformation en un signal électrique mesurable (45).....	60
<u>Figure 46</u> : Notions de $T_2^* = T_2$ (inhomogénéités du champ d'origine moléculaire) + inhomogénéités propres et constantes du champs externe B_0 (45)	61
<u>Figure 47</u> : Notion de champ de vue, de matrice, de voxel et de pixel (47).....	63
<u>Figure 48</u> : Superposition du gradient de champ de magnétique au champ principal B_0 (47)	64
<u>Figure 49</u> : Sélection d'un plan de coupe a) en P_4 ($\omega_r = \omega_0$) et b) en P_2 ($\omega_r = -\omega_2$) (47).....	65
<u>Figure 50</u> : Application d'un gradient G_ω et codage en fréquence (47).....	66
<u>Figure 51</u> : Application du gradient de codage en phase G_p (47)	67
<u>Figure 52</u> : Chronogramme de la séquence d'écho de spin (47).....	67
<u>Figure 53</u> : Décomposition d'un signal quelconque par la transformée de Fourier (50)	68
<u>Figure 54</u> : Transformée de Fourier et passage d'une amplitude par rapport au temps à une amplitude par rapport à la fréquence (50).....	68
<u>Figure 55</u> : Principe d'acquisition des données d'un plan de coupe (47).....	69
<u>Figure 56</u> : Chronogramme presque complet de la séquence d'écho de spin (47) ...	69

<u>Figure 57</u> : Plan de Fourier en IRM a) image dans le plan de Fourier b) image obtenue après double transformée de Fourier c) image obtenue à partir de la zone centrale du plan de Fourier et d) image obtenue à partir la périphérie du plan de Fourier (50)	71
<u>Figure 58</u> : Image obtenue en fonction du remplissage du plan de Fourier (50)	72
<u>Figure 59</u> : Coupe axiale de cerveau humain en pondération T1 et T2 (52)	74
<u>Figure 60</u> : Mouvement brownien de quatre particules ayant toutes le même point d'origine (53)	75
<u>Figure 61</u> : Notion a) d'isotropie et b) d'anisotropie de diffusion (54).....	76
<u>Figure 62</u> : Rajout de gradient de diffusion dans la séquence EPI-SE (54).....	77
<u>Figure 63</u> : Détermination du facteur b (54)	78
<u>Figure 64</u> : Calcul du CDA (54).....	79
<u>Figure 65</u> : Représentation de la diffusion par une ellipse et ses trois valeurs propres ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$) (54).....	80
<u>Figure 66</u> : Critères d'arrêts des algorithmes de tractographie utilisant la méthode de DTI (10).....	81
<u>Figure 67</u> : Lésion tumorale en a) pondération en T2, b) en imagerie de tenseur de diffusion et c) en tractographie (59)	82
<u>Figure 68</u> : Tête du Dromadaire et découpe de la boîte crânienne pour en extraire le cerveau	83
<u>Figure 69</u> : IRM du CHU de Purpan.....	84
<u>Figure 70</u> : Tracés tractographiques complet de l'encéphale de Dromadaire a) vue rostro-caudale b) vue latérale droite et c) vue latérale gauche.....	86
<u>Figure 71</u> : Tracés tractographiques du cingulum a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale.....	87
<u>Figure 72</u> : Photo de la dissection anatomique du Cingulum selon la méthode de Klingler, en coupe sagittale.....	87
<u>Figure 73</u> : Tracés tractographiques du corps calleux a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale.....	88
<u>Figure 74</u> : Photo de la dissection anatomique du corps calleux selon la méthode de Klingler, en coupe sagittale.....	88
<u>Figure 75</u> : Tracés tractographiques de la capsule interne a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale	89

<u>Figure 76</u> : Photo de la dissection anatomique de la capsule interne selon la méthode de Klinger, en coupe sagittale.....	89
<u>Figure 77</u> : Tracés tractographiques du fornix a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale.....	90
<u>Figure 78</u> : Photo de la dissection anatomique du fornix selon la méthode de Klinger, en coupe sagittale.....	90
<u>Figure 79</u> : Tracés tractographiques du cingulum (vert), du corps calleux (rouge), du fornix (rose) et de la capsule interne (vert) a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale.....	91
<u>Figure 80</u> : Comparaison des tracés tractographiques du cingulum a) chez l'homme et b) chez le Dromadaire, A) Vue dorso-ventrale B) Vue latérale droite.....	93
<u>Figure 81</u> : Comparaison des tracés tractographiques du corps calleux a) chez l'homme et b) chez le Dromadaire, A) Vue dorso-ventrale B) Vue latérale droite	94
<u>Figure 82</u> : Comparaison des tracés tractographiques de la capsule interne a) chez l'homme et b) chez le Dromadaire, A) Vue dorso-ventrale B) Vue latérale gauche ..	95
<u>Figure 83</u> : Comparaison des tracés tractographiques de la capsule interne a) chez l'homme et b) chez le Dromadaire, A) Vue dorso-ventrale B) Vue latérale gauche ..	96
<u>Figure 84</u> : Comparaison entre les tracés tractographiques de l'encéphale humain et du Dromadaire	97

Tableaux

<u>Tableau 1</u> : Choix du TR et du TE dans la pondération en T1 et en T2	74
<u>Tableau 2</u> : Contraste en fonction de la nature du tissu nerveux et de la pondération de séquence	74
<u>Tableau 3</u> : Paramètres utilisés pour la séquence IRM de diffusion.....	84

Liste des abréviations

2D : Deux Dimensions
3D : Trois Dimensions
CDA : Coefficient de Diffusion Apparent
DTI : *Diffusion Tensor Imaging* – Imagerie par tenseur de diffusion
DTT : *Diffusion Tensor Tractography* – Tractographie par Tenseur de Diffusion
ENVT : École Nationale Vétérinaire de Toulouse
EPI-SE : *Echo Planar Imaging – Spin Echo*
ESB : Encéphalopathie Spongiforme Bovine
FA : Fraction Anisotropie
FFOI : Faisceau Fronto-Occipital Inférieur
FID : *Free Induction Decay* – Induction Libre
FLI : Faisceau Longitudinal Inférieur
FLS : Faisceau Longitudinal Supérieur
FOV : *Field Of View* – Champ de reconstruction
GSS : *Slice Selection Gradient* – Gradient de sélection de coupe
Gx : Gradient de fréquence
Gy : Gradient de codage de phase
Gz : Gradient de sélection de coupe
HARDI : *High Angular Resolution Diffusion Imaging* – Imagerie par diffusion à haute résolution angulaire
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
LCS : Liquide Cérébro-Spinal
MCJ : Maladie de Creutzfeldt Jakob
Nex : Nombre d'excitations
Np : Nombre de lignes
PrP^c : *Prion Protein Classic* – Protéine du Prion normale
PrP^{Sc} : *Prion Protein Scrapie* – Protéine Prion pathologique
QBI : *Q-Ball Imaging* – Imagerie Q-Ball
RF : Radio-Fréquence
RMN : Résonance Magnétique Nucléaire
ROI : *Region Of Interest* – Région d'Intérêt
SG : Substance Grise
TE : Temps d'écho
ToNIC : Toulouse Neuro Imaging Center
TR : Temps de répétition
UMR : Unité Mixte de Recherche

Introduction

Le **Dromadaire**, *Camelus dromedarius*, est un mammifère artiodactyle appartenant à la famille des camélidés et à l'espèce des chameaux. Domestiqué au **Moyen-Orient** puis introduit en Afrique du Nord au début de l'ère chrétienne, il a rendu de très nombreux services à l'homme et surtout aux populations nomades par la production de son cuir, de son lait et de sa viande mais aussi pour le travail agricole. Rapidement de nouvelles formes d'utilisation du Dromadaire ont vu le jour avec notamment l'apparition de **courses**, un sport devenu traditionnel dans les pays du Moyen-Orient et plus particulièrement aux Émirats Arabes Unis. Les Dromadaires y sont considérés comme des **sportifs** de haut niveau, parcourant entre 4 et 20 km par course, à la vitesse moyenne de 9,5 m/s.

Ainsi, la recherche scientifique s'est tournée vers la formation de Dromadaires plus **rapides** et plus **endurants** (1). Face à cet intérêt grandissant on comprend que le Dromadaire, au même titre que le cheval ou la vache, puisse faire l'objet d'**examens complémentaires** telle que l'**Imagerie par Résonance Magnétique** (IRM).

Aujourd'hui, l'IRM est l'examen de choix dans l'**évaluation des tissus cérébraux** en médecine vétérinaire. Cet examen permet de distinguer avec une haute précision la **substance blanche** de la **substance grise** et de localiser une affection cérébrale. On voit également apparaître de nouvelles techniques comme l'**imagerie du tenseur de diffusion (DTI)**, qui permet de suivre les **trajets de substance blanche** *in vivo* et donc de détecter des anomalies de substance blanche.

L'évaluation du tissu cérébral du Dromadaire peut avoir un intérêt à la fois en tant qu'animal domestiqué et sportif de haut niveau mais également en tant que Mammifère sujet à des **maladies neurologiques** telle que la maladie à **prions**.

En 1996 débuta l'épidémie d'**encéphalopathie spongiforme bovine** (ESB ou maladie de la vache folle) au Royaume-Uni, une maladie neurodégénérative causée par la présence dans l'encéphale d'un agent infectieux transmissible non conventionnel ; le **prion**. L'agent infectieux est en fait une **protéine** cellulaire (PrP^c) devenue anormale (PrP^{Sc}), en s'accumulant dans le tissu nerveux elle entraîne une **spongiose** c'est-à-dire le développement de **vacuoles** dans le tissu cérébral (d'où le terme **spongiforme**).

Ceci est à l'origine d'une **perte neurale** proportionnelle au titre infectieux et à une prolifération d'astrocytes anormaux générant des troubles neurologiques comme une perte d'instinct grégaire, de l'agressivité ou encore une ataxie (2).

Lorsque ces prions sont transmis à l'homme on parle de la **Maladie de Creutzfeldt-Jakob** (MCJ) dont il existe trois formes principales ; une forme génétique, une forme sporadique et une forme infectieuse ou iatrogène puisqu'elle est auto-infligée (rite cannibale, greffes de cornée ou de dure-mère) (2).

Le diagnostic de la MCJ repose sur l'association de **signes cliniques** (myoclonie et démence) et **paracliniques** (présence de protéines prions dans le liquide cébrospinal et de complexes périodiques à l'électroencéphalogramme). Cependant, ces signes ne sont présents que dans 45 à 85% des cas (3).

Des études, dont l'une menée à Montpellier en 2007, ont montré l'intérêt majeur de l'**IRM** dans le diagnostic de cette maladie et plus particulièrement de l'**imagerie de diffusion**. Celle-ci révèle un **hyper-signal** bilatéral du **striatum** et du **cortex**, associés à une diminution du **Coefficient Apparent de Diffusion** (CDA) (4, 5, 6).

En 2018, des cas de maladies à prions ont été détectés chez des **Dromadaires** en Algérie. Les animaux présentant des signes compatibles avec la maladie ont été abattus. Une **analyse histologique** de leur cerveau a révélé des lésions compatibles avec la maladie à prions telle qu'une perte neuronale et une vacuolisation du tissu nerveux. Ces lésions se retrouvaient principalement sur la substance grise des régions sous-corticales comme le striatum, le pont et le thalamus. La substance blanche était rarement atteinte mais au vu des résultats obtenus par l'étude de Montpellier, il aurait été intéressant d'obtenir des images d'IRM de diffusion de ces cerveaux *post-mortem* (6).

Cela nécessite évidemment de s'assurer de la faisabilité de l'IRM de diffusion sur le tissu cérébral du Dromadaire, *post-mortem*.

1. Anatomie générale de l'encéphale

1.1. Introduction

Les variations anatomiques entre deux mammifères étant minimales, les descriptions faites dans les deux premières parties (1 et 2) s'appuieront sur l'anatomie de **l'encéphale humain** qui est le mieux décrit pour l'heure. Nous nous appuierons sur cette description par la suite, et tenterons de retrouver ces structures anatomiques chez le **Dromadaire**.

L'encéphale appartient au système nerveux central, il est recouvert par les méninges qui le protègent et permettent son maintien au sein de la boîte crânienne.

L'encéphale se divise en 3 parties ;

- **Ventro-caudalement** : le **tronc cérébral** en continuité avec la moelle spinale et rattaché au cerveau par les pédoncules cérébraux.
- **Dorsalement** au tronc cérébral : le **cervelet** composé de deux hémisphères latéraux séparés par le vermis. Il est rattaché au tronc cérébral par 3 pédoncules cérébelleux et séparé des hémisphères cérébraux par la fissure transverse.
- **Rostralement** : le cerveau constitué de deux **hémisphères cérébraux** séparés par la fissure longitudinale (7, 8).

Il existe une autre classification qui consiste à décrire l'encéphale selon 5 aires dérivées des vésicules embryologiques (Fig.2) ; le **Télencéphale**, le **Diencephale**, le **Mésencéphale**, le **Métencéphale** et le **Myélocéphale** (Fig.1) (7, 8).



Figure 1 : Description anatomique selon le développement embryologique a) de l'encéphale et b) du tronc cérébral chez le chien (7)

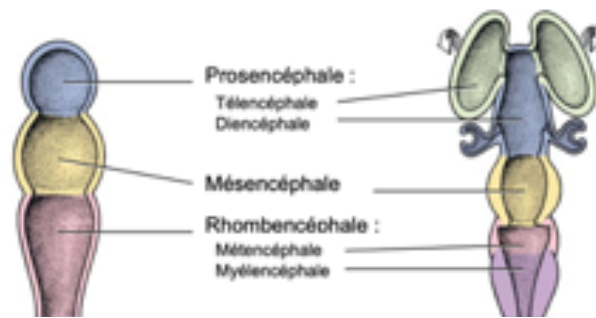


Figure 2 : Vésicules embryologiques d'après De Lahunta et al., 2009 (9)

1.2. Le cerveau

Le cerveau est composé de deux hémisphères cérébraux symétriques et séparés par le **sillon longitudinal**. Ces derniers sont parcourus en leur surface par des circonvolutions appelées *gyri* (8, 10, 11). On retrouve 3 principaux sillons, visibles sur la figure 3 :

- Le **sillon latéral**, anciennement appelé la scissure de Sylvius, qui sépare le lobe frontal du lobe temporal et au fond duquel on retrouve le lobe insulaire.
- Le **sillon central**, anciennement scissure de Rolando, qui sépare le lobe frontal (rostralement) du lobe pariétal (caudalement).
- Le **sillon pariéto-occipital** qui, comme son nom l'indique, sépare les lobes pariétaux et occipitaux.

Chaque hémisphère cérébral se compose de 6 lobes, partiellement décrits sur la figure 3 ;

- **Lobe frontal** : permettant chez l'homme le raisonnement, la planification, le langage, la mémoire et le contrôle moteur.
- **Lobe pariétal** : recevant les informations relatives au toucher et à l'orientation spatiale.
- **Lobe temporal** : sous le sillon latéral ; il contient les centres de l'audition, du goût et de la mémoire.
- **Lobe occipital** : regroupant les centres de la vision.
- **Lobe limbique** : il circonscrit le corps calleux et est le centre du système limbique impliqué, chez l'homme, dans les émotions.
- **Lobe insulaire** : très profond et caché par les lobes frontaux et temporaux (12).

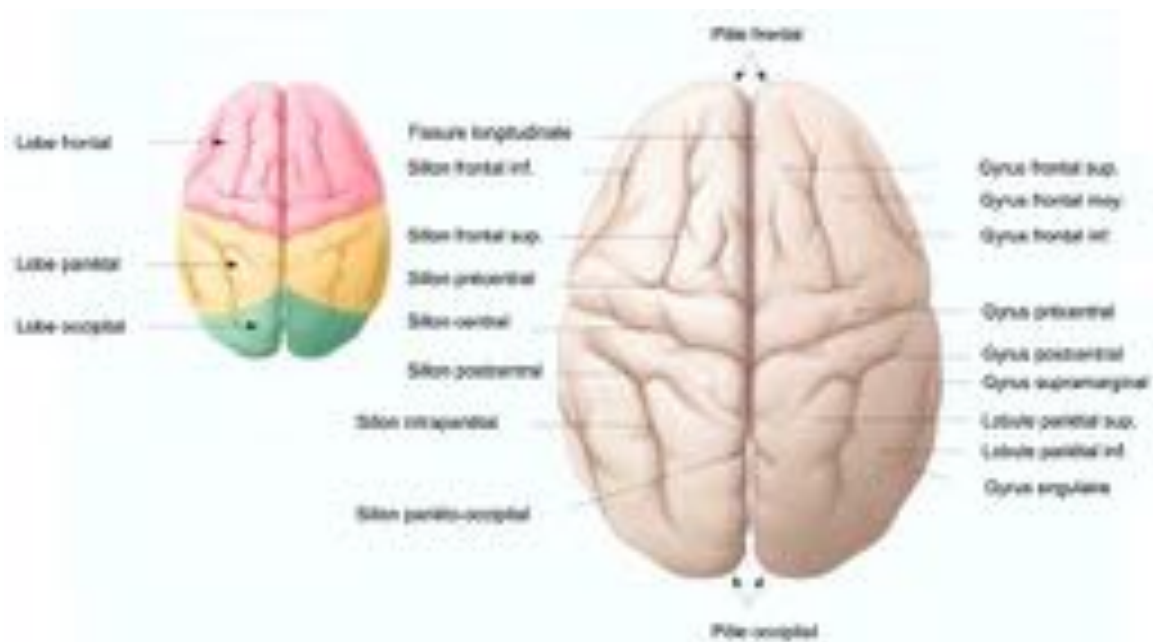


Figure 3 : Description macroscopique de l'encéphale humain d'après Kamina et al., 2009 (12)

1.3. Le cervelet

Le cervelet se trouve sur la face dorsale du tronc cérébral avec qui il est rattaché par trois **péduncules cérébelleux** (supérieur, médian et inférieur) alors qu'il est rattaché au cerveau par deux péduncules cérébraux (7, 8).

Il est composé de deux **hémisphères** cérébelleux séparés par le **vermis** et est recouvert de plis appelés des *folia*. Tout comme le cerveau, il est composé en surface de substance grise et en son centre de substance blanche. On retrouvera également la présence de 4 noyaux de substance grise au sein de la substance blanche : le noyau **fastigial**, le **globulus**, l'**envolus** et le **noyau denté** (12, 13).

Le cervelet joue un rôle essentiel dans le maintien de l'**équilibre** en assurant une bonne **coordination** de la contraction musculaire (7).

1.4. Le tronc cérébral

Le tronc cérébral correspond à la partie la plus caudale de l'encéphale, il est rattaché au cerveau par deux **péduncules cérébraux** et au cervelet par trois **péduncules cérébelleux**, décrits précédemment.

Il est composé, du plus crânial au plus caudal, de 3 parties :

- **La moelle allongée** : elle contient entre autres les pyramides (les fibres du faisceau cortico-spinal) et l'émergence de nombreux nerfs crâniens (VI à XII).
- **Le pont** : avec notamment les pédoncules cérébelleux et les noyaux pontiques qui sont le relais des voies cortico-ponto-cérébelleuses.
- **Le mésencéphale** : il se compose ventralement par les pédoncules cérébraux et dorsalement par le *tegmentum* mésencéphalique (7, 8, 12).

1.5. Description microscopique et histologique

A l'échelle microscopique on ne distingue que deux populations cellulaires au sein de l'encéphale ; les **neurones** et les **cellules gliales**. A ceci, s'ajoute évidemment le système vasculaire de l'encéphale. L'organisation histologiques de ces types cellulaires permet de distinguer la **substance grise** de la **substance blanche** (7, 8).

1.5.1. Les neurones

Le neurone est une cellule spécialisée dans la **communication** intercellulaire chargée de recevoir, de traiter puis de transmettre les informations de neurones en neurones jusqu'à un organe effecteur (un muscle par exemple) sous la forme d'influx nerveux. Les neurones ont tous la même composition, représentée sur la figure 4 :

- Un **corps cellulaire**, souvent sphérique, d'environ 20 micromètres et composé d'un noyau entouré de substance chromatophile. Les corps cellulaires sont regroupés en bordure d'encéphale pour former le **cortex cérébral** c'est-à-dire la **substance grise** du cerveau.
- **L'axone**, une structure tubulaire mesurant entre un millimètre et un mètre chez l'homme. Il se constitue de neurofibrilles, de mitochondries et est enrobé d'une gaine de myéline. Les axones se regroupent en faisceaux appelés des tractus cérébraux, d'organisation unidirectionnelle, formant la substance blanche (la couleur est donnée par les gaines de myélines). Les terminaisons axonales, aussi appelés les télodendrons, sont au contact de corps cellulaires, de dendrites ou bien d'organe effecteur (un muscle par exemple).

- **La gaine de myéline** est une couche protectrice formée par les prolongements des membranes des oligodendrocytes et vient enrober les axones. Cette gaine est interrompue à intervalles réguliers par les nœuds de Ranvier, qui permettent d'accélérer la propagation de l'influx nerveux.
- **Les dendrites** sont des prolongements cellulaires souvent multiples et courts, formant une arborisation autour du corps cellulaire. C'est le lieu d'entrée de l'information au niveau du corps cellulaire (7).

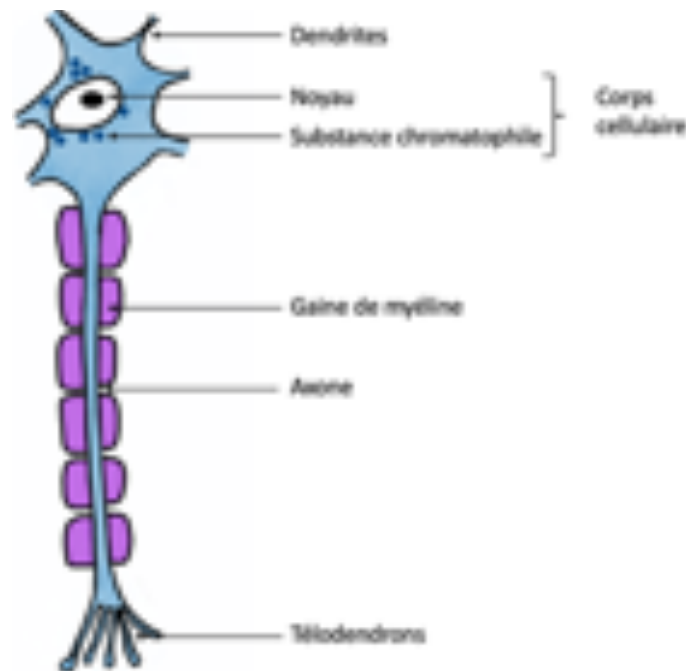


Figure 4 : Organisation schématique d'un neurone

1.5.2. Les cellules gliales – la neuroglie

La **neuroglie**, aussi appelée névroglie, correspond à l'ensemble des cellules gliales du système nerveux. Ces cellules sont 50 fois plus nombreuses que les neurones et établissent avec eux d'étroits rapports fonctionnels puisqu'elles leur fournissent un support mécanique et métabolique.

Parmi ces cellules gliales, on retrouve :

- **Les oligodendrocytes** qui peuvent être de type « **Inter-fasciculaires** », auquel cas ils ont pour rôle de myéliniser les axones et donc d'augmenter la vitesse de conduction du potentiel d'action.

- Ils peuvent aussi être de type « **Satellites** » et dans ce cas, permettre la régulation de l'environnement péri-neuronal des corps cellulaires et des vaisseaux sanguins.
- **Les astrocytes**, ils occupent la majorité de l'espace entre les neurones et les oligodendrocytes, dans les zones péri-vasculaires et sous méningées. Ils ont pour rôle de transporter les substances nutritives des capillaires sanguins jusqu'aux cellules nerveuses et de maintenir un environnement favorable à la transmission de potentiel d'action (12).
- **Les microgliocytes**, ce sont les macrophages résidents du système nerveux.
- **Les épendymocytes**, ils bordent le système ventriculaire de l'encéphale, sécrètent et détoxifient le liquide cérébro-spinal (7).

1.6. La substance blanche et la substance grise

On distingue dans le **parenchyme** de l'encéphale deux structures histologiques :

- **La substance blanche**, elle est majoritairement constituée par les axones des neurones mais elle contient également des astrocytes fibreux, des oligodendrocytes inter-fasciculaires, des microgliocytes ainsi que des vaisseaux sanguins (Fig. 5).
- **La substance grise** formée des corps cellulaires des neurones. Elle se trouve à la surface des hémisphères cérébraux et du cervelet ainsi que plus profondément dans les noyaux du tronc cérébral (Fig. 5).



Figure 5 : Position de la substance blanche et de la substance grise sur une coupe transversale de cerveau de Dromadaire, d'après Abedellaah et al., 2015 (14)

La substance blanche correspond à des faisceaux de fibres, elle permet le transfert des informations ascendantes et descendantes.

On peut reconnaître 3 grandes catégories de faisceau de substance blanche (Fig.6) :

- Les **fibres de projection** relient le cortex cérébral au thalamus, au tronc cérébral et à la moelle spinale. Elles forment ensemble la *corona radiata*.
- Les **fibres associatives** reliant les différents lobes d'un même hémisphère cérébral.
- Les **fibres commissurales** connectent les deux hémisphères cérébraux en certains points, de manière symétrique (10, 15).

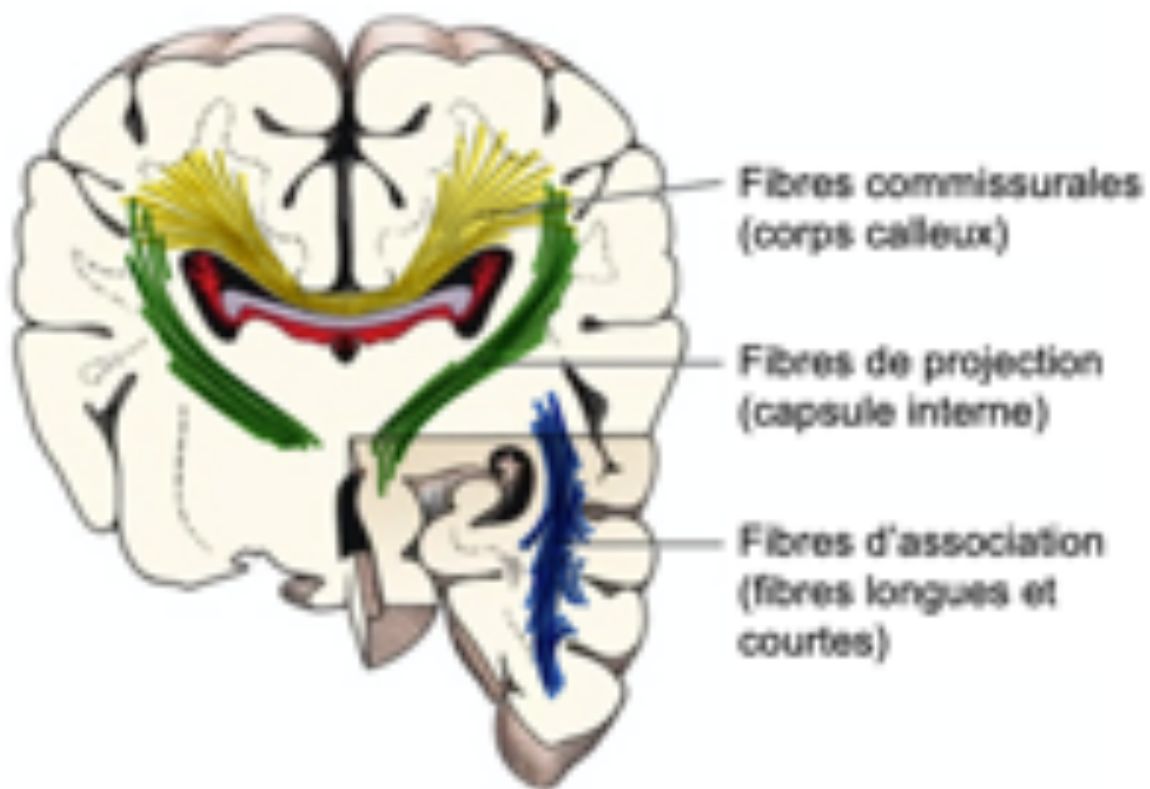


Figure 6 : Schéma des différentes catégories de substance blanche d'après De Lahunta et al., 2009
(9)

2. Anatomie de la substance blanche

2.1. Les fibres de projection

Les **faisceaux de projection** sont des faisceaux de longue portée qui interconnectent le cortex cérébral ou des régions sous-corticales à d'autres régions **distantes** telles que le thalamus, la moelle spinale ou encore le tronc cérébral.

Les faisceaux reliant le cortex au thalamus sont composés de fibres cortico-thalamiques d'une part et les thalamo-corticales d'autre part ; ensemble, elles forment les **radiations thalamiques** (cf. 2.1.7). Les faisceaux ayant une trajectoire cortico-sous corticale regroupe les projections du système pyramidal et du système extra pyramidal (10).

Les fibres de projections, qu'elles soient **efférentes** ou **afférentes** au cortex cérébral, forment la **couronne rayonnante** ou *corona radiata* (Fig. 7) en position sous-corticale dorsalement aux noyaux gris centraux. La *corona radiata* prend la forme d'un éventail dans chaque hémisphère cérébral, elle s'étend depuis les lobes frontaux et pariétaux supérieurs pour se condenser dans la capsule interne. Sur le plan transversal, elle est entrecoupée par les fibres du corps calleux (10, 16).

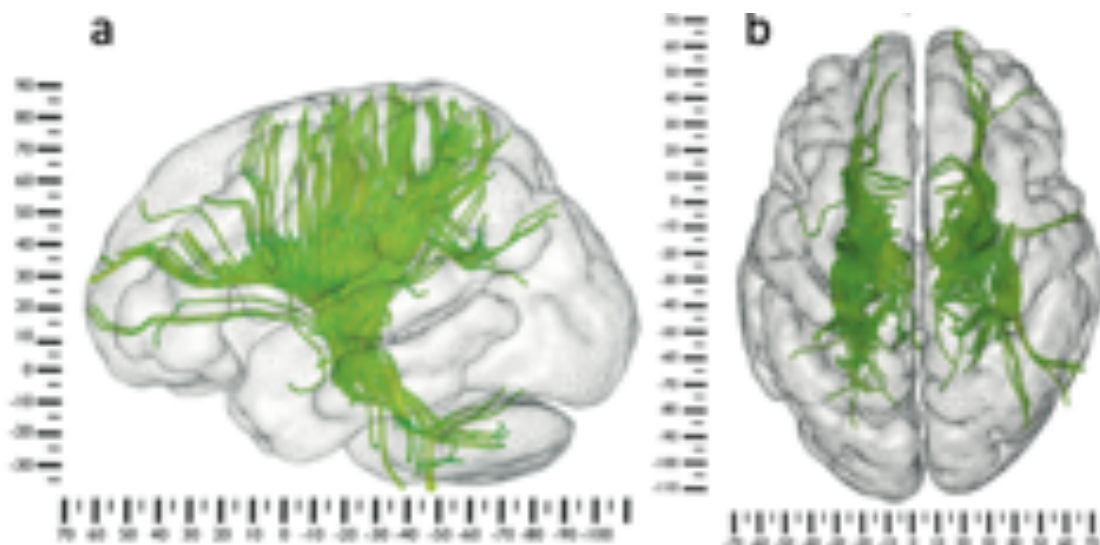


Figure 7 : Tracés tractographiques de la corona radiata a) vue latérale gauche b) vue dorso-ventrale (17)

Les fibres passent entre les noyaux gris centraux et forment trois capsules distinctes : la **capsule interne**, la **capsule externe** et la **capsule extrême**.

2.1.1. La capsule interne

Il s'agit d'un groupement de fibres passant entre le thalamus, le noyau caudé et le noyau lenticulaire (Fig.8) (18). Elle se compose de 5 parties décrites en figure 8 :

- **Le membre antérieur** : il sépare le noyau caudé médialement et le putamen (qui est la partie latérale du noyau lenticulaire) latéralement et contient le pédoncule thalamique antérieur, le faisceau fronto-pontin et les projections cortico-striées (13, 18).
- **Le membre postérieur** : situé médialement au noyau lenticulaire et latéralement au thalamus, il contient la partie postérieure du pédoncule thalamique supérieur, les faisceaux cortico-spinaux, cortico-rubriques, cortico-réticulaires et pariéto-pontiques (13, 18).
- **Le genu** : il forme une courbure en forme de V médialement au foramen interventriculaire (trou de Monro) et latéralement au *globus pallidus* du noyau lenticulaire (sa partie médiale). Il est formé d'une partie du pédoncule thalamique supérieur et de fibres cortico-bulbaires (13, 18).
- **La partie sub-lenticulaire** : passe sous le bord postérieur (caudal) du noyau lenticulaire. Elle est composée du pédoncule thalamique inférieur, de radiations auditives et l'origine des radiations optiques (13, 18).
- **La partie rétro-lenticulaire** : passe près du bord postérieur du noyau lenticulaire. C'est le passage du pédoncule thalamique postérieur et de fibres optiques (18).
- La limite médiale de la capsule interne est le **noyau réticulaire** du thalamus (18).

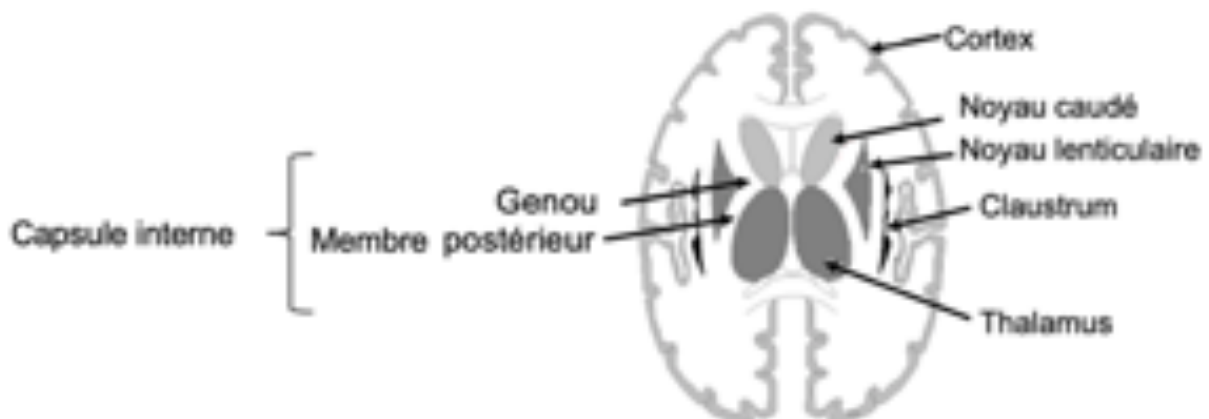


Figure 8 : Schéma de l'anatomie de la capsule interne

Les fibres de la capsule interne permettent de transporter des informations au-delà des noyaux gris centraux. Un des faisceaux les plus importants est le tractus cortico-spinal, qui transmet les informations du cortex moteur primaire aux motoneurones dans la corne ventrale de la moelle spinale (13).

2.1.2. Les capsules externe et extrême

La capsule externe est latérale à la capsule interne (Fig.9), elle est constituée de fibres passant entre le putamen du noyau lenticulaire (médial) et le claustrum (latéral) qui est une portion de substance grise (Fig. 8 et 9) (10). Elle contient des fibres d'association cortico-corticale comprenant entre autres les fibres cholinergiques. La capsule externe rejoint la capsule interne autour du noyau lenticulaire (Fig. 8 et 9) (19).

La capsule extrême est encore plus latérale que la capsule externe (Fig.9). Elle chemine entre le claustrum, situé médialement, et le cortex de l'insula situé latéralement (10).

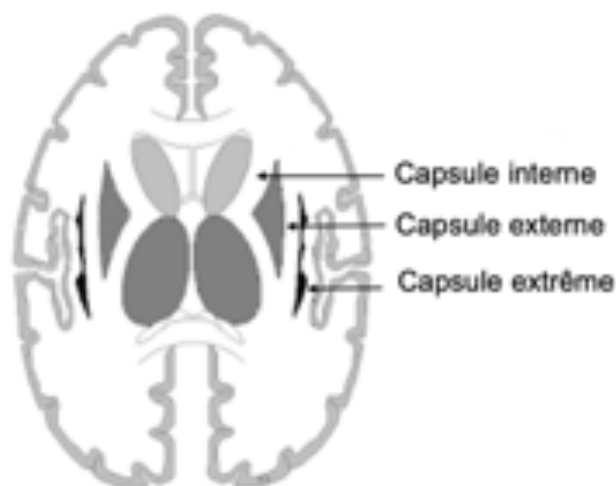


Figure 9 : Schéma de l'anatomie de la capsule interne, externe et extrême.

2.1.3. Les faisceaux du système pyramidal

Le système pyramidal est composé d'axones principalement responsables du contrôle de la **fonction motrice** de la face et des extrémités en rejoignant la moelle spinale par le faisceau **cortico-spinal**, ou le tronc cérébral par le faisceau **cortico-**

bulbaire. Le tractus pyramidal est constitué de plus d'un million de neuro-fibres dont 90% sont myélinisées (12, 13, 20)

2.1.3.1. Le faisceau cortico-spinal

Le faisceau cortico-spinal est composé de **fibres descendantes** qui stimulent les motoneurones de la moelle spinale responsables du déplacement des muscles axiaux. Ces mouvements sont contrôlés par la partie controlatérale du cerveau puisque la plupart des fibres de ce faisceau **décussent**.

Les fibres proviennent à 30% du cortex moteur primaire et à 30% du cortex pré-moteur et des zones motrices supplémentaires. Les 40% restants sont répartis entre le cortex somato-sensoriel, le lobe pariétal et le gyrus cingulaire. La plupart de ces fibres termineront principalement au niveau de synapses avec les interneurones mais quelques-unes feront relais avec les voies sensoriels de la corne dorsale (21–23).

Après avoir quitté le cortex, les fibres convergent vers la **corona radiata**, descendent par le membre postérieur de la capsule interne pour ensuite rejoindre le tronc cérébral par les pédoncules cérébraux (elles occupent le tiers médian de ces derniers).

Par la suite, les fibres du faisceau cortico-spinal vont former deux protubérances : les pyramides. 85% des fibres vont décussar et former le tractus cortico-spinal latéral (Fig.10). Les 15% restant forment le tractus cortico-spinal antérieur (24).

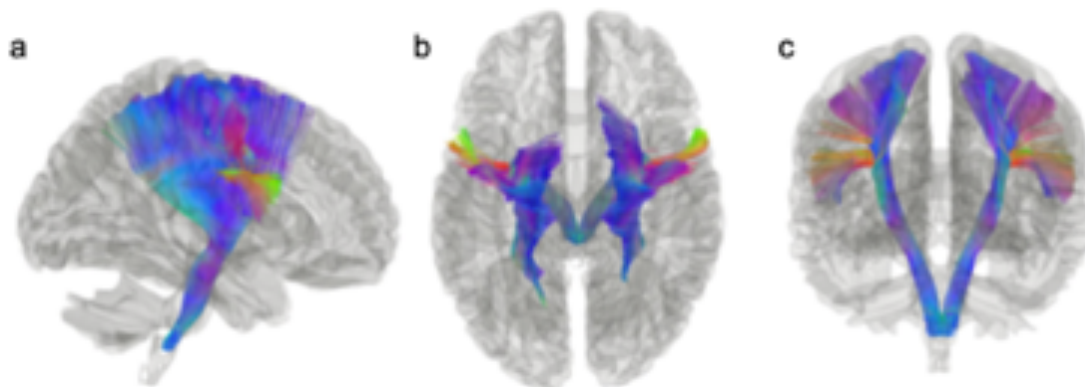


Figure 10 : Tracés tractographiques du faisceau cortico-spinal a) vue latérale droite b) vue dorso-ventrale c) vue antéro-postérieure (25)

2.1.3.2. Le faisceau cortico-bulbaire

Les **fibres cortico-bulbaires**, aussi appelées **cortico-nucléaires**, conduisent le signal nerveux du cortex moteur primaire du lobe frontal jusqu'aux noyaux moteurs

des nerfs crâniens du tronc cérébral. Ces fibres traversent la *corona radiata* et le *genu* de la capsule interne (Fig.11).

Elles traversent ensuite les pédoncules cérébraux où elles rejoignent les fibres du tractus cortico-spinal et se terminent dans les noyaux des nerfs crâniens du tronc cérébral. Seules 50% des fibres du faisceau décussent, contrairement au faisceau cortico-spinal où la plupart des fibres décussent

Les fibres cortico-bulbaires assurent la motricité volontaire des nerfs crâniens oculomoteur (III), trochléaire (IV), trijumeau (V), abducteur (VI), facial (VII), glossopharyngien (IX), vague (X), accessoire (XI) et hypoglosse (XII). Ces noyaux sont tous innervés par des fibres ipsilatérales et controlatérales sauf le noyau du nerf facial (VII) qui, lui, reçoit uniquement des fibres controlatérales.

Les fibres du tractus cortico-bulbaire se connectent également aux noyaux sensoriels du tronc cérébral, que sont le noyau gracile, le noyau cunéiforme, le noyau solitaire et les noyaux du trijumeau (12, 13, 20, 23).

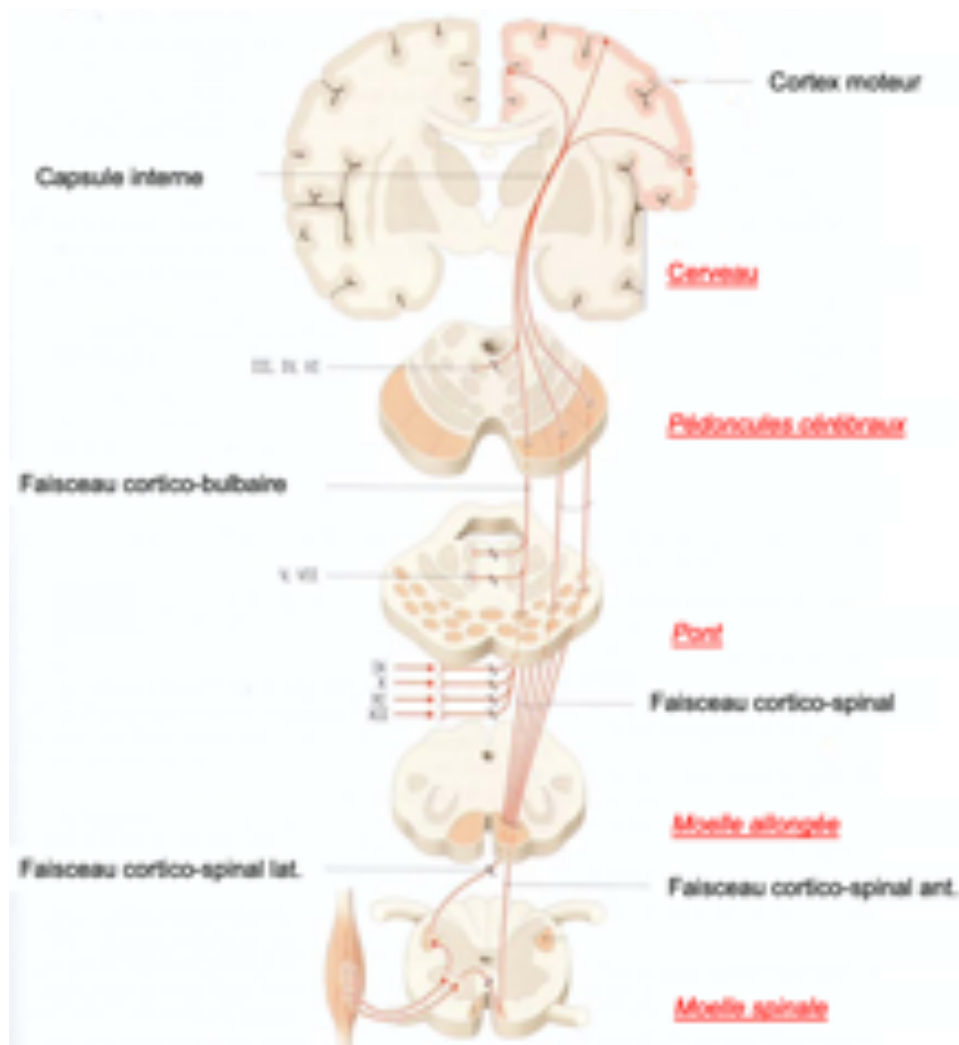


Figure 11 : Trajet anatomique du faisceau cortico-bulbaire depuis le cortex moteur jusqu'aux muscles effecteurs, d'après (Kamina et al.,2009) (12)

Le faisceau cortico-bulbaire est responsable des expressions faciales, de la déglutition et de la mastication entre autres (23).

2.1.3.3. Le faisceau cortico-pontique

Le **faisceau cortico-pontique** prend origine au niveau des *gyri* précentraux et post-centraux. Ses fibres traversent le membre antérieur de la capsule interne et le pédoncule cérébral médial avant de se projeter dans les noyaux pontiques. Les fibres décussent puis donnent naissance à des voies ponto-cérébelleuses.

Il n'est pas différenciable des faisceaux cortico-spinal et cortico-bulbaires en imagerie de diffusion (24).

2.1.4. Les faisceaux extra-pyramidaux

Le **système extrapyramidal** regroupe tous les nerfs qui contribuent au contrôle mais qui n'appartiennent pas au système pyramidal décrit précédemment. Ces faisceaux sont au nombre de cinq : le **vestibulo-spinal**, l'**olivo-spinal**, le **réticulo-spinal**, le **rubro-spinal** et le **tecto-spinal**.

Ils sont responsables du contrôle moteur des **mouvements involontaires**, notamment **réflexe**, et du contrôle de la **posture** (pour la coordination). Leurs cibles sont les neurones logés dans la moelle spinale responsables du mouvement, de la marche et des réflexes. Cependant, ils n'ont pas une action directe sur ces neurones, ils ont plutôt un rôle de **régulation** (13, 21).

2.1.4.1. Vestibulo-spinal

Ce faisceau prend origine au niveau des noyaux vestibulaires logés dans la moelle allongée (*medulla oblongata*). Ces noyaux fonctionnent en association avec les noyaux réticulaires pontiques et le nerf vestibulaire pour contrôler les **muscles antigravitaires** (intercostaux et dorsaux, ainsi que les extenseurs des membres) et permettre l'**équilibre** (12, 13, 21).

2.1.4.2. Olivo-spinal

Il prend son origine dans les noyaux olivaires inférieurs de la moelle allongée et descend par le cordon latéral de la moelle spinale pour finir dans la corne ventrale homolatérale. Il permet l'activité des muscles du mouvement du membre thoracique (12, 13, 26).

2.1.4.3. Réticulo-spinal

Le tractus réticulo-spinal provient de la formation réticulée du tronc cérébral. Il se divise en 2 principaux groupes de fibres :

- **Le tractus réticulo-spinal pontique (médial)** : il prend son origine au niveau des noyaux réticulaires pontiques, situés légèrement en arrière et latéralement dans les *pons*. Ce tractus permet la transmission de signaux excitateurs descendants dans la **colonne antérieure du cordon**. Les fibres de cette voie se terminent sur les motoneurones antérieurs médiaux qui excitent les muscles axiaux du corps (les muscles de la colonne vertébrale et les muscles extenseurs des membres) pour lutter contre la gravité. Ce tractus **excite** les muscles **antigravitaires**.
- **Le tractus réticulo-spinal bulbaire (latéral)** : il prend origine au niveau des noyaux réticulaires du bulbe et parcourt le cordon latéral de la moelle spinale. Ce tractus permet la transmission de signaux **inhibiteurs** aux mêmes motoneurones antigravitaires dans la colonne latérale du cordon. Il a pour rôle d'inhiber les muscles **antigravitaires**. (12, 13, 21).

2.1.4.4. Rubro-spinal

Le **faisceau rubro-spinal** naît de la zone magnocellulaire du noyau rouge, traverse le côté opposé du tronc cérébral et suit un trajet adjacent et antérieur au faisceau cortico-spinal latéral dans les colonnes latérales de la moelle spinale (Fig.12 et 13). Les fibres se terminent sur les interneurones et les motoneurones qui contrôlent les muscles les plus distaux des membres tout comme les fibres du faisceau cortico-spinal (21).

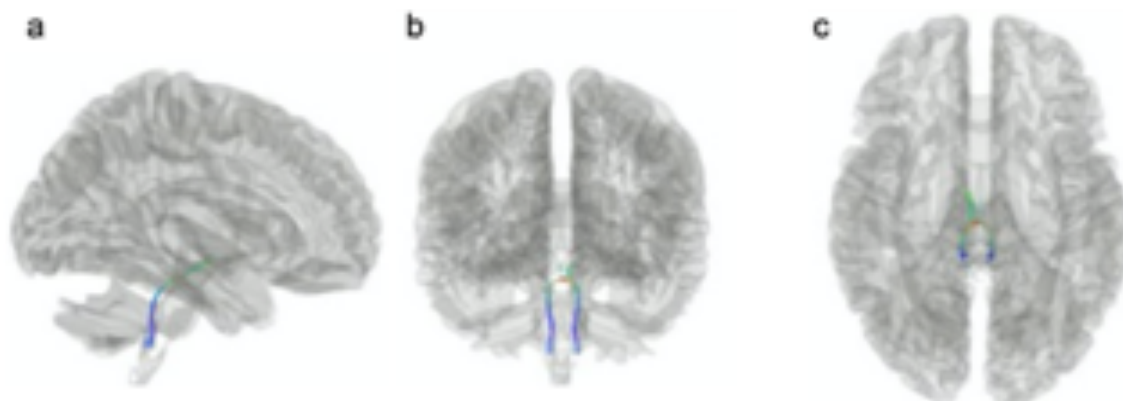


Figure 12 : Tracés tractographiques du faisceau rubro-spinal a) vue latérale droite b) vue antéro-postérieure c) vue dorso-ventrale (25)

Il joue un rôle dans la **motricité** et la **coordination** des grands muscles des membres thoraciques en assurant une fonction facilitatrice sur les muscles fléchisseurs et une action inhibitrice sur les muscles extenseurs et antigravitaires (12, 13).

2.1.4.5. Tecto-spinal

Le **tractus tecto-spinal** provient des *colliculi* supérieurs, qui reçoivent des informations de la rétine et des zones d'association visuelle corticale (Fig.13). Les axones de cette voie descendent le long du funicule ventral de la moelle spinale et se terminent sur les neurones responsables du contrôle des mouvements de la tête en réponse aux *stimuli* auditifs et visuels (13).

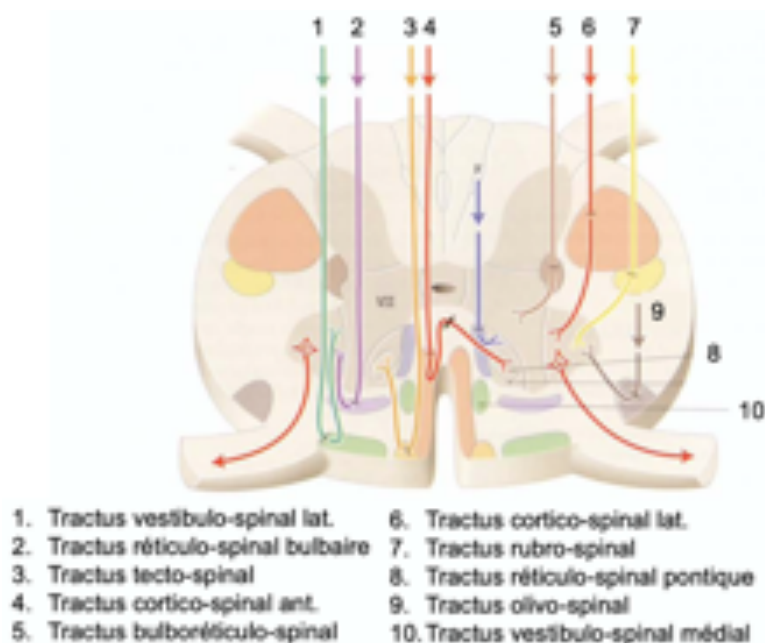


Figure 13 : Relai des faisceaux extra-pyramidaux au niveau de la moelle spinale d'après Kamina et al., 2009 (12)

2.1.5. Les faisceaux cérébelleux

2.1.5.1. Les faisceaux cortico-cérébelleux

Le cervelet est connecté au cortex cérébral par une **boucle cortico-cérébello-corticale** composée de fibres afférentes quarante fois plus nombreuses que les fibres efférentes (Fig.14 et 15).

Les **fibres afférentes au cervelet** sont principalement regroupées dans le **faisceau cortico-ponto-cérébelleux**, lui-même composé de la voie cortico-pontique et de la voie ponto-cérébelleuse. Ces fibres pénètrent dans le cervelet par l'intermédiaire des pédoncules cérébelleux inférieur et moyen, quelques-unes empruntent le pédoncule supérieur. Il existe également le **faisceau olivo-cérébelleux** qui prend origine au niveau du noyau olivaire et rejoint le cervelet par le pédoncule inférieur (27, 28).

Les **fibres efférentes au cervelet**, elles, sont principalement regroupées dans le **faisceau dentato-thalamo-cortical**. Elles proviennent principalement du noyau denté et quittent le cervelet par le pédoncule cérébelleux supérieur pour rejoindre le noyau rouge puis le thalamus par le **faisceau dentato-rubro-thalamique**. Le thalamus est ensuite relié au cortex cérébral, et plus particulièrement aux noyaux moteur primaire et pré-moteur ventral (27, 28).

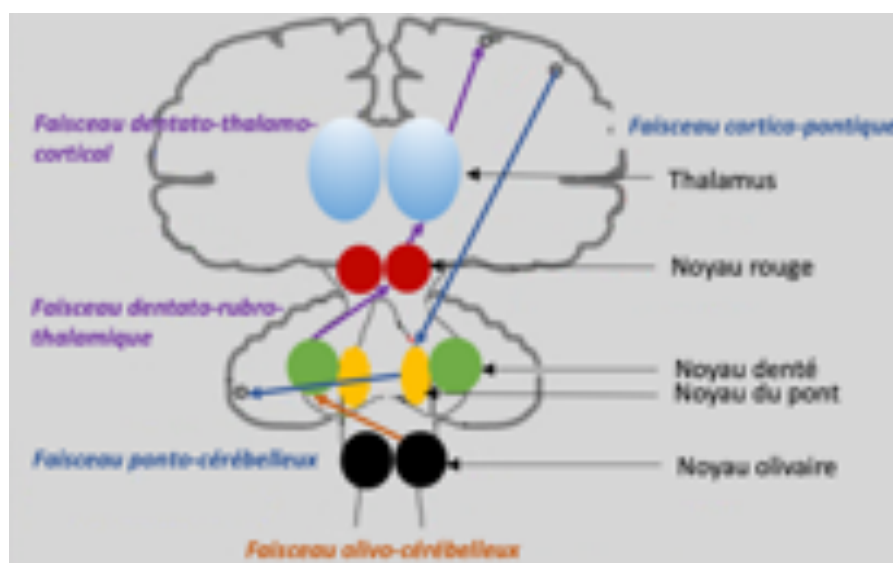


Figure 14 : Trajets anatomiques des faisceaux cérébelleux afférents et efférents (28)

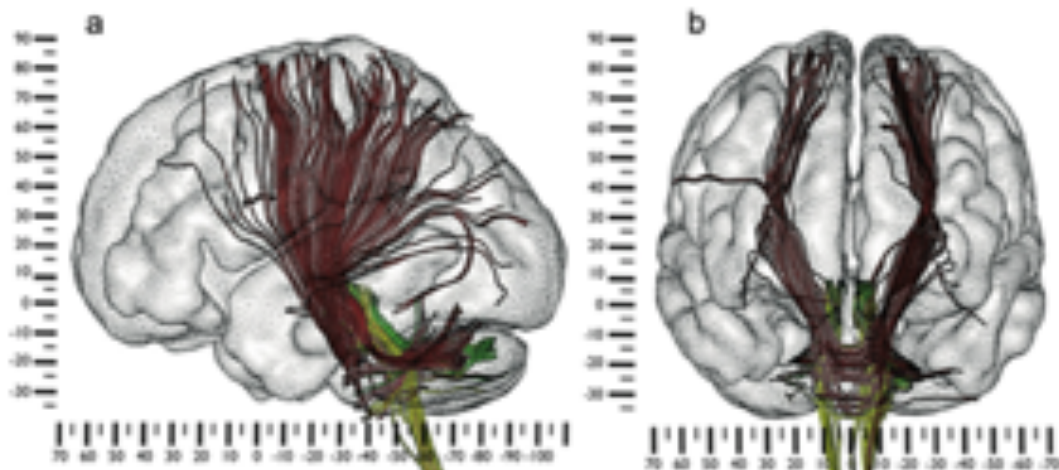


Figure 15 : Tracés tractographiques des faisceaux cérébelleux a) en vue latérale gauche b) en vue antéro-postérieure (17)

2.1.5.2. Les faisceaux spino-cérébelleux

Le **tractus spino-cérébelleux** est composé de **fibres afférentes au cervelet**, permettant l'apport des informations de proprioception au cervelet.

Il se décompose en quatre faisceaux principaux :

- **Le faisceau spino-cérébelleux dorsal** parcourt la corne dorsale de la moelle spinale, depuis le noyau de Clarke jusqu'à l'hémi-cervelet ipsilatéral en passant par le pédoncule cérébelleux inférieur. Il permet la **proprioception non consciente** en permettant au cervelet de coordonner la posture et le mouvement de la musculature des membres pelviens et de la partie inférieure du tronc.
- **Le faisceau cunéo-cérébelleux** transmet également des informations permettant la **proprioception non consciente** mais celle-ci est relative aux membres thoraciques et la partie supérieure du tronc. Les fibres suivent le même trajet ipsilatéral que celles du faisceau spinocérébelleux dorsal.
- **Le faisceau spino-cérébelleux ventral** véhicule des informations en provenance des jonctions musculo-tendineuses des membres pelviens et de la partie inférieure du tronc pour permettre la proprioception non consciente. Les fibres décussent deux fois, d'abord au niveau des *pons* puis au niveau du pédoncule cérébelleux supérieur par lequel il rejoint le cervelet.

- **Le faisceau spino-cérébelleux rostral** transmet des informations sur le positionnement et les mouvements des membres thoraciques et de la partie supérieure du tronc. Les fibres effectuent un trajet ipsilatéral le long du cordon latéral de la moelle, rostralement au faisceau spinocérébelleux dorsal, pour pénétrer dans le cervelet via les pédoncules cérébelleux inférieurs (13, 21, 27).

2.1.6. Les radiations thalamiques

Les fibres des **radiations thalamiques** sont à la fois des fibres **cortico-thalamiques** et **thalamo-corticales**, ensemble elles forment les pédoncules thalamiques (Fig. 16).

Les deux faisceaux de fibres thalamiques les plus importants sont les radiations optiques et les radiations acoustiques (10, 24) :

- **Les radiations optiques** prennent origine au niveau des corps géniculés latéraux du **thalamus** et rejoignent le cortex du lobe occipital ipsilatéral. Elles ont pour rôles de transmettre les **informations visuelles conscientes** et leur intégration corticale.
- **Les radiations acoustiques** partent du corps géniculé médian du thalamus et innervent les aires auditives du lobe temporal (24).

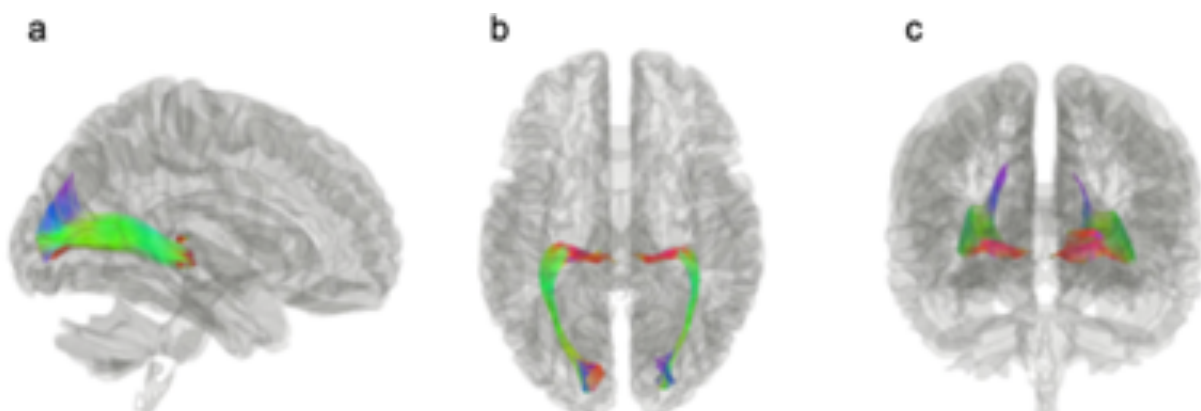


Figure 16 : Tracés tractographiques des radiations thalamiques a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue antéro-postérieure (25)

2.2. Les fibres commissurales

Ces faisceaux inter-hémisphériques relient deux régions **homologues** entre les deux hémisphères cérébraux. On en dénombre cinq ; la **commissure antérieure**, la **commissure postérieure**, le **fornix**, la **commissure habénulaire** et le **corps calleux** qui est le plus grand tractus commissural du cerveau humain (10).

2.2.1. Le corps calleux

Le **corps calleux** relie les deux hémisphères cérébraux par leur régions frontales, pariétales, temporales et occipitales. Il est composé de plus de 200 millions de fibres transversales s'étendant selon un axe rostro-caudal, dont le diamètre augmente à mesure que l'on recule sur cet axe (Fig.18).

Il se divise en 3 parties (Fig.17) (10) :

- **Le corps calleux antérieur** formé par le rostrum. Il relie les lobes frontaux entre eux.
- **Le corps calleux médian** qui interconnecte les lobes pariétaux et temporaux. Il est formé du *genium*, du *corpus* (antérieur, médian et postérieur) et de *l'isthmus*.
- **Le corps calleux postérieur** formé par le splénium, qui connecte les lobes occipitaux gauche et droit (29).

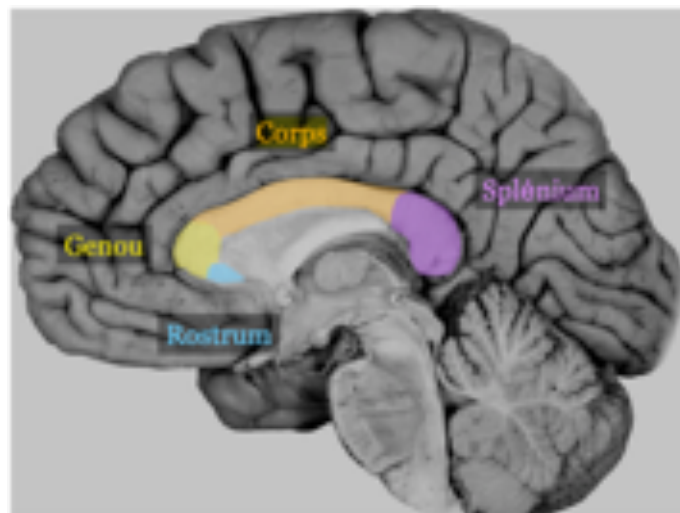


Figure 17 : Anatomie du corps calleux (15)

Le corps calleux a un rôle primordial dans le transfert d'informations d'un hémisphère à l'autre (29).

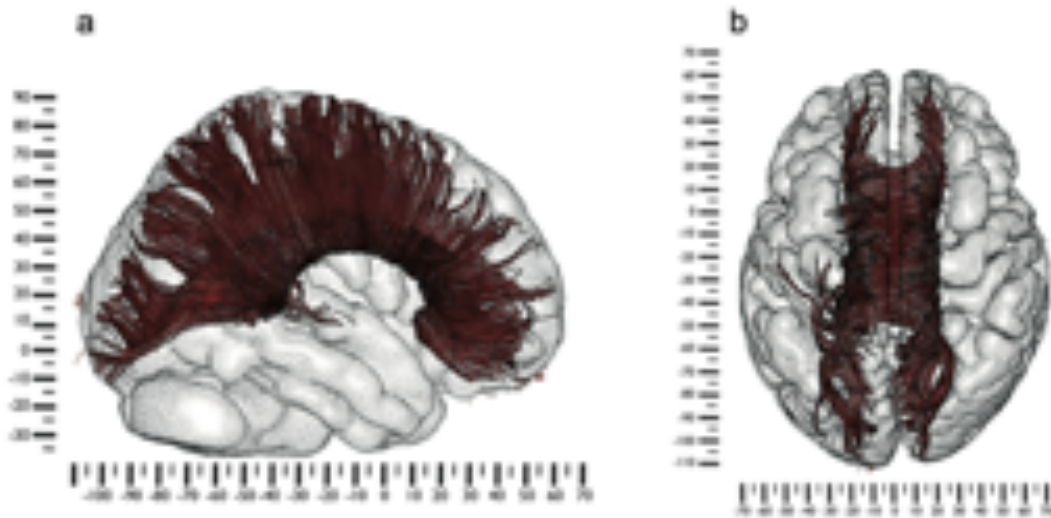


Figure 18 : Tracés tractographiques du corps calleux a) en vue latérale droite et b) en vue dorso-ventrale (17)

2.2.2. La commissure antérieure

La **commissure antérieure** est un faisceau de substance blanche qui unie les lobes temporaux droit et gauche ainsi que les tractus olfactifs. Ces fibres relient les deux lobes temporaux, les amygdales, les *gyri* temporaux, para-hippocampaux, fusiformes inférieurs et les cortex occipitaux inférieurs. Elle se termine dans le noyau amygdaloïde de chaque lobe temporal (12, 30, 31).

Elle prend la forme d'un **guidon** de bicyclette traversant la ligne médiane et traverse transversalement la paroi antérieure du troisième ventricule, en avant des colonnes du fornix et sous le corps calleux (Fig.19).

Ce faisceau se divise en deux piliers aussi appelés des *crus* :

- **Les piliers antérieurs** dont les fibres sont trop petites pour être détectées par imagerie de tenseur de diffusion et qui rejoignent les noyaux olfactifs antérieurs (20).
- **Les piliers postérieurs** avec des fibres de plus grande taille traversant les capsules interne et extrême avant de rejoindre les lobe temporaux et occipitaux inférieurs (28, 29).

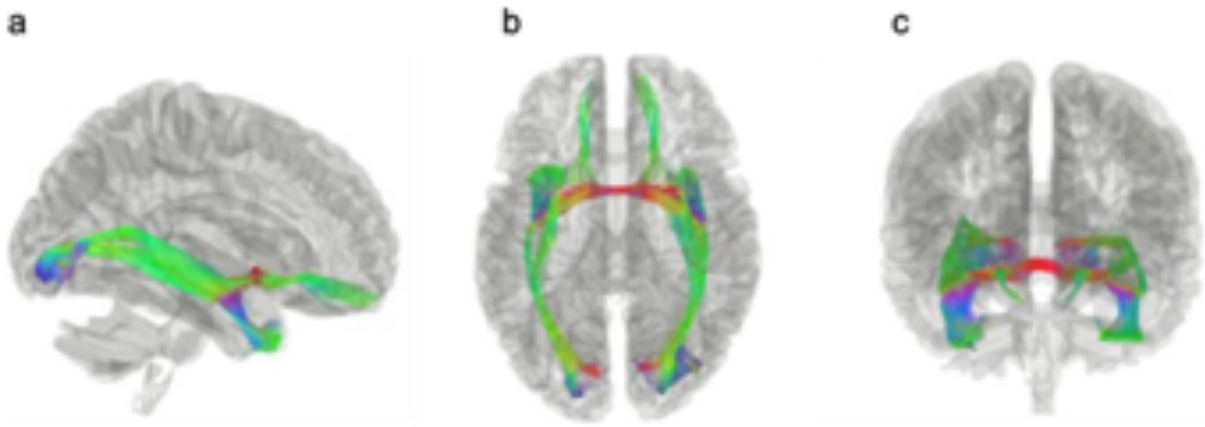


Figure 19 : Tracés tractographiques de la commissure antérieure a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue antéro-postérieure (25)

Bien que son rôle soit encore mal défini, la commissure antérieure participe au transfert inter-hémisphériques **d'informations visuelles, auditives et olfactives** entre les deux lobes temporaux et orbito-frontaux (30).

2.2.3. La commissure postérieure

La **commissure postérieure** est un faisceau de substance blanche entièrement entourée de matière grise qui croise transversalement la paroi postérieure du 3^{ème} ventricule (Fig.20). Dorsalement à ce faisceau, on retrouve l'épiphyse alors que ventralement se trouve l'abouchement de l'aqueduc de Sylvius.

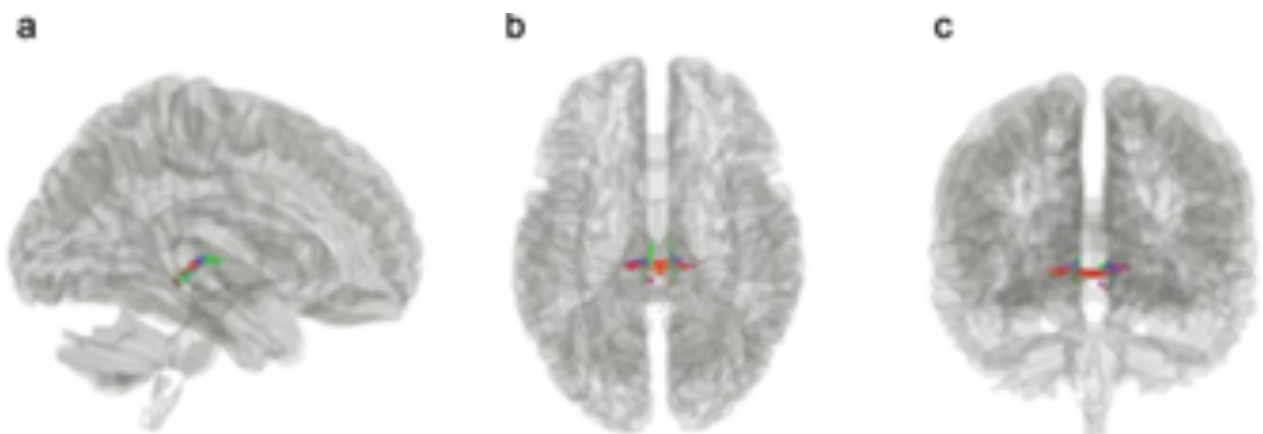


Figure 20 : Tracés tractographiques de la commissure postérieure a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue antéro-postérieure (25)

Ces fibres interconnectent les noyaux prétectaux, permettant ainsi le réflexe pupillaire consensuel à la lumière (30, 33, 34).

2.2.4. Le fornix

Le **fornix** est un faisceau de substance blanche qui relie les corps mamillaires à l'hippocampe. Logé sur la ligne médio-sagittale du cerveau juste en dessous des fibres du corps calleux, il entoure les *thalami* en prenant une forme complexe de **parachute** (Fig.21 et 22).

Les « deux fornix » sont réunis par un faisceau de fibres aussi appelé le *psaltérium* ou Lyre de David, c'est le seul contingent commissural du fornix, le reste est composé de fibres d'association (17, 35).

On distingue :

- **Son corps**, triangulaire, horizontal et juste au-dessus du 3ème ventricule. Il est adhérent à la face inférieure du corps calleux sur le tiers caudal alors que crânialement, il en est séparé par le *septum pellucidum* (10, 35, 36).
- **Ses deux colonnes**, rostrales au corps, sont soudées dans un premier temps puis vont se séparer pour permettre la formation des foramens interventriculaires. Après séparation, les colonnes traversent la commissure antérieure et s'incurvent le long des parois latérales du troisième ventricule jusqu'au plancher pour atteindre les corps mamillaires (10, 17, 35, 36).
- **Ses piliers ou *crus fornicis***, sont deux protubérances produites caudalement au corps qui se prolongent en *fimbriae* du fornix. Ils se cambrent autour du thalamus pour se terminer dans l'hippocampe (10, 17, 36).

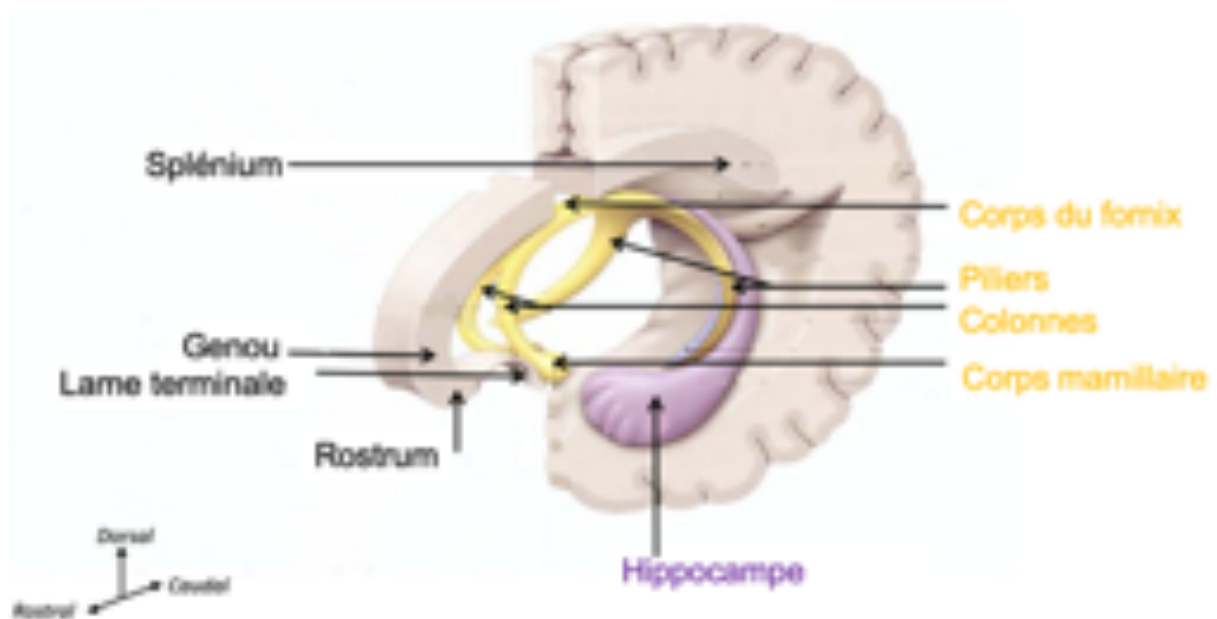


Figure 21 : Anatomie du fornix d'après Kamina et al., 2009 (12)

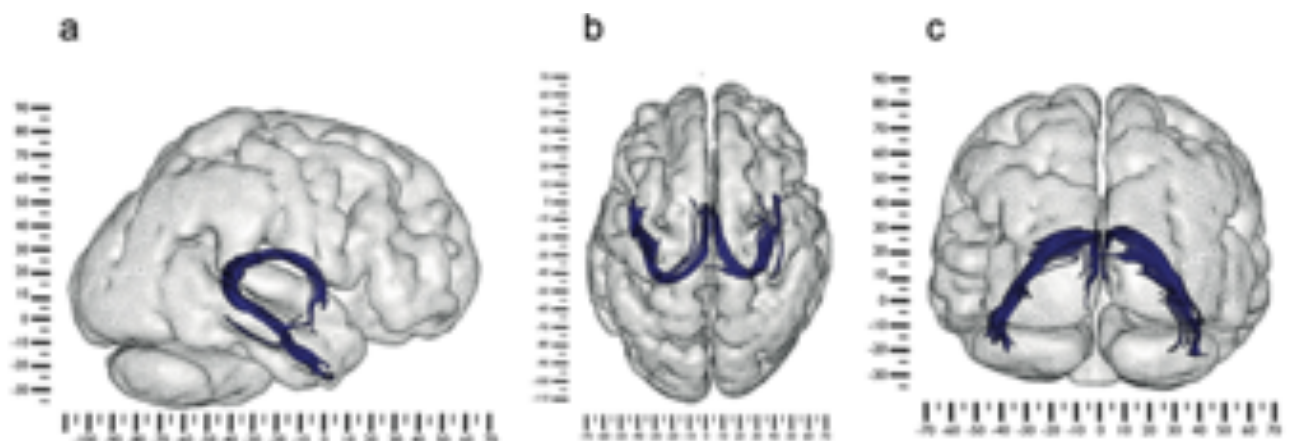


Figure 22 : Tracés tractographiques du fornix a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17)

Il appartient au système limbique au même titre que le gyrus cingulaire et intervient dans les fonctions de mémorisation (17).

2.3. Les fibres associatives

Les fibres associatives sont des faisceaux de communication entre les différentes aires corticales dans un même hémisphère (10). On distingue ces fibres en fonction de leur longueur :

- **Les fibres associatives courtes** qui établissent des connexions entre les régions d'un même lobe et connectent des *gyri* adjacents. Les plus courtes relient des zones corticales adjacentes séparées par un sillon, en prenant une forme de « U » (15).
- **Les fibres associatives longues** qui établissent des connexions entre différents lobes cérébraux (Fig.23). On distingue notamment **le faisceau unciné**, **les faisceaux longitudinaux supérieur et inférieur**, **le faisceau fronto-occipital inférieur** et **le cingulum**.

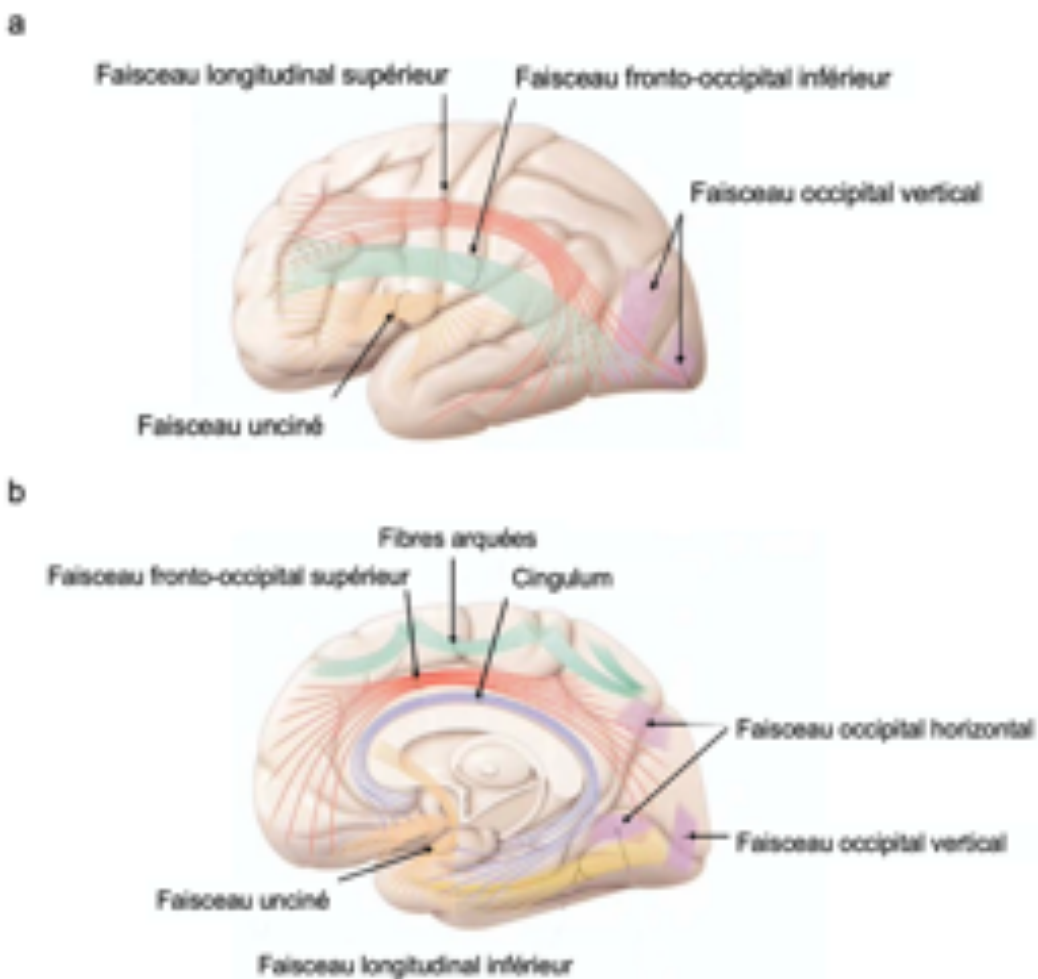


Figure 23 : Schéma anatomique d'une partie des faisceaux d'association a) sur une vue latérale et b) sur une vue médiale d'après Kamina et al., 2009 (12)

2.3.1. Faisceau unciné

Ce faisceau en forme d'**arc** autour du sillon latéral. Il prend naissance dans le cortex orbito-frontal médial et latéral et se jette dans le cortex antérieur temporal (Fig.23 et 24) (12).

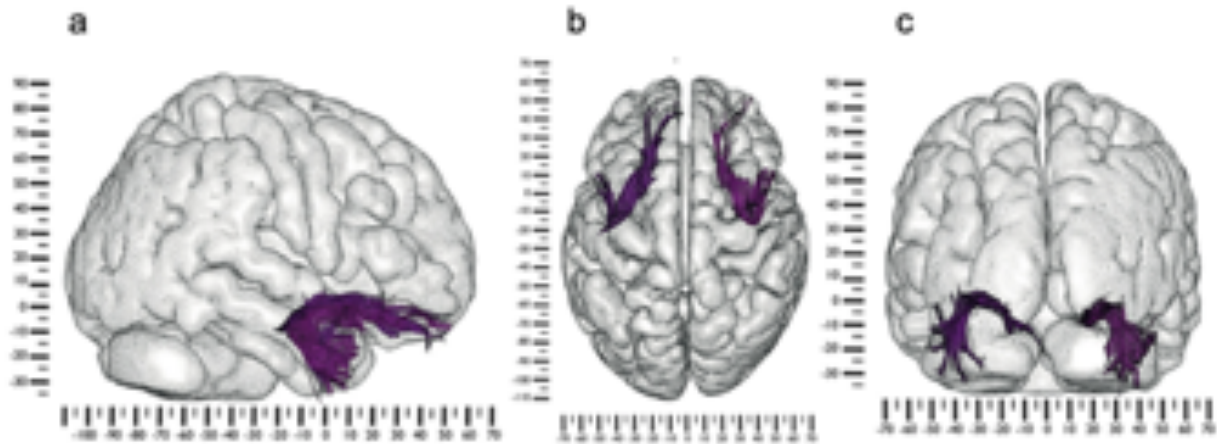


Figure 24 : Tracés tractographiques du faisceau unciné en a) vue latérale gauche b) vue dorso-ventrale et c) vue postéro-antérieure (17)

Chez l'homme, il est impliqué dans le traitement des émotions, la mémoire et les fonctions langagières (17).

2.3.2. Cingulum

Le **cingulum** est un faisceau **associatif médial** qui relie les lobes frontaux et temporaux. Il prend la forme d'un C et s'étend autour du corps calleux depuis la partie crâniale du gyrus para-hippocampique jusqu'au lobe temporal (Fig.23 et 25).

Dans sa partie crâniale, le cingulum se divise en deux branches : une antéro-frontale et une pariéto-occipitale. Ces deux portions courent le long du corps calleux, s'arquent autour du *genu* et du *splénium* puis plongent dans le gyrus para-hippocampique pour se terminer dans la partie antérieure du lobe temporal médial (12, 17, 35, 37).

Il contient **des fibres courtes** en forme de U reliant les lobes médiaux, frontaux, pariétaux, occipitaux et temporaux tout en reliant également les noyaux sous-corticaux au gyrus cingulaire. La plus grande de **ses fibres longues** s'étend du gyrus temporal antérieur jusqu'au cortex orbito-frontal (37).

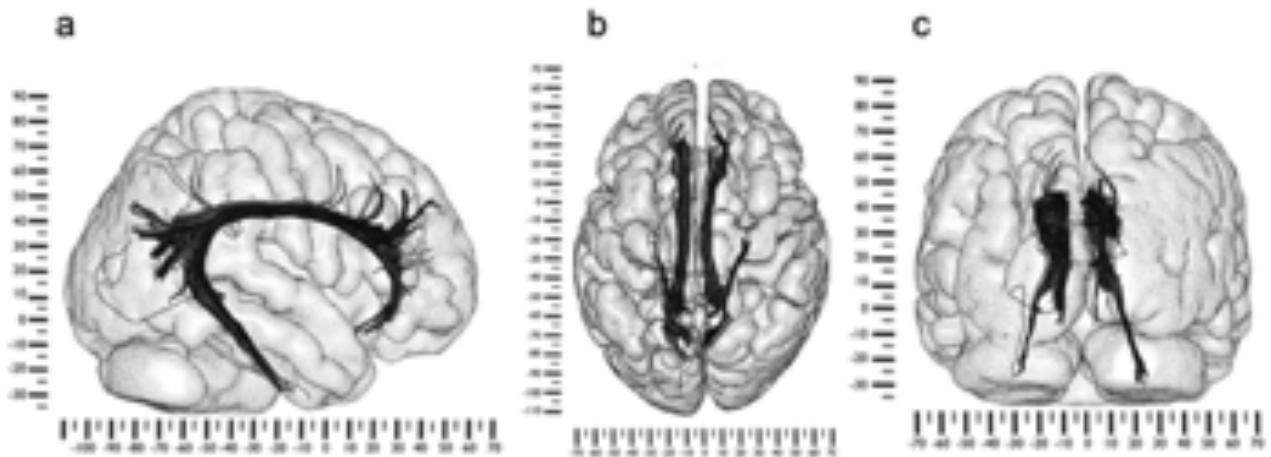


Figure 25 : Tracés tractographiques du cingulum a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17)

Chez l'homme, le cingulum fait partie du système limbique et est impliqué dans **l'attention, la mémoire et les émotions** (17).

2.3.3. Le faisceau longitudinal supérieur

Le **faisceau longitudinal supérieur** (FLS) est un faisceau **associatif latéral** immédiatement sous-cortical qui relie le cortex péri-sylvien des lobes frontaux, pariétaux, occipitaux et temporaux. Ce faisceau est composé de 4 contingents ; les faisceaux longitudinaux supérieur I, II et III ainsi que le faisceau arqué (Fig. 23 et 26) (12, 38).

Ils sont formés de **fibres longues** qui connectent les cortex frontaux latéraux avec les cortex pariétaux et temporaux, dorso-latéraux (10). **Les fibres courtes**, plus latérales, connectent les cortex fronto-pariétaux, pariéto-occipitaux et temporo-latéraux (10, 17).

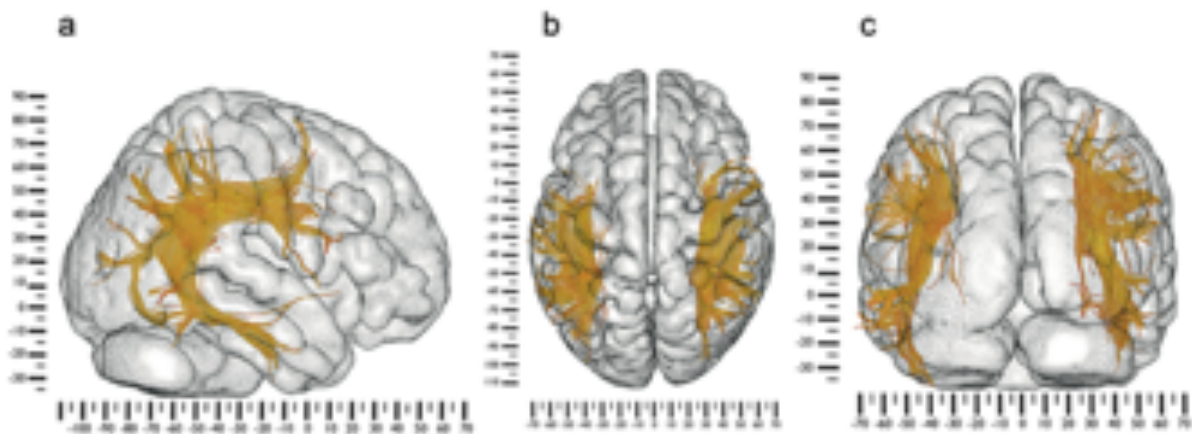


Figure 26 : Tracés tractographiques du faisceau longitudinal supérieur a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17)

Chez l'homme le faisceau arqué est impliqué dans le langage, la praxis et le traitement visuo-spatial (17).

2.3.4. Le faisceau longitudinal inférieur

Le **faisceau longitudinal inférieur (FLI)** est un faisceau **associatif ventral** qui relie le lobe occipital au lobe temporal antérieur. Les fibres du FLI naissent du lobe temporal (supérieur, moyen et inférieur) et du gyrus occipito-temporal et se projettent dans la *lingula*, le *cuneus* et lobe occipital en portion latérale.

Les **fibres longues**, les plus médianes, relient les zones visuelles à l'amygdale et à l'hippocampe (Fig.23 et 27). Les **fibres courtes**, les plus latérales, forment le système de projection occipito-temporal en relation avec l'hippocampe et s'allongent jusqu'à la partie inférieure de la capsule externe et rayonnent médialement autour du gyrus para-hippocampique et de l'uncus (10, 39).

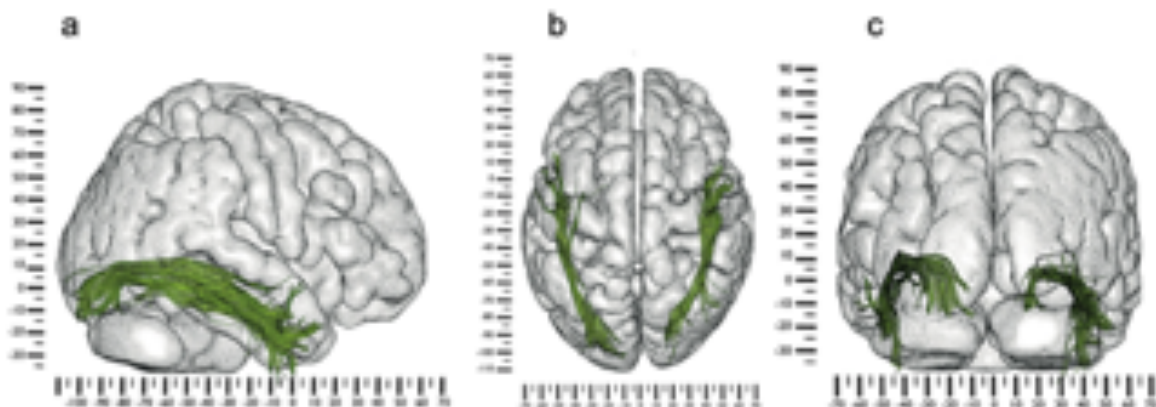


Figure 27 : Tracés tractographiques du faisceau longitudinal inférieur a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17)

Le faisceau longitudinal inférieur est impliqué dans la reconnaissance faciale, la perception visuelle, la lecture, la mémoire visuelle et d'autres fonctions liées au langage (39).

2.3.5. Le faisceau occipital vertical

Ce faisceau, aussi connu sous le nom de **faisceau de Wernicke**. Il relie **verticalement** le cortex visuel dorso-latéral et ventro-latéral du lobe occipital. Il est situé juste en arrière du fascicule arqué, latéral au fascicule longitudinal inférieur et au fascicule fronto-occipital inférieur (Fig.23) (40, 41).

2.3.6. Le faisceau fronto-occipital inférieur

Le **faisceau fronto-occipital inférieur** (FFOI) est un faisceau **associatif ventral** qui associe les régions latérales et ventro-latérales des lobes frontaux et occipitaux (Fig.23 et 28). Il traverse la capsule externe pour finir dans les *gyri* moyen et inférieur du lobe temporal et dans les *gyri* fusiforme et lingual du lobe occipital (10, 12).

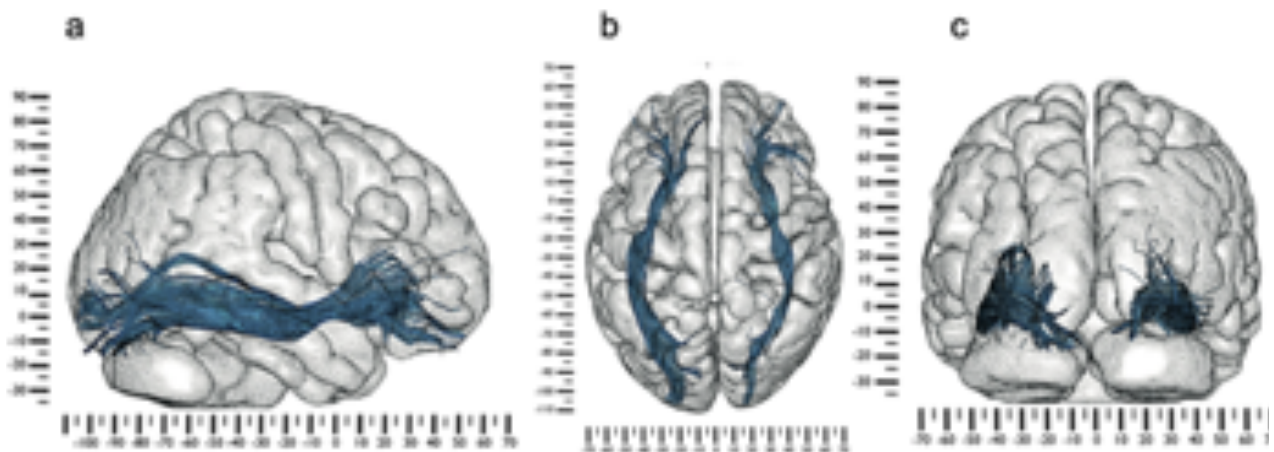


Figure 28 : Tracés tractographiques du faisceau fronto-occipital inférieur a) en vue latérale droite b) en vue dorso-ventrale et c) en vue postéro-antérieure (17)

Les fonctions du fascicule fronto-occipital inférieur sont mal comprises, bien qu'il soit possible qu'il participe à la **lecture** (17).

2.3.7. Le faisceau fronto-occipital supérieur

Le **faisceau fronto-occipital supérieur**, ou faisceau sub-calleux, relie les lobes frontaux, occipitaux et temporaux. Son parcours est dorso-latéral aux noyaux caudés et médial à la capsule interne (Fig. 23) (12).

3. Fonctionnement de l'IRM

3.1. Introduction, autour de l'atome d'hydrogène

L'**atome** est l'unité qui compose tout élément, qu'il soit solide, liquide ou gazeux, vivant ou non. Un atome regroupe trois entités ; les **protons** et les **neutrons** qui composent le noyau, et les **électrons** en périphérie de celui-ci.

Les protons chargés positivement sont au même nombre que les électrons qui eux sont chargés négativement ce qui permet de respecter une neutralité de charge au niveau de l'atome. Protons et neutrons possèdent un **mouvement individuel de rotation** autour d'un axe passant en leur centre respectif. Ce mouvement de rotation induit, autour de la particule, un **moment cinétique** ou « **spin** » représenté par le vecteur $\vec{S}$, aligné sur l'axe de rotation (42).

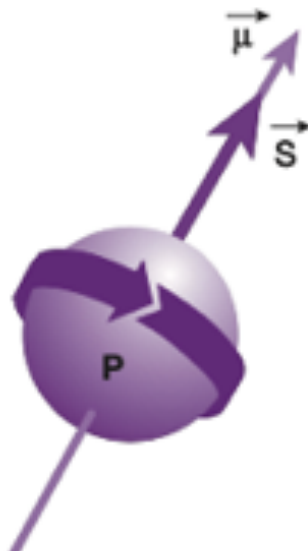


Figure 29 : Moment magnétique $\vec{S}$ (spin) et vecteur d'aimantation microscopique $\vec{\mu}$ (42)

Du fait de leur charge électrique et de leur rotation, les protons induisent autour d'eux un **moment magnétique**, représenté par le vecteur $\vec{\mu}$ dit le **vecteur d'aimantation** (Fig.29 et 30) (42).

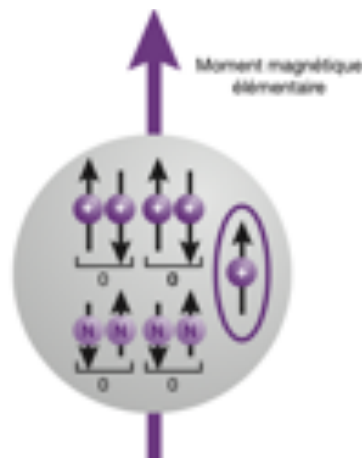


Figure 30 : Moment magnétique élémentaire d'un atome (42)

Dans le modèle « en couche » de l'atome, les neutrons et les protons s'apparient deux par deux et annulent leur moment magnétique respectif, permettant le maintien d'un niveau énergétique faible et le plus stable possible. Ainsi, seuls les atomes qui possèdent un **nombre impair** de nucléons se verront posséder un moment magnétique dit « **intrinsèque** » ou « **élémentaire** » (Fig.30) (42).

C'est justement le cas de l'atome **d'hydrogène H**, dont le noyau est formé d'un seul proton et qui est présent dans les organismes vivants en très grande quantité. L'hydrogène possède un moment magnétique élevé et donne lieu à un phénomène de **résonance magnétique** très net sur lequel repose l'**IRM protonique** (42).

3.2. La résonance magnétique nucléaire

La **résonance magnétique nucléaire** (RMN) est l'étude des modifications d'aimantations des noyaux d'un tissu sous l'action conjointe de deux champs magnétiques :

- **B₀** : un champ magnétique fixe et élevé, représenté par le vecteur $\vec{B}_0$ qui, par convention, correspond à l'axe Oz du système orthonormé.
- **B₁** : un champ électromagnétique tournant, une onde de radiofréquence (RF), représenté par le vecteur $\vec{B}_1$ appliqué selon Ox dans le système xOy (perpendiculaire à $\vec{B}_0$) (43).

3.2.1. Mouvements de précession et fréquence de Larmor en IRM

Comme évoqué précédemment, le noyau d'hydrogène est constitué d'un **proton** qui en tournant sur lui-même induit un **moment magnétique élémentaire** représenté par le vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$.

Dans un tissu biologique, en l'absence d'application d'un champ magnétique externe (B_0) les protons, et donc leur vecteur d'aimantation ($\vec{\mu}$) sont orientés **aléatoirement**, mais de manière à ce que leur somme microscopique soit nulle (Fig.31). Ainsi, le vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ de ce tissu est nul ($\vec{M} = \vec{0}$).

En revanche, lorsque l'on applique à ce tissu un **champ magnétique externe** (B_0), les protons vont s'orienter dans l'axe de ce champ selon deux orientations différentes (43).

Par exemple, si on considère 2 millions et 4 protons : 1 million et 4 protons vont s'orienter **parallèlement** à $\vec{B}_0$, alors que 1 million s'orienteront dans le sens **antiparallèle**.

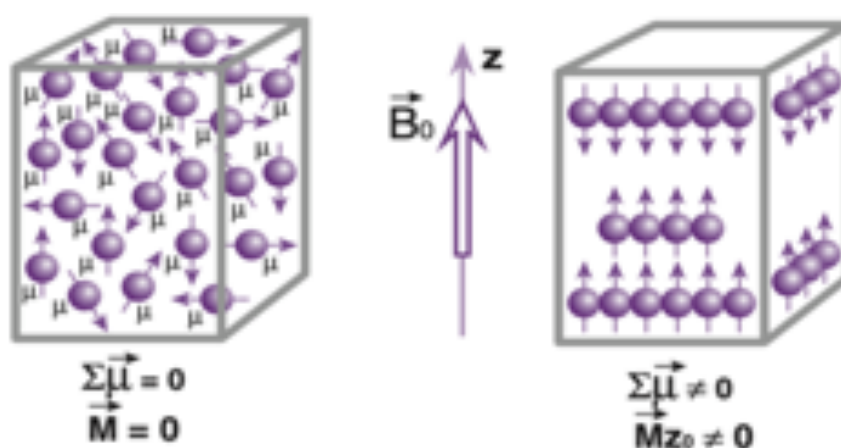


Figure 31 : Effet de l'application d'un champ magnétique externe B_0 (43)

En réalité, lors de l'application d'un champ magnétique B_0 , les protons ne sont pas complètement alignés à l'axe $\vec{B}_0$, ils vont se mettre à tourner autour de la direction du champ. Leur mouvement magnétique va décrire un **cône** autour de l'axe $\vec{B}_0$ telle une **toupie** qui bascule (Fig. 32) (43).

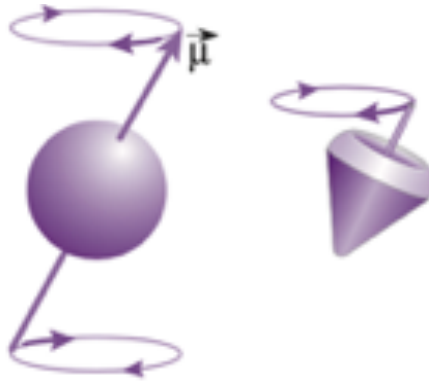


Figure 32 : Mouvement de toupie décrit par un proton soumis au champ magnétique externe $\vec{B}_0$ (43)

Les protons vont tourner avec une vitesse qui sera **proportionnelle à l'intensité** du champ magnétique appliquée. On caractérise cette vitesse par la fréquence angulaire ω_0 (fréquence de **Larmor** ou fréquence de précession) obtenue par l'équation suivante(43) :

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

Où γ est le rapport gyromagnétique spécifique à chaque noyau.

3.2.2. Notion d'équilibre

Revenons sur notre modèle à **2 millions et 4 protons** : avec 1 million 4 dans le sens parallèle et 1 million dans le sens anti-parallèle. Cette **infime différence** suffit à créer un **signal** de résonance magnétique à l'échelle d'un tissu, correspondant à l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ non nul (Fig. 33).

A l'état d'équilibre, ce vecteur $\vec{M}$ s'aligne avec $\vec{B}_0$ et possède trois caractéristiques :

- Il possède une **composante longitudinale** $\vec{M}_{z_0}$ (l'aimantation longitudinale). Le vecteur $\vec{M}_{z_0}$ croît avec la densité de protons et avec la force du champs B_0 .
- Mais ne possède **aucune composante transversale** dans le plan xOy puisque les protons sont déphasés ($\vec{M}_{xy} = 0$).
- Il n'est **pas mesurable** car largement inférieur à B_0 .

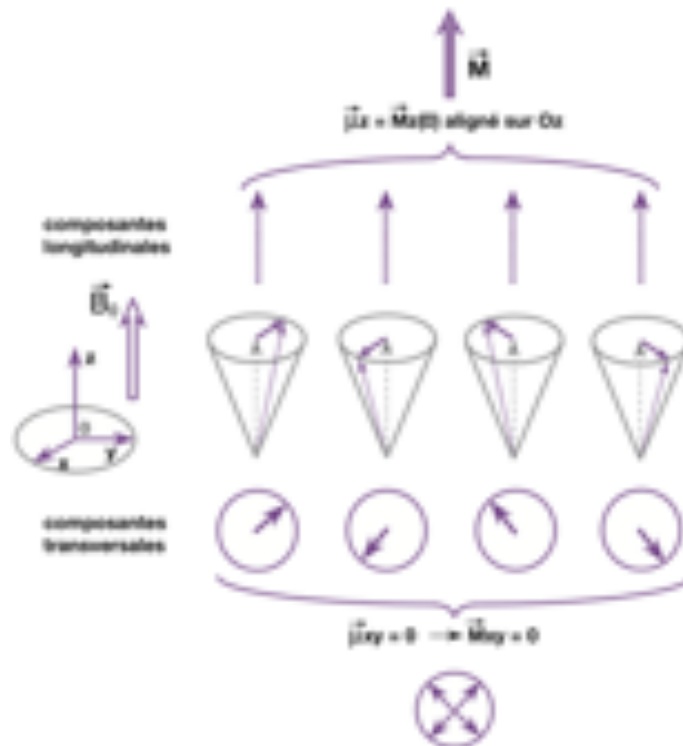


Figure 33 : Apparition de la composante longitudinale $\vec{M}_{z0}$ et « dispersion » des composantes transversales élémentaires ($\vec{M}_{xy0}=0$) (43)

Pour mesurer $\vec{M}$, il faudrait le faire basculer dans le plan xOy c'est-à-dire lui faire **quitter cet état d'équilibre** par l'application d'un deuxième champ magnétique (43).

3.2.3. Perturbation de l'équilibre

Nous l'avons vu précédemment, il n'y a que deux possibilités d'orientation du moment magnétique $\vec{\mu}$ d'un proton quand il est soumis à un champ magnétique B_0 (Fig. 34) :

- **L'orientation parallèle à $\vec{B}_0$** qui correspond en physique quantique à l'état « up ».

Le proton possède alors une énergie égale à $E1 = \frac{-\gamma \cdot \hbar \cdot B0}{2}$ (où $\hbar$ est la **constante de Planck**).

- **L'orientation antiparallèle à $\vec{B}_0$** qui correspond à l'état « down » où le proton possède une énergie égale à $E2 = \frac{\gamma \cdot \hbar \cdot B0}{2}$, supérieure à $E1$.

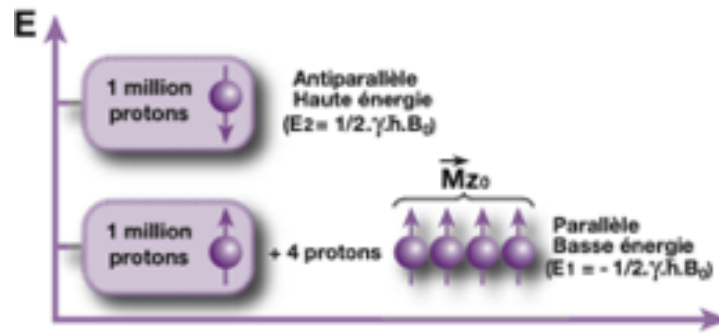


Figure 34 : Orientations parallèles et anti-parallèles des protons placés dans un champ magnétique $\vec{B}_0$ (43)

On définit $\Delta E = E_1 - E_2$, relié proportionnellement à B_0 par la constante « $\gamma \cdot \hbar$ » selon la formule :

$$\Delta E = \gamma \cdot \hbar \cdot B_0$$

Cet état d'équilibre peut être **perturbé** par l'application d'un **champ magnétique B_1** selon Ox dans le plan xOy. Ce transfert d'énergie ne peut avoir lieu qu'à la condition de **résonance**, c'est-à-dire quand le champ magnétique tourne à une fréquence ω_r égale à la **fréquence de Larmor ω_0** .

Le vecteur macroscopique $\vec{M}$ va alors venir **précesser** autour de B_1 (c'est-à-dire selon Ox) à la fréquence $\omega_1 = \gamma \cdot B_1$ tout en continuant à précesser autour de B_0 (c'est-à-dire selon Oz) à la fréquence $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$. Ce mouvement complexe de **double spirale** se simplifie si nous nous plaçons dans un nouveau référentiel « x'Oy' » qui tourne avec une fréquence angulaire ω_0 par rapport à xOy (Fig. 35).

Cela revient à ne plus considérer que la rotation de $\vec{M}$ autour de B_1 (43).

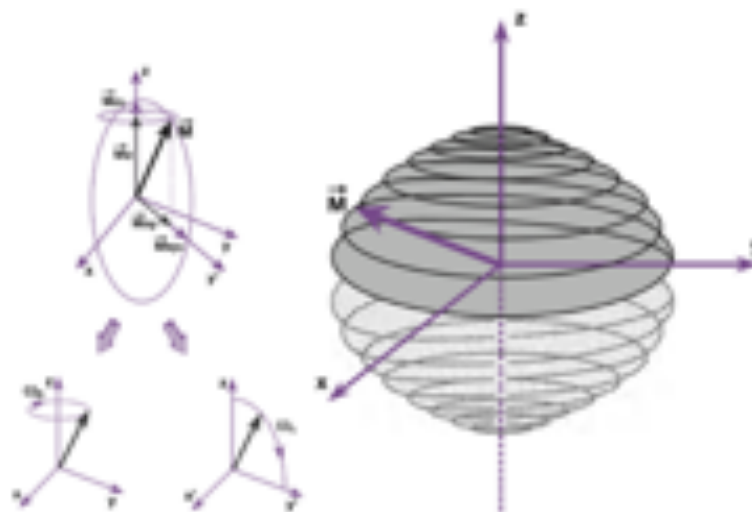


Figure 35 : Mouvement de double précession du vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ (43)

Selon cette simplification, la perturbation de l'équilibre par transfert d'énergie est en fait une **bascule** de $\vec{M}$ autour de B_1 avec un angle θ qui dépend de la durée d'impulsion de l'onde RF (Fig. 36) :

- Pour **basculer $\vec{M}$ de 90°** la durée d'impulsion est de **$T/4$** où T est la période de l'impulsion.
- Pour **basculer $\vec{M}$ de 180°** la durée est de **$T/2$** .

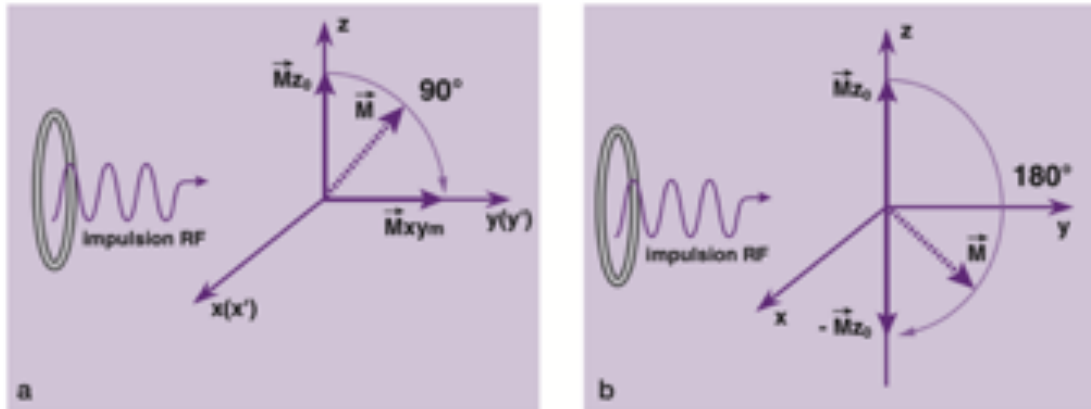


Figure 36 : a) Impulsion de 90° et bascule de $\vec{M}$ dans le plan xOy , b) impulsion de 180° et inversion de $\vec{M}$ (43)

Lors de cette bascule, il y a une **diminution de la composante $\vec{Mz}$** et une **augmentation de la composante $\vec{Mxy}$** (43).

3.2.4. Quel rapport avec la physique quantique ?

Pour faire le lien avec la **physique quantique**, reprenons notre modèle à 2 millions et 4 protons ; il peut être simplifié en 4 protons parallèles à B_0 (sur le niveau d'énergie E_1) et 0 protons anti parallèles à B_0 (sur le niveau d'énergie E_2) :

- 1) Avant l'impulsion RF, il y a **4 protons surnuméraires** qui sont à l'origine d'un vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ (Fig. 37). Ce vecteur $\vec{M}$ est aligné avec $\vec{B}_0$ sur l'axe Oz mais ne possède pas de composante transversale du fait du déphasage des protons (43).

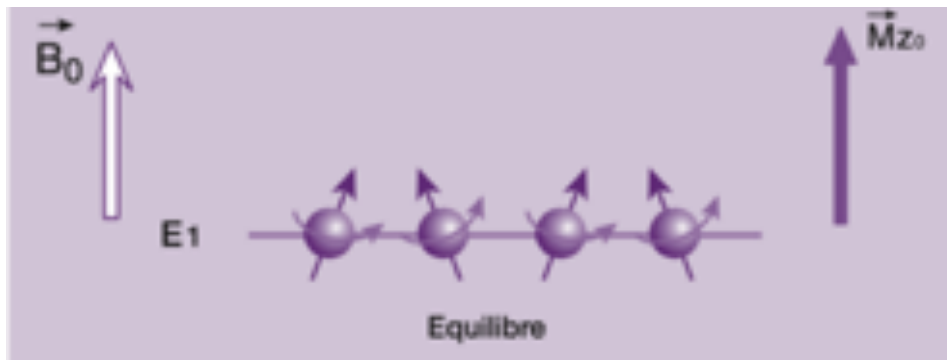


Figure 37 : Spins à leur état d'équilibre au niveau d'énergie E_1 à l'origine d'un vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ aligné sur B_0 (43)

2) L'impulsion RF provoque un passage des protons surnuméraires du niveau E_1 vers E_2 en même temps que leur re-phasage :

- Lorsque la moitié des protons surnuméraires est passé, il y a égalisation des populations (deux en parallèles sur le niveau E_1 et 2 sur le niveau E_2) et donc **disparition de la composante longitudinale** $\vec{M}_z$ ($M_z=0$) alors que la **composante transversale $\vec{M}_{xy}$ est maximale** (Fig. 38).

Cela correspondant, dans le modèle classique à l'impulsion de 90° (43).

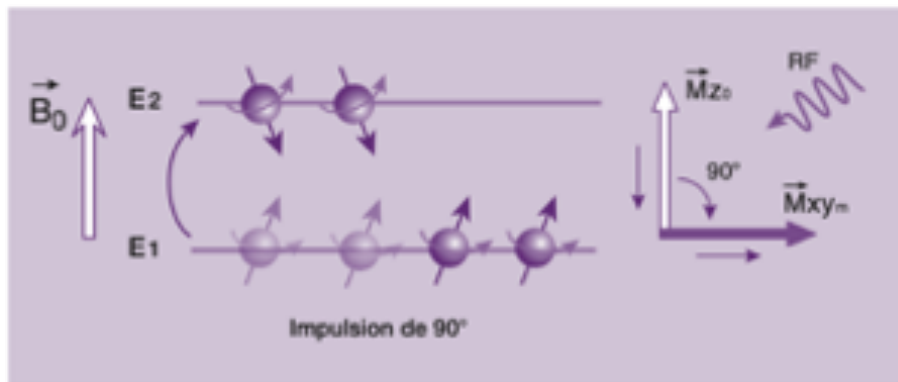


Figure 38 : Impulsion RF de 90° et disparition de la composante longitudinale alors que $\vec{M}_{xy}$ est maximale (43)

- Lorsque tous les protons ont basculé de E_1 à E_2 , il y a une **inversion de la composante longitudinale**, ce qui correspond à une impulsion de 180° dans l'autre modèle (Fig. 39).

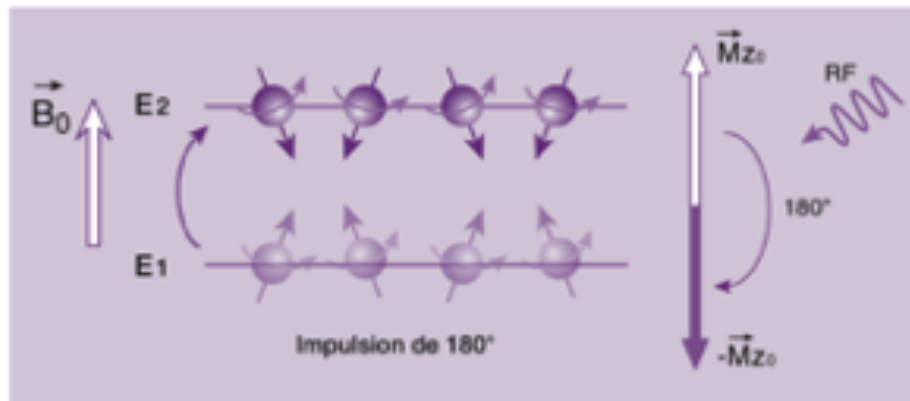


Figure 39 : Impulsion RF de 180° : passage de tous les spins sur le niveau d'énergie E2 et inversion de la composante longitudinale (43)

Ainsi, les deux modèles se rejoignent pour expliquer comment **disparaît puis s'inverse la composante longitudinale** de $\vec{M}$ et comment **apparaît la composante transversale** de l'aimantation $\vec{M}_{xy}$, faisant opposition à l'aimantation longitudinale $\vec{M}_z$ (Fig. 40).

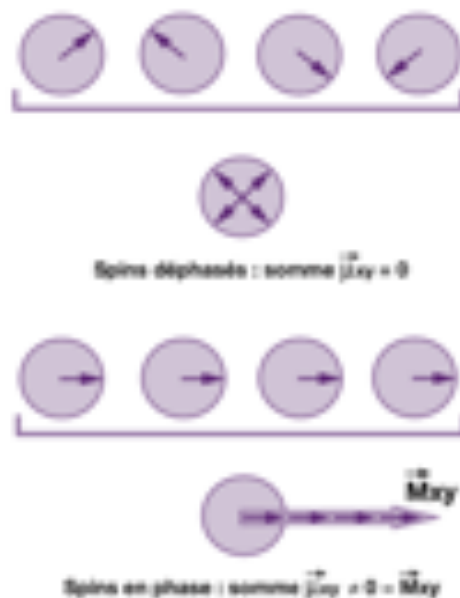


Figure 40 : Rephasage des spins et apparition de la composante transversale $\vec{M}_{xy}$ (43)

Une fois l'impulsion disparue, les protons retournent à leur **état d'équilibre** en émettant des **ondes électromagnétiques** que l'on peut détecter et qui constituent le signal IRM. On parle de **relaxation** (43).

3.3. Le phénomène de relaxation

C'est une étape très importante puisque c'est ce phénomène qui rend la résonance magnétique nucléaire « **visible** ». La **relaxation** correspond au retour de l'aimantation tissulaire à sa **position d'équilibre** en précessant autour de $\vec{B}_0$. Elle s'accompagne d'une émission d'énergie sous la forme d'ondes radiofréquence constituant le signal enregistré en RMN (44).

Lors de cette relaxation, deux phénomènes majeurs ont lieu (Fig. 41) :

- L'aimantation longitudinale $\vec{M}_z$ est **lentement restaurée**. On parle de relaxation T1 ou « **spin-réseau** », les spins excités passent du niveau d'énergie E_2 à E_1 .
- L'aimantation transversale $\vec{M}_{xy}$ **décroît rapidement**. On parle de relaxation T2 ou « **spin-spin** », les spins se déphasent à nouveau.

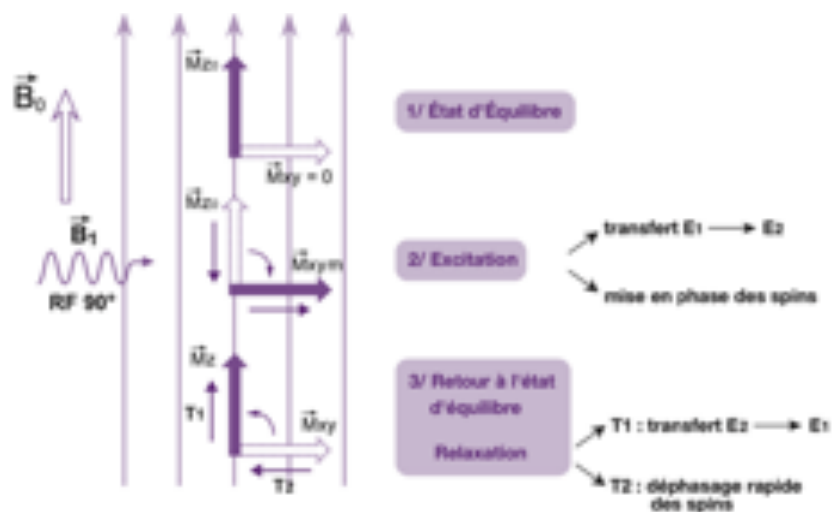


Figure 41 : Interaction entre l'onde RF et les protons placés dans un champs B_0 (45)

3.3.1. La relaxation longitudinale ou T1, la relaxation « spin-réseau »

La **relaxation longitudinale** correspond au passage des spins excités du niveau E_2 au niveau E_1 en transmettant l'énergie préalablement absorbée au milieu moléculaire qui l'entoure (aussi appelé « réseau »). Ce **réseau** est formé de molécules soumises à des mouvements de translation, de rotation et de collision caractérisés par la fréquence de collisions moléculaires ν_c .

Un proton cède son énergie au réseau à la condition de résonance c'est-à-dire lorsque sa fréquence spontanée ν_0 (fréquence de Larmor) est proche de ν_c .

Cette relaxation se fait selon une **courbe exponentielle**, présentée sur la figure 42, caractérisée par le temps **T1** qui est égal au temps nécessaire pour que l'aimantation soit repoussée de 63% (87% après 2T1 et de presque 100% après 4T1). Plus T1 est court, plus la relaxation longitudinale est rapide (45).

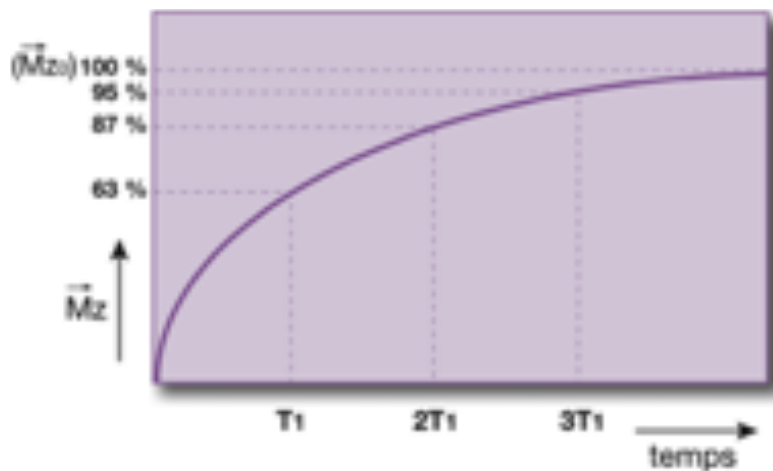


Figure 42 : Courbe exponentielle de repousse de l'aimantation longitudinale en fonction du T1 (45)

Le T1 est **spécifique** à chaque tissu biologique et son ordre de grandeur est d'environ **500 à 1000 ms**. Ce paramètre dépend de la taille des molécules qui composent le milieu et de leurs mouvements :

- Le **T1 sera court** dans les **tissus gras** puisqu'ils sont composés de grosses molécules ayant des mouvements lents. ν_0 est très proche de ν_c donc les échanges d'énergie sont très efficaces, le T1 est alors court.
- Le **T1 sera plus long** dans les **liquides** que dans les tissus solides, ainsi l'augmentation de la teneur en eau d'un tissu (en cas d'œdème par exemple) allongera le T1 de ce milieu. Inversement, si le tissu se charge en grosses molécules comme des protéines, son T1 aura tendance à se raccourcir.
- Le **T1 de l'eau pure** (comme le LCS) est **long** car elle est composée de petites molécules qui bougent très rapidement. Leur fréquence de collision est beaucoup plus élevée que la fréquence de Larmor ($\nu_c > \nu_0$) (45).

Mais il dépend également de paramètres propres à l'IRM :

- **T1 est proportionnel à B_0** donc si on augmente l'intensité du signal, on augmente aussi ν_0 et donc on augmente T1.
- **T1** aura tendance à **diminuer** en présence de **substances paramagnétiques** telles que les produits de contraste utilisés en IRM.

L'ensemble de ces propriétés nous permettra de différencier la nature des tissus et notamment de différencier le **liquide cérébro-spinal** (LCS) de la **substance grise** et **blanche** à l'IRM mais également de différencier des anomalies de structure au sein du tissu cérébral (45).

3.3.2. La relaxation transversale ou T2, la relaxation « spin-spin »

L'excitation par une impulsion de **90°** a pour conséquence l'apparition d'une composante transversale du vecteur d'aimantation tissulaire. À l'arrêt de cette impulsion, le phénomène inverse se produit c'est la **relaxation transversale**. On l'appelle également la relaxation « **spin-spin** » car elle est la résultante d'une **interaction entre les spins** qui se déphasent à nouveau lors de leur passage du niveau E_2 vers E_1 .

Chaque proton évolue dans un **micro-environnement moléculaire** qui lui est propre et précesse avec une fréquence qui n'est pas exactement la même pour tous (des petits champs magnétiques se superposent à B_0). On parle d'**hétérogénéité** du milieu moléculaire et c'est ce qui explique que les protons soient déphasés avant et après l'impulsion RF (44, 45).

La disparition de l'aimantation transversale se fait selon une **courbe exponentielle caractérisée** par le temps **T2** (en ms) décrite sur la figure 43. Il correspond à 63% de décroissance, autrement dit il reste 37% de la valeur initiale (45).

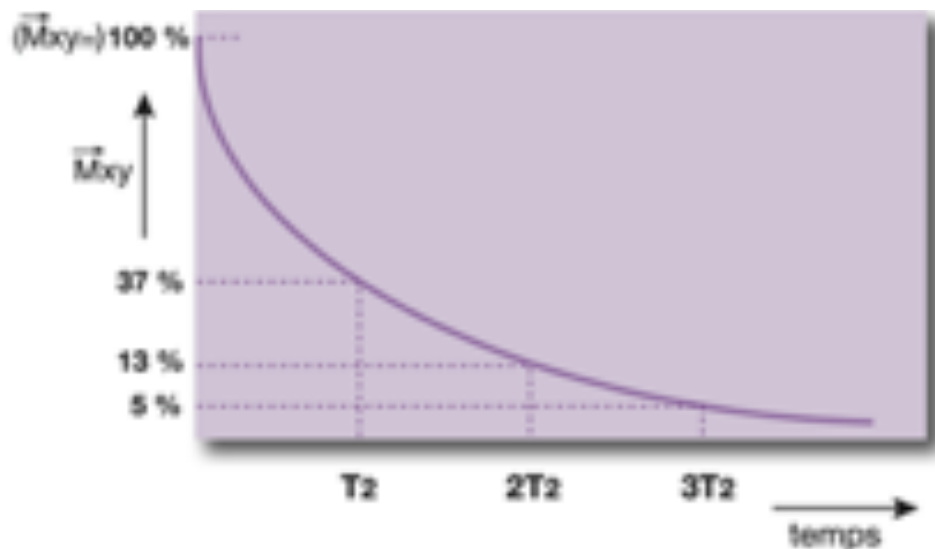


Figure 43 : Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2 (45)

De la même manière que T1, le T2 varie en fonction de la **structure moléculaire** du tissu et de son **état** (solide ou liquide) ; le T2 sera plus long dans les liquides que dans les solides.

Le T2 des tissus biologiques est d'environ **50 ms à 100 ms**, soit dix fois plus court que le T1. La relaxation transversale est beaucoup plus rapide que la relaxation longitudinale (T2 sera toujours plus court ou égal à T1) (45).

3.4. Mesure du signal RMN et notion de séquence écho de spin

Nous l'avons expliqué précédemment, la relaxation transversale est plus rapide que la relaxation longitudinale, ce qui signifie que le vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ va voir sa composante longitudinale $\vec{M}_z$ réapparaître moins rapidement que ne disparaît sa composante $\vec{M}_{xy}$. Le vecteur $\vec{M}$ va alors décrire une spirale en forme de « **pavillon de trompette** » (Fig. 44) (45).

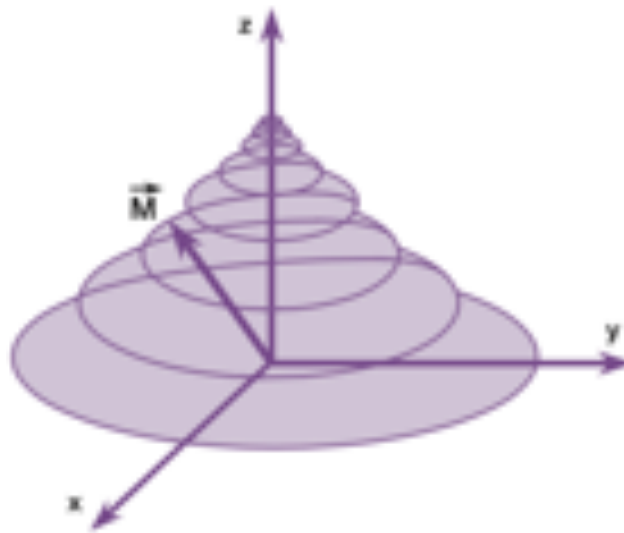


Figure 44 : Trajectoire du vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ lors de la relaxation (45)

Si l'on projette $\vec{M}$ dans le plan xOy, la composante transversale ($\vec{M}_{xy}$) décrit en fait une spirale et vient créer une onde de radiofréquence ou un champ magnétique (Fig. 45). Ce signal est appelé le signal d'induction libre (FID - *Free Induction Decay*) et sera détecté puis intégré par une bobine qui le transformera par la suite en un **signal électrique mesurable** ; une sinusoïde amortie par une **exponentielle** de temps T2 (en réalité T2* avec T2*<T2) (45).

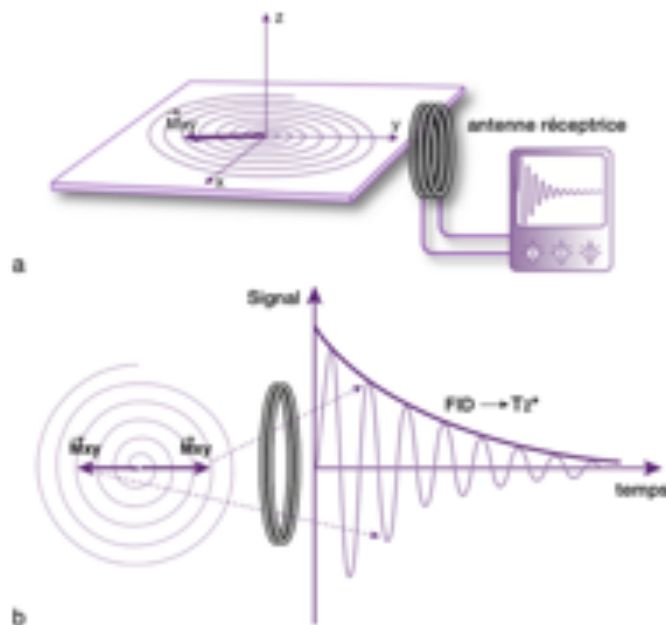


Figure 45 : Réception du FID par l'antenne et transformation en un signal électrique mesurable (45)

La **sinusoïde** serait amortie par une exponentielle de temps T_2 si le champ magnétique B_0 était parfaitement homogène (Fig. 46).

Cependant, si à l'échelle macroscopique on peut considérer B_0 comme étant homogène, à l'échelle microscopique il ne l'est pas. Ces hétérogénéités du champ B_0 sont d'origine « **instrumentale** » ou « **propre** » et **constantes**.

Ainsi, elles entraînent un **déphasage** plus important des spins et le signal FID observé décroît plus rapidement que prévu selon une exponentielle en T_2^* (45).

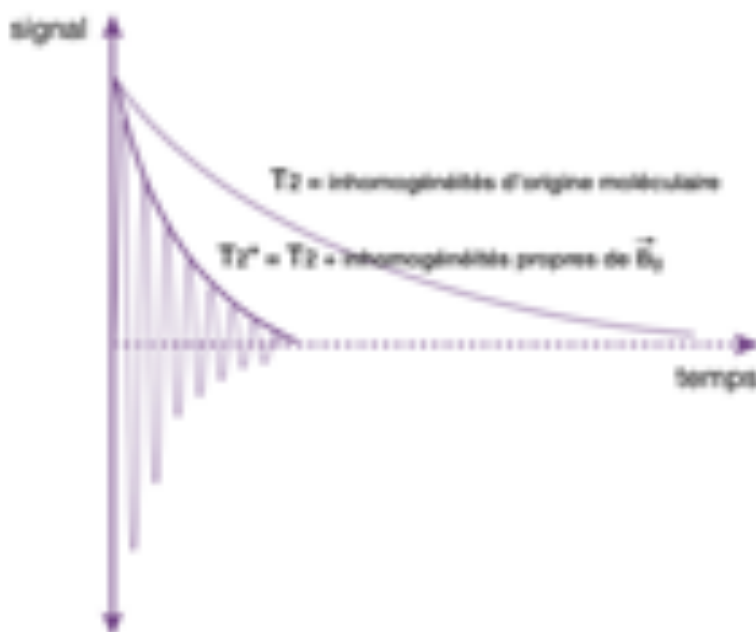


Figure 46 : Notions de $T_2^* = T_2$ (inhomogénéités du champ d'origine moléculaire) + inhomogénéités propres et constantes du champs externe B_0 (45)

Il est possible de s'affranchir des hétérogénéités décrites précédemment grâce à la **séquence d'écho de spin** et donc d'accéder au T_2 , qui est la valeur qui nous intéresse (45). Pour se faire, il suffit d'appliquer une impulsion de **180°**.

En effet, après l'impulsion à 90° les protons sont en phase puis vont se déphaser rapidement lors de la relaxation transversale. Si après un temps « $TE/2$ » (dit demi-temps d'écho), nous appliquons une impulsion à 180° , c'est-à-dire que l'on applique **un inversement des déphasages** selon une image en miroir, les protons qui précédaient le plus rapidement vont se retrouver derrière les plus lents. Alors au temps $TE = 2 TE/2$ on retrouve une certaine **cohérence de phase**, mais elle n'est pas parfaite car nous nous sommes seulement affranchis des déphasages dus aux inhomogénéités constantes du champs B_0 .

Ceci ne permet pas de neutraliser les hétérogénéités d'origine moléculaire ce qui a pour conséquence que le vecteur d'aimantation transversale ne récupère pas le maximum de sa valeur lors du rephasage. Cette atténuation du signal correspond en fait aux propriétés en T2 du tissu. L'impulsion de 180° permet d'enregistrer la décroissance T2 du signal (45, 46).

La répétition d'impulsions de 90° puis de 180° constitue la **séquence de base en écho de spin**. Cette séquence s'appuie sur deux paramètres :

- **Le temps d'écho (TE)** est le moment précis où l'on mesure le signal sur la courbe de décroissance en T2 (acquise par impulsion de 180° on le rappelle). C'est en fait le temps pendant lequel on laisse **décroître le signal** en T2, avant de le mesurer.
- **Le temps de répétition (TR)** qui correspond au temps entre deux impulsions de 90°. C'est également le temps de repousse puisqu'il correspond au **repoussement de l'aimantation longitudinale** en fonction des T1 de chacun des tissus (46).

3.5. Codage spatial du signal RMN

3.5.1. Quelques définitions

Les notions abordées dans cette section reposent sur plusieurs termes, représentés sur la figure 47 et dont voici les définitions :

- Un **pixel** correspond à la composante élémentaire d'une image bidimensionnelle.
- Un **voxel** représente le volume élémentaire d'échantillonnage dont l'intensité du signal sera reportée sur le pixel correspondant de l'image.
- Le **champ de vue (FOV - Field Of View)** représente les dimensions réelles du plan de coupe de l'image. La taille de la matrice définit le nombre de lignes (Lp) et de colonnes (Cf). Les dimensions du champ de vue et la taille de la matrice déterminent la résolution spatiale (dimension du pixel). **Pour un FOV donné, plus la taille de la matrice est grande, plus le pixel est petit.**

Les matrices peuvent être carrées ou asymétriques. Les champs de vue et les pixels peuvent donc être carrés ou rectangulaires (47).

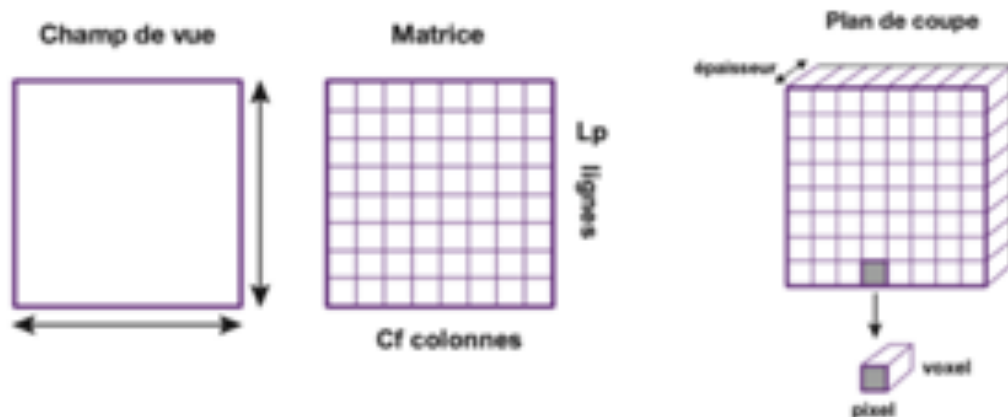


Figure 47 : Notion de champ de vue, de matrice, de voxel et de pixel (47)

3.5.2. Localisation spatiale du signal

L'**image IRM** va être reconstruite à partir du **signal RMN** émis et capté par l'**antenne de réception**. Pour cela il est nécessaire de **localiser l'origine spatiale** du signal le plus précisément possible. Ce **codage** se fait à l'aide d'une succession de **gradients de champs magnétiques** qui, à travers la réponse des spins, transmettent les informations spatiales (48, 49).

3.5.2.1. Les gradients de champ magnétique

Un gradient correspond au **taux de variation** d'une donnée physique dans une direction de l'espace. Les gradients linéaires de champs magnétiques utiles au codage spatial de l'image IRM sont créés par des **bobines** de gradients traversées par un courant électrique. Ils vont venir se **superposer** au champ magnétique principal **B₀** qui va donc augmenter de façon **linéaire** dans la direction où est appliqué le gradient et créer un nouveau champ appelé **B** (Fig. 48).

Ceci a pour conséquence de modifier la fréquence de précession des spins, la fréquence de Larmor devient :

$$\omega = \gamma \cdot B$$

Avec γ est le rapport gyromagnétique.

On représentera ce gradient de champs dans l'espace par un **trapèze** ; centré sur B_0 , dont l'axe horizontal sera la durée alors que l'axe vertical correspondra à l'amplitude du gradient (47).

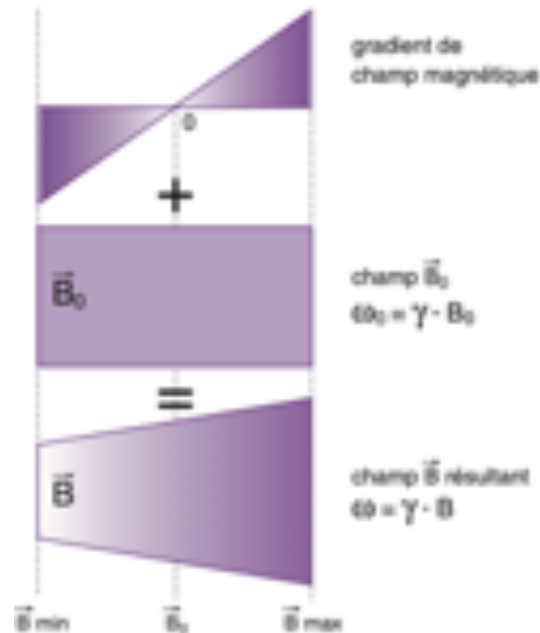


Figure 48 : Superposition du gradient de champ de magnétique au champ principal B_0 (47)

Désormais à chaque valeur de champ magnétique correspond une **fréquence de précession spécifique** et donc une **position dans l'espace** bien précise. Le gradient permet une **localisation** dans l'espace d'un signal IRM. Pour ce faire, il faut sélectionner un **plan de coupe**, différentes **lignes** et différentes **colonnes** au sein d'un volume donné par l'application de 3 gradients ; respectivement le gradient de **sélection de coupe** (G_z ou G_{ss}), le gradient de **codage de phase** (G_y ou G_p) et le gradient de **fréquence** (G_x ou G_w) (47).

3.5.2.2. La sélection de plan de coupe

Sélectionner un plan de coupe consiste à exciter des protons situés dans une couche d'épaisseur définie. Pour se faire, on applique un **gradient de coupe** (G_{ss} , *Slice Selection Gradient*) le long de l'axe **perpendiculaire** au plan de coupe intéressé de sorte qu'un seul plan soit à la fréquence de résonance lors de l'impulsion de 90° . Dans ce plan de coupe, tous les protons précessent à la même fréquence que la fréquence de **résonance** (47– 49).

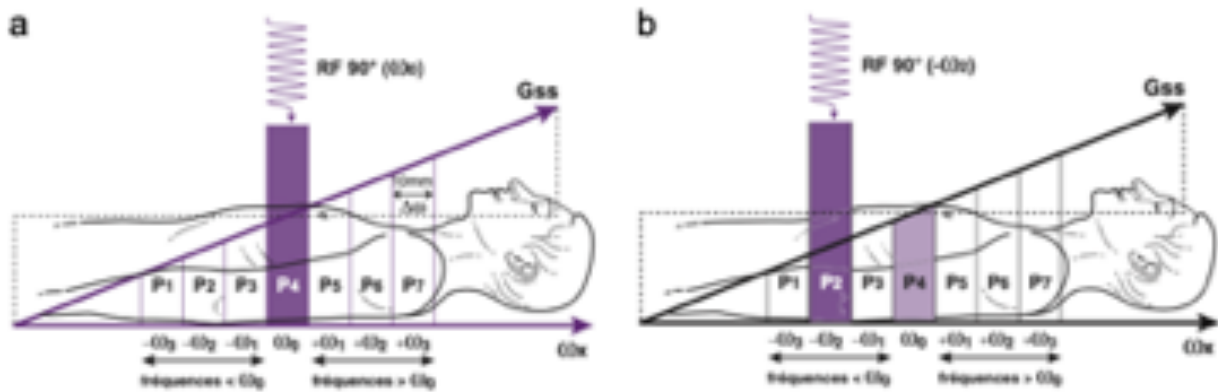


Figure 49 : Sélection d'un plan de coupe a) en P4 ($\omega_r = \omega_0$) et b) en P2 ($\omega_r = -\omega_2$) (47)

D'après la figure 49, si la fréquence ω_r est égale à ω_0 , seuls les protons du plan de coupe P4 seront à la condition de résonance et basculeront de 90° pour contribuer à la formation du signal RMN (47).

Après avoir sélectionné un plan de coupe, il est nécessaire de le découper en **voxels** pour permettre une localisation **bidimensionnelle**. Pour cela, on va appliquer deux gradients de champ ; le premier permettra un codage spatial en fréquence le long de l'**axe x** et le deuxième, un codage en phase le long de l'**axe y** (49).

3.5.2.3. Le codage en fréquence

Le codage en fréquence utilise le même principe que la sélection de coupe, mais cette fois le gradient (G_x ou G_ω) est appliqué dans l'**axe x**, durant la phase de lecture du signal RMN et non lors de la phase d'excitation (impulsion RF à 90°).

Il va modifier la fréquence de précession des protons **perpendiculairement** à sa direction ; ainsi le **codage en fréquence** permet de définir les voxels **le long d'une ligne** du plan de coupe mais n'est pas capable de différencier deux voxels se situant dans la même colonne du plan (Fig. 50) (47).

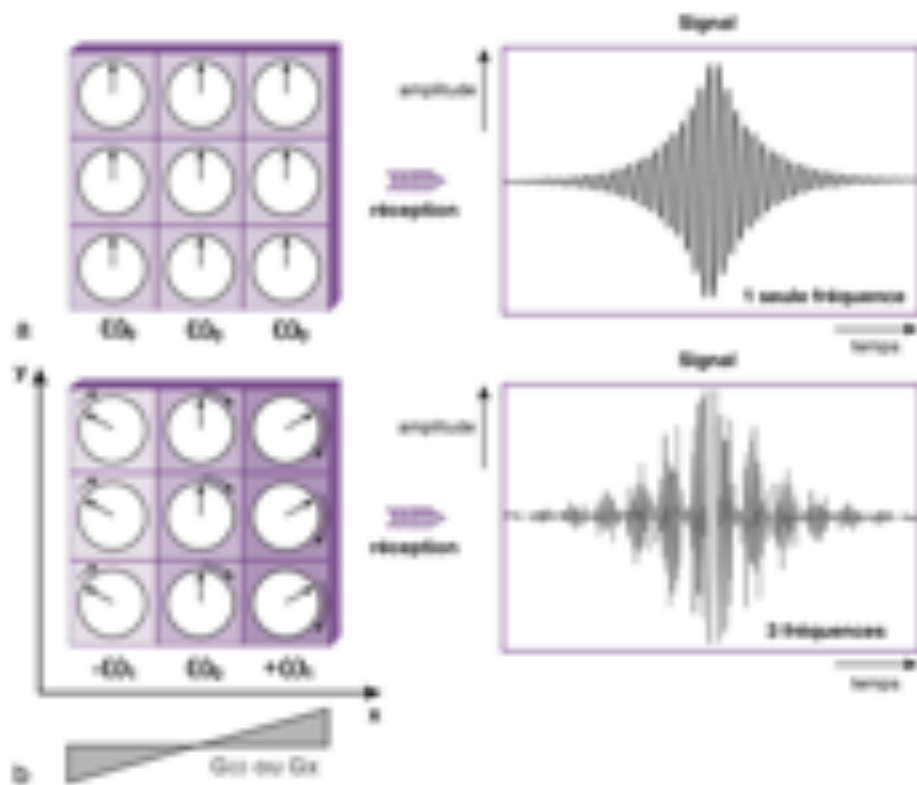


Figure 50 : Application d'un gradient G_ω et codage en fréquence (47)

Ainsi, les voxels d'une même colonne ont des fréquences de précession identiques et représentent donc un même point dans l'espace fréquentiel. Une localisation dans cette deuxième direction est donc nécessaire (49).

3.5.2.4. Le codage en phase

Le **codage en phase** est l'outil qui nous permettra de discriminer les signaux selon l'**axe y**.

Cette fois-ci nous appliquons un **gradient de champ** (*Phase-Encoding Gradient*, G_p), le long de l'axe y, juste **avant réception** du signal (Fig. 51). Celui-ci va modifier la vitesse de précession des protons **perpendiculairement** à sa direction et donc créer un décalage de phase selon le gradient.

Lors de la lecture du signal, le gradient est éteint, les spins vont de nouveau précesser ensemble à la fréquence de Larmor, mais le **déphasage persiste** : on a réalisé un **codage par la phase** (47).

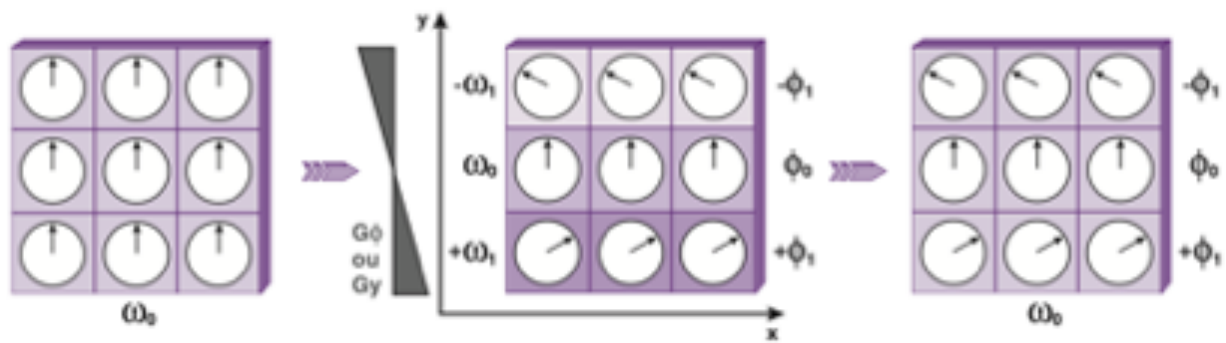


Figure 51 : Application du gradient de codage en phase G_p (47)

En résumé, **localiser un signal en IRM** revient à sélectionner un plan de coupe pour lequel on applique un **gradient G_{ss} (G_z)** qui se superpose au champ magnétique principal B_0 .

Ensuite, il faut, à l'intérieur de ce plan de coupe, sélectionner les différentes lignes par un deuxième **gradient de champ G_y** appliqué avant réception du signal, entre G_z et G_x .

Enfin, il faut sélectionner les différentes colonnes par un troisième et dernier **gradient de champ G_x ou G_w** que l'on applique durant la réception du signal.

On obtient au final un **chronogramme de la séquence de base d'écho de spin**, décrit sur la figure 52 ci-dessous (47).

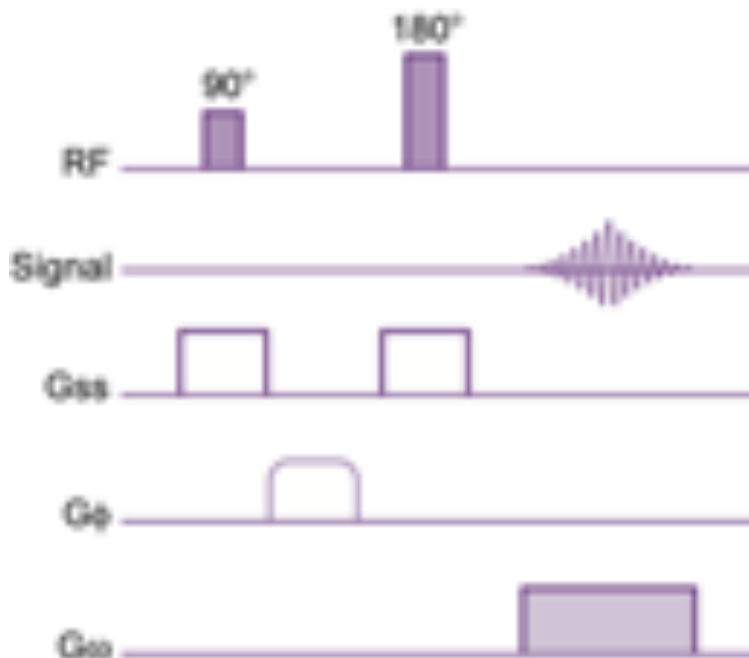


Figure 52 : Chronogramme de la séquence d'écho de spin (47)

3.5.3. Acquisition de l'image et plan de Fourier

3.5.3.1. Notion de Transformée de Fourier et de fréquence spatiale

Une **transformée de Fourier** est un outil **mathématique** nous permettant d'individualiser les différentes fréquences qui composent un signal (Fig. 53).



Figure 53 : Décomposition d'un signal quelconque par la transformée de Fourier (50)

Cet outil permet de **visualiser un signal** non plus comme l'évolution d'une amplitude/intensité par rapport au temps mais d'une **amplitude/intensité par rapport à la fréquence**. On passe ainsi du domaine temporel au domaine fréquentiel (Fig. 54).

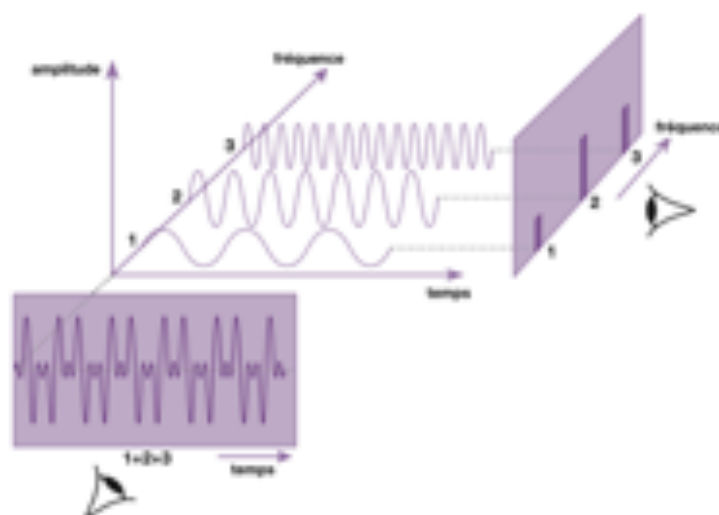


Figure 54 : Transformée de Fourier et passage d'une amplitude par rapport au temps à une amplitude par rapport à la fréquence (50)

La transformée de Fourier est représentée par une **courbe continue** reliant les différentes fréquences. C'est une opération **réversible**, c'est-à-dire qu'en connaissant un spectre de fréquence, on peut calculer **le signal temporel** correspondant par une **Transformée de Fourier inverse** (50).

3.5.3.2. Acquisition d'une image 2D

En IRM, l'acquisition d'une image en 2 dimensions nécessite un **double codage** par la fréquence et par la phase. La reconstruction, elle, nécessite une double transformée de Fourier 2D c'est-à-dire qu'on applique successivement ces deux gradients dans les deux directions ; **d'abord suivant x puis suivant y**.

L'acquisition des données se fait ligne par ligne par une **double progression** (Fig. 55 et 56) (47, 50, 51).

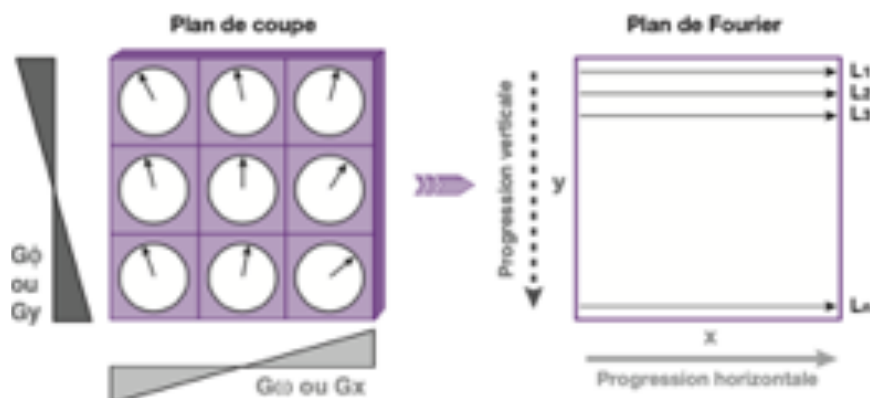


Figure 55 : Principe d'acquisition des données d'un plan de coupe (47)

- **Horizontale en x** : balayage d'une même ligne correspondant au codage en fréquence par le gradient de lecture G_x . Chaque ligne du plan de Fourier est acquise après un temps dit temps d'écho (TE).
- **Verticale en y** : passage d'une ligne à l'autre par l'ajout du codage de phase permettant d'obtenir successivement les N_y lignes du plan de Fourier. Le temps nécessaire entre deux cycles, c'est-à-dire entre deux impulsions de 90° , est le temps de répétition « TR ».

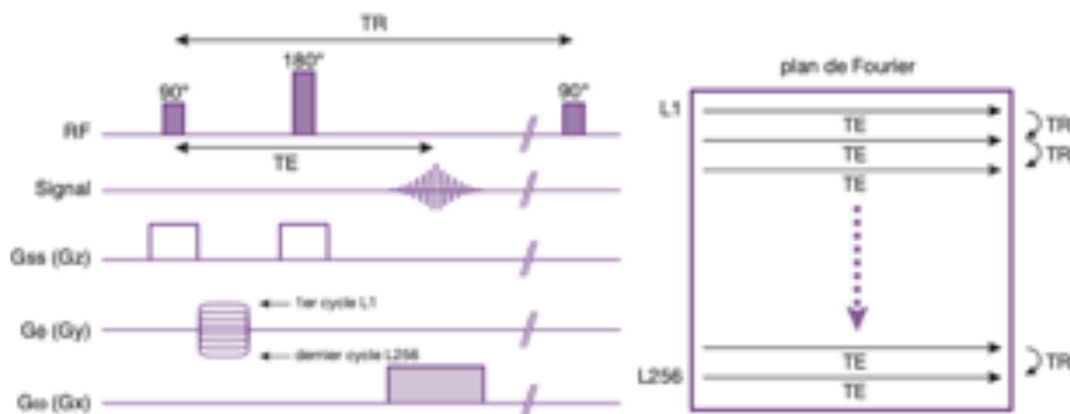


Figure 56 : Chronogramme presque complet de la séquence d'écho de spin (47)

Ainsi, les gradients de codage de phase et de fréquence sont appliqués de manière **séquentielle** autant de fois qu'il y a de lignes dans la matrice (N_p), soit en général **128** ou **256** fois (voire **512**).

Le temps d'acquisition « Tac » nécessaire pour obtenir une **image 2D** dépend de plusieurs paramètres :

- Le **temps de répétition TR**, entre deux impulsions de 90° .
- Le **nombre de lignes N_p** de la matrice, aussi égal au nombre de fois que l'on incrémente le gradient de codage de phase.
- Le **nombre d'excitations N_{ex}** , c'est-à-dire le nombre de mesures d'une même ligne. En effet, il est parfois nécessaire de passer plusieurs fois sur chaque ligne pour améliorer la qualité de l'image (50).

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

3.6. Reconstruction de l'image et notion de contraste

3.6.1. L'espace K

Le signal enregistré lors d'une séquence d'IRM est stocké dans l'**espace K**, correspondant exactement à un **plan de Fourier**.

Pour obtenir une image, il suffit d'appliquer une Transformée de Fourier 2D inverse sur l'espace K. Tout comme on place dans le plan de Fourier les informations d'intensité et de phase pour chaque composante fréquentielle, selon x et y, les données recueillies au cours de la séquence IRM seront placées dans l'espace K selon k_x et k_y . Le domaine **temporel** devient le domaine **spatial** et la fréquence devient la fréquence spatiale (50, 51). La fréquence spatiale correspond à la **rapidité de variation de phase** des spins par unité d'unité de longueur.

Ainsi, un **déphasage important** de spin correspond à une **variation rapide** et donc à une **haute fréquence spatiale**. Et les déphasages importants entraînent une **baisse du signal**.

A l'opposé, un **déphasage faible** correspond à une **basse fréquence spatiale** mais permet l'obtention d'un **signal élevé** (50).

3.6.2. Remplissage linéaire de l'espace K

L'emplacement des données de l'espace K dépend de l'**intensité** et de la **durée** des gradients de codage de phase et de fréquence, ainsi :

- Au **centre** on retrouve les **basses fréquences spatiales** avec les signaux les plus élevés, permettant un meilleur contraste.
- En **périphérie** se trouvent les **hautes fréquences spatiales**, c'est-à-dire les signaux de faible intensité. Ils ne sont pas déterminants pour le contraste de l'image mais plutôt pour la résolution de l'image.

Ainsi, lorsque l'on remplit l'espace K selon le **chronogramme** d'une séquence d'écho de spin classique, pour chaque ligne on balaye à la fois les hautes et les basses fréquences spatiales. Au fur et à mesure des répétitions obtenues **selon x et y** on obtient d'abord une **image de contours** (avec peu de contraste) puis le **contraste** s'installe à mesure que l'on acquière les basses fréquences spatiales (Fig. 57 et 58) (50, 51).

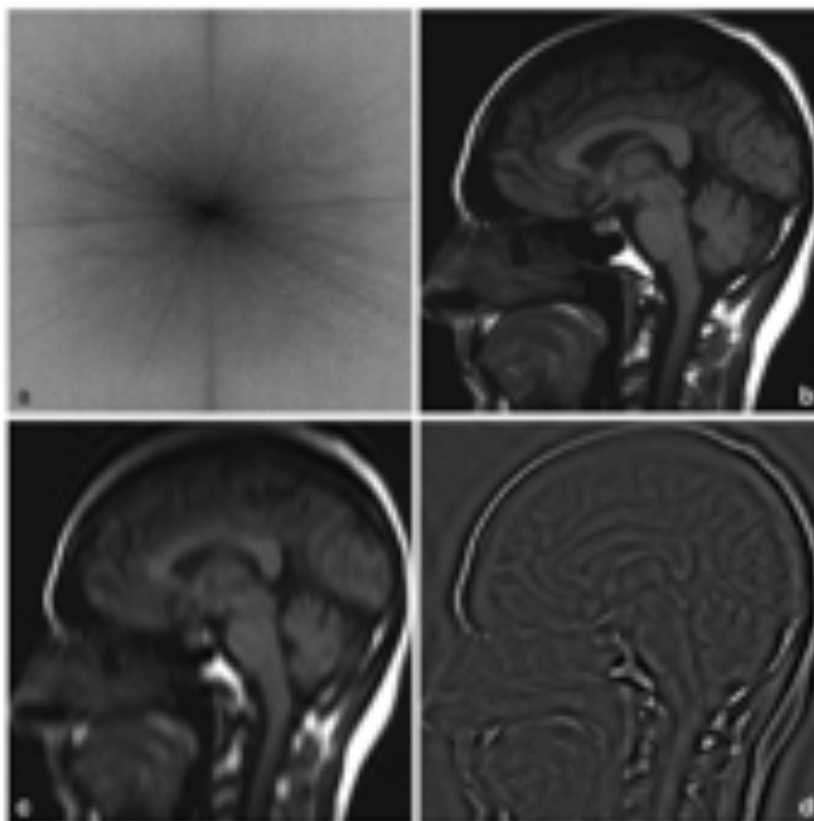


Figure 57 : Plan de Fourier en IRM a) image dans le plan de Fourier b) image obtenue après double transformée de Fourier c) image obtenue à partir de la zone centrale du plan de Fourier et d) image obtenue à partir la périphérie du plan de Fourier (50)

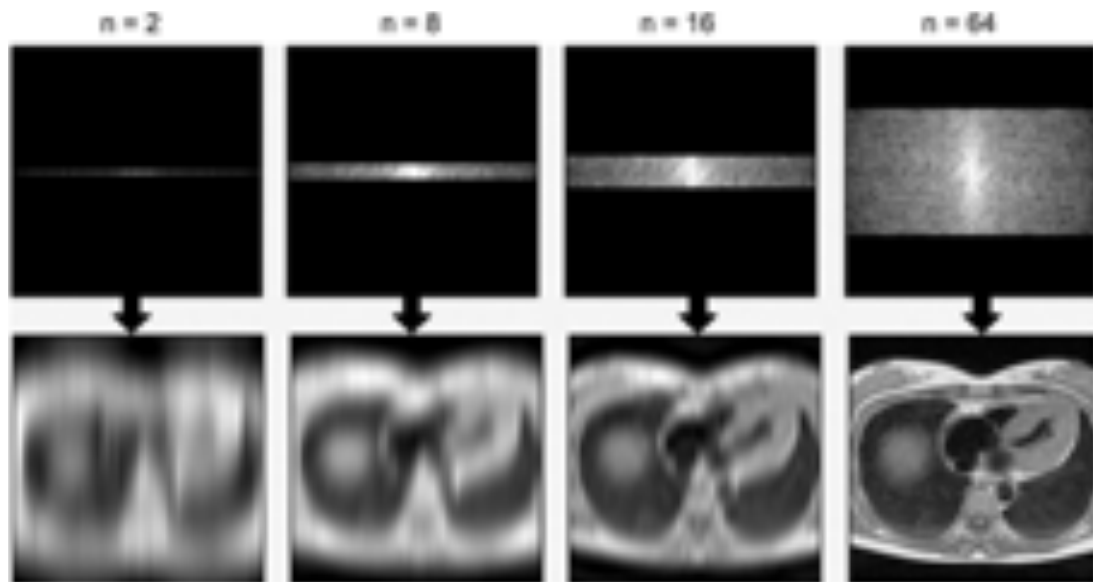


Figure 58 : Image obtenue en fonction du remplissage du plan de Fourier (50)

3.6.3. Le contraste en IRM

Le contraste en IRM correspond à la **traduction** des signaux en **niveaux de gris**. En effet, un **signal faible** sera traduit en **noir** alors qu'un **signal élevé** sera **blanc**.

Ce contraste est directement relié au **temps de relaxation** et au **temps d'écho**. TE et TR seront des paramètres que l'opérateur va pouvoir choisir : en favorisant l'un par rapport l'autre, il va ainsi **pondérer** la séquence (51, 52).

3.6.3.1. Influence des temps de répétition et d'écho

Pour rappel, le temps de répétition est aussi appelé le temps de repousse puisqu'il correspond au **repoussement de l'aimantation longitudinale** en fonction du **T1** de chacun des tissus. Le temps écho (TE), lui, est le temps pendant lequel on laisse **décroître le signal en T2**, avant de le mesurer.

T1 est bien plus court que T2.

Le temps de répétition **TR conditionne le contraste en T1** de sorte que :

- Plus le **TR est long**, plus le contraste en T1 est faible. On dit que la séquence est **dépondérée en T1**.
- Plus le **TR est court**, plus le contraste en T1 est élevé. Dans ce cas la différence blanc (signal élevé) / noir (signal faible) sera plus perceptible. On dit que la séquence est **pondérée en T1**.

Contrairement au TR, le temps **TE conditionne le contraste en T2** :

- Plus le **TE sera court** (inférieur à 20-30 ms) moins il sera possible de différencier les signaux de deux tissus différents (ayant deux T2 bien distincts). La séquence est **dépondérée en T2**.
- En revanche, plus le **TE sera long** (au-delà des 100ms), plus il sera aisé de faire le contraste entre les deux tissus. Celui qui a le T2 le plus long décroît plus doucement, il aura donc un signal plus élevé et apparaîtra plus blanc. La séquence est dite **pondérée en T2** (51, 52).

3.6.3.2. Pondération en T1 et en T2

Pondérer une séquence en T1 signifie favoriser le contraste en T1 et le minimiser en T2 donc il faut :

- Un **TR le plus court** possible (soit environ 400-600ms) pour pondérer en T1.
- Un **TE le plus court** possible (environ 15 ms) également pour dépondérer en T2.

Dans ce cas, ce sera le milieu avec le T1 le plus court qui apparaîtra le plus blanc (Tab.1).

Pondérer une séquence en T2 signifie au contraire avoir :

- Un **TR le plus long** possible (environ 2000ms) pour dépondérer en T1.
- Un **TE le plus long** possible (environ 120 ms).

Le tissu avec le T2 le plus long apparaîtra le plus blanc (Tab.1) (52).

Tableau 1 : Choix du TR et du TE dans la pondération en T1 et en T2

	Séquence pondérée T1	Pondérée en T2
TR	Court	Long
TE	Court	Long

2.5.1 Application au contraste du système nerveux central et ses pathologies

Les différentes applications du contraste au système nerveux central ainsi qu'à ses pathologies sont résumées dans le tableau 2 et la figure 59 ci-dessous :

Tableau 2 : Contraste en fonction de la nature du tissu nerveux et de la pondération de séquence

	Substance blanche	Substance grise	LCS	Lésions pathologiques
Longueur des TR et des TE	T1 et T2 courts	T1 et T2 intermédiaires	T1 et T2 longs	T1 et T2 rallongés
Séquence pondérée en T1	Blanche	Grise	Noir	Noir, proche du signal du LCS *
Séquence pondérée en T2	Gris foncé	Gris intermédiaire	Blanc	Blanc « flash »

**car une lésion pathologique s'accompagne la plupart du temps d'un chargement hydrique (eau libre)*

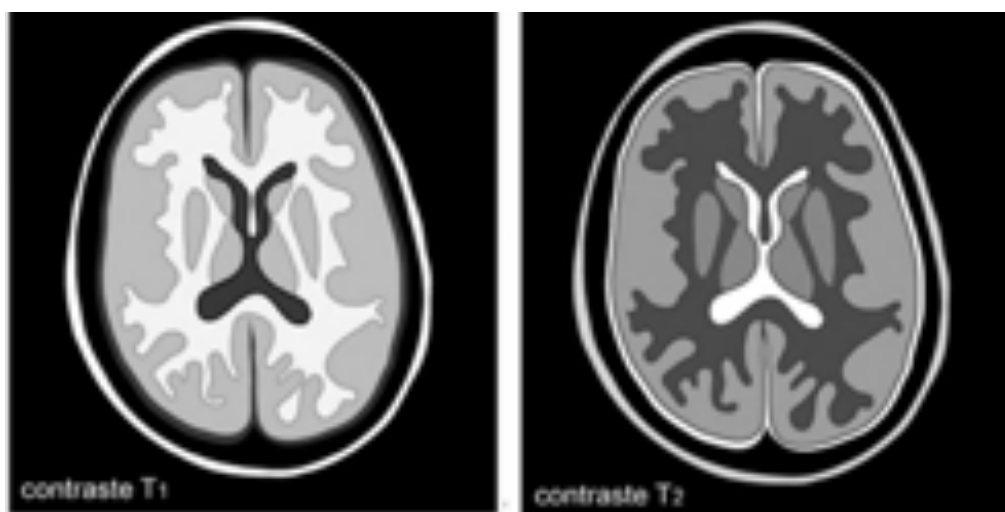


Figure 59 : Coupe axiale de cerveau humain en pondération T1 et T2 (52)

4. Imagerie de diffusion

4.1. Principe de diffusion

L'**imagerie de diffusion** permet la mise en évidence des mouvements microscopiques de l'eau dans les milieux biologiques (Fig. 60). En effet, l'eau est dotée d'un **mouvement aléatoire** et permanent appelé le « **mouvement brownien** » puisque c'est le botaniste Robert Brown qui le découvrit en 1827 (53, 54).

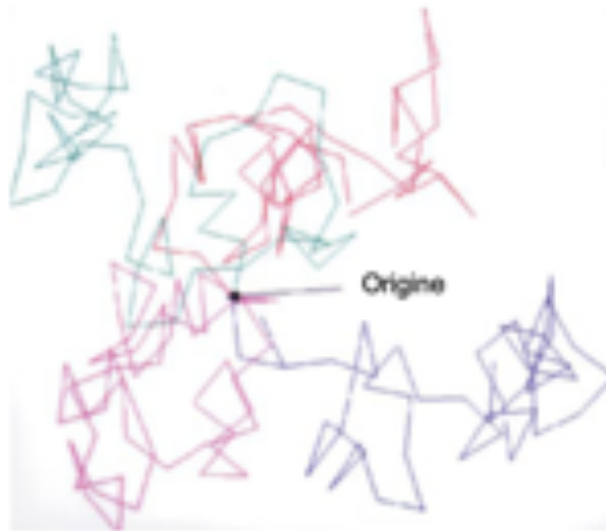


Figure 60 : Mouvement brownien de quatre particules ayant toutes le même point d'origine (53)

L'intensité de cette agitation sera dépendante du milieu et sa capacité de diffusion moléculaire. Plus l'eau sera **libre** dans un milieu, plus l'**agitation** sera rendue **facile** et donc sera importante, on parle de **diffusion élevée**.

Au contraire, dans un milieu où l'eau ne peut bouger (à cause **d'obstacles** par exemple), la diffusion sera **réduite** (54).

4.2. Principe de l'imagerie de diffusion

L'imagerie de diffusion va donc s'intéresser aux **mouvements Brownien** des molécules **d'eau** à l'intérieur des voxels sur une durée donnée, sans information sur la direction de ce mouvement. Cette technique n'explore que les mouvements de **l'eau extra-cellulaire** donc indirectement, elle nous apportera une information sur la structure environnante des molécules d'eau.

Les molécules d'eau extracellulaires pourront avoir trois types de mouvements représentés en figure 61 :

- Un **mouvement libre**, comme par exemple dans un fluide tel que le liquide cérébro-spinal. On parle de diffusion **libre**.
- Un **mouvement limité dans toutes les directions** de l'espace à cause de nombreux obstacles tels qu'un abcès ou une tumeur. On parle de diffusion restreinte **isotrope**.
- Un **mouvement limité à une seule direction** de l'espace comme dans certains tissus structurés comme par exemple des fibres nerveuses (l'organisation parallèle et les couches concentriques de myéline). On parle de diffusion restreinte **anisotrope** (55).

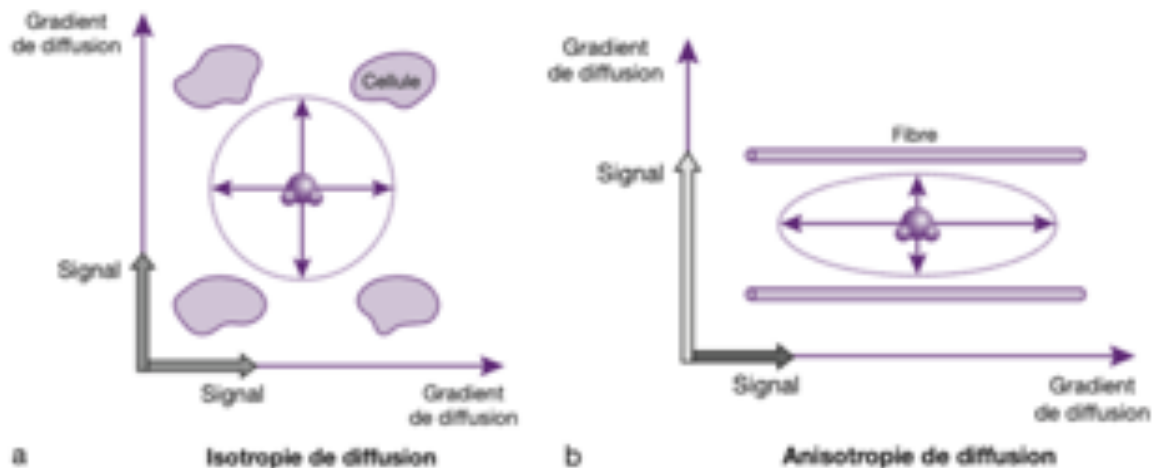


Figure 61 : Notion a) d'isotropie et b) d'anisotropie de diffusion (54)

4.2.1. Utilisation des gradients de diffusion

En IRM, lors de l'application d'un gradient de champ magnétique, les mouvements des protons d'hydrogène entraînent des **déphasages** responsables d'une **diminution du signal**. L'agitation des molécules aura donc des répercussions sur le signal ; plus les mouvements sont **rapides**, plus le **déphasage** est important et plus le **signal est faible**. Mais les effets de la diffusion sont microscopiques et donc d'ordinaire invisibles sur des images IRM conventionnelles.

Pour objectiver ce phénomène, il faudra **pondérer** les images en **diffusion** en rajoutant deux gradients de diffusion identiques de part et d'autre de l'impulsion RF de 180° au sein d'une séquence dite « **EPI-SE** » (*écho planar imaging – spin écho*) (Fig. 62). L'objectif de ces séquences pondérées en diffusion sera d'obtenir des images dont le contraste est influencé par les différences de mobilité des molécules d'eau (54, 56).

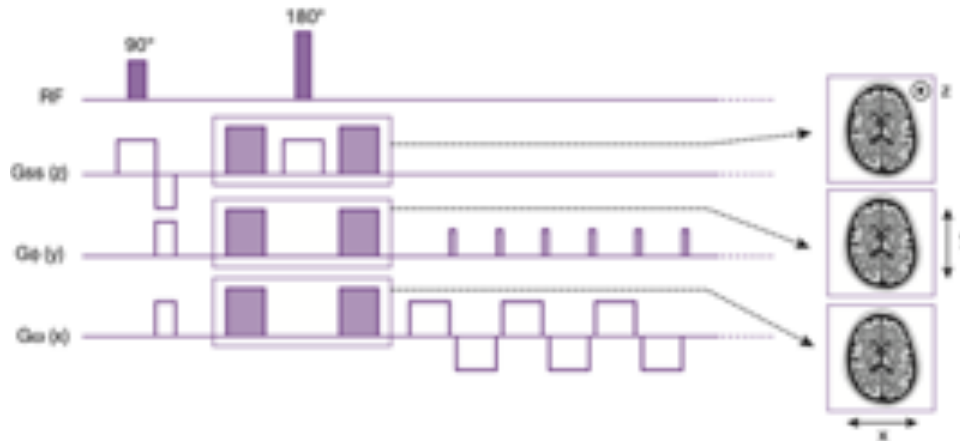


Figure 62 : Rajout de gradient de diffusion dans la séquence EPI-SE (54)

Ainsi, pour les molécules d'eau **mobiles**, le déphasage n'est pas complètement compensé par le deuxième gradient d'où une **atténuation du signal**. Au contraire, pour les protons **immobiles**, le déphasage est parfaitement compensé par le deuxième gradient appliqué. On aura un **hyper-signal** pour les milieux à diffusion réduite (55).

4.2.2. Pondération en diffusion

Au même titre qu'une pondération en T2 sera définie par le temps d'écho, une **pondération en diffusion** sera établie par l'**amplitude des gradients** (G), la **durée** de leur application (τ) et le **délai** entre les deux gradients (T). Ces caractéristiques sont regroupées dans un facteur de gradient « **b** » ; le degré de pondération en diffusion (Fig. 63) (54).

$$b = (\gamma \cdot G \cdot \tau)^2 \cdot (T - \tau/3)$$

Avec γ le rapport gyromagnétique.

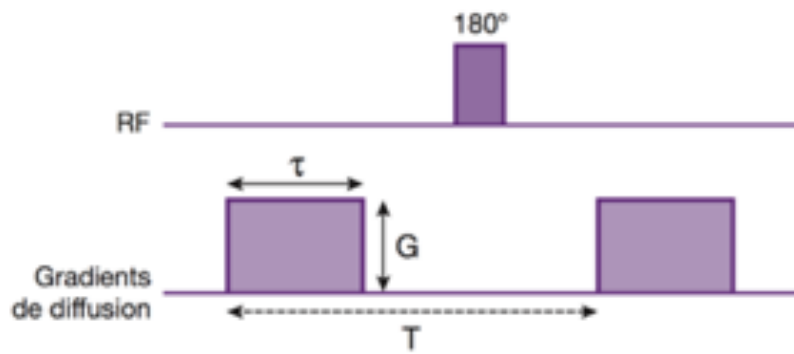


Figure 63 : Détermination du facteur b (54)

b s'exprime en s/mm^2 , il varie entre 0 et 3000 s/mm^2 . Lorsque l'on augmente la valeur de b , on accroît la sensibilité de la séquence au phénomène de diffusion.

En pratique, une séquence de diffusion se fait par l'application répétée de 3 séquences EPI avec des gradients de diffusion dans les **3 directions** de l'espace. Nous obtenons 3 images pondérées en diffusion que nous allons « **superposer** » pour obtenir une quatrième et dernière image, « **l'image trace** ». Cette 4^{ème} image est obtenue en effectuant une moyenne de chaque pixel provenant des 3 images précédentes. Sur cette image trace, un hyper-signal correspond à une diminution de la diffusion dans les trois directions x , y et z (54, 55).

La séquence de diffusion comprend en général deux étapes :

- Une série de coupes EPI avec un facteur de gradient $b=0$ (sans gradient de diffusion) et pondérée en T_2 .
- Une série de coupes avec un facteur b compris entre 500 et 3000 s/mm^2 . En augmentant le facteur b ($>3000 \text{ s/mm}^2$), on augmente la pondération en diffusion, mais aux dépens du rapport signal sur bruit qui diminue.

4.2.3. Coefficient de Diffusion Apparent (CDA)

Les images obtenues sur l'imagerie **pondérée en diffusion** sont également **pondérées en T_2** du fait d'un TR très long et d'un TE long (il faut le temps nécessaire à l'application des gradients de diffusion). On ne peut donc pas différencier en hyper-signal lié à une restriction de la diffusion d'un hyper-signal liée à la pondération en T_2 .

Ce phénomène de persistance de signaux intenses dû à des structures à T2 long est appelé « T2 *shine-through* ». Si l'on veut baser notre analyse du signal uniquement sur l'imagerie pondérée en diffusion, il faut réussir à s'affranchir de l'effet T2 et pour cela, il **faut calculer le coefficient de diffusion apparent** (CDA) (54, 56). Ceci nécessite d'avoir au moins deux acquisitions en imagerie de diffusion :

- Une acquisition sans gradient de **diffusion (b=0)**, donnant un signal S_0 .
- Une acquisition comportant des gradients de diffusion d'une valeur b déterminée, produisant un signal S .

La valeur du CDA est alors donnée par la relation suivante :

$$\text{Log} \left(\frac{S}{S_0} \right) = -b \cdot \text{CDA} \quad \text{Soit} \quad \text{CDA} = \frac{-\text{Log} \left(\frac{S}{S_0} \right)}{b}$$

Les résultats peuvent être représentés et interprétés sur un graphique : plus l'atténuation du signal (due à la diffusion) d'un tissu est élevée, plus le CDA est élevé, et plus la pente de la courbe correspondante est forte (Fig. 64).

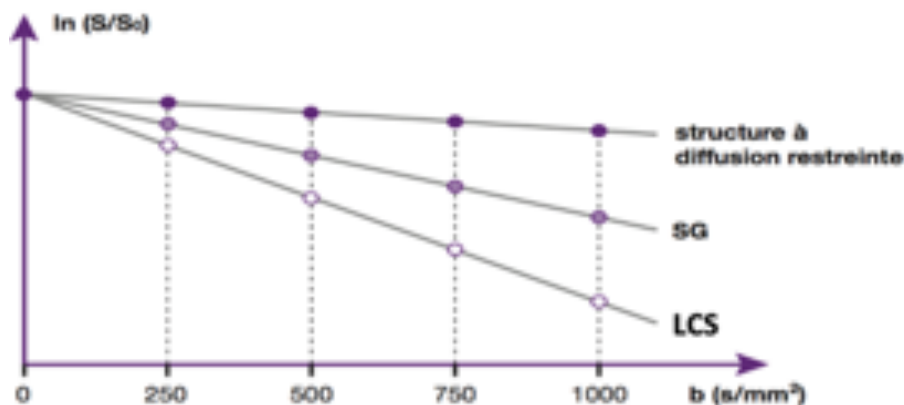


Figure 64 : Calcul du CDA (54)

A partir de ces calculs, on peut générer une **cartographie de diffusion** ou **image CDA**, grâce à un processus de traitement qui consiste à combiner les images obtenues à différents coefficients de diffusion b , pixel par pixel, pour chaque coupe. Sur une cartographie de CDA, les zones à **diffusion lente** sont représentées en **hypo-signal**, contrairement aux zones de diffusion élevée (54).

4.3. Imagerie de tenseur de diffusion et son application à la tractographie de substance blanche

L'imagerie de diffusion peut être mise à profit pour faire ce qu'on appelle de **l'imagerie de tenseur de diffusion** ou **DTI** (*Diffusion Tensor Imaging*), afin de retracer les **trajets des fibres** axonales de la **substance blanche**. En effet, les molécules d'eau se déplacent plus rapidement selon un axe parallèle à celui des axones que perpendiculairement à ces derniers, c'est le principe de la **diffusion anisotrope** (57, 58).

On peut décrire la diffusion des molécules d'eau dans les trois directions par l'utilisation d'une **ellipse** caractérisée par trois « **vecteurs propres** » associés à trois « **valeurs propres** » de diffusion ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$). Ainsi, pour chaque ellipse et donc pour chaque voxel, on définit la **direction de diffusion principale** (Fig. 65).

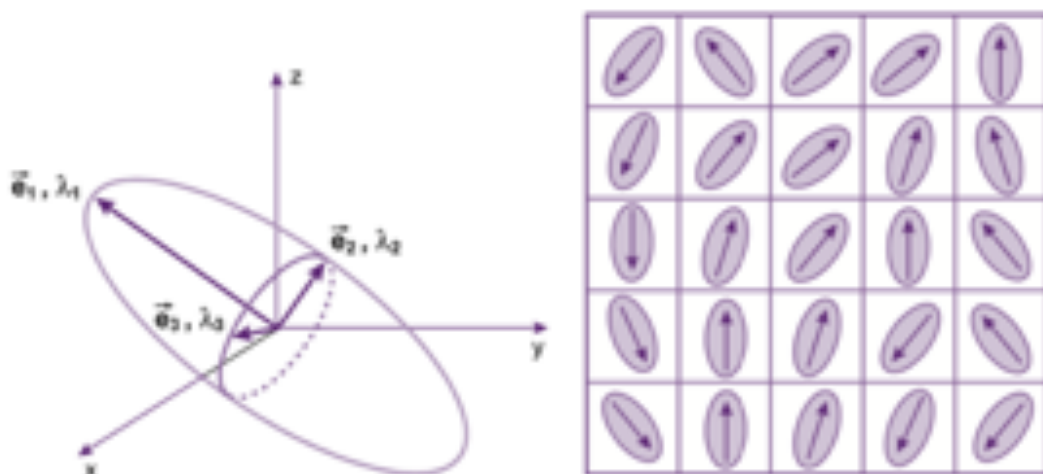


Figure 65 : Représentation de la diffusion par une ellipse et ses trois valeurs propres ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$) (54)

Une fois que l'orientation des fibres a été définie pour un certain nombre de voxels, on obtient une carte d'anisotropie. Cependant, il serait difficile d'interpréter ces résultats sur une image 2D en échelles de gris, c'est pourquoi un **code couleur** est défini selon une convention (Fig. 66) :

- En **rouge** nous retrouverons les faisceaux ayant une orientation **latéro-latérale**
- En **bleu** les faisceaux **dorso-ventraux**
- En **vert** seront représentés les faisceaux **rostro-caudaux** (54, 59)

Le DTI a évolué en une technique qui permet de suivre un trajet de substance blanche isolé, la tractographie ou le **DTT** (*Diffusion Tensor Tractography*).

Un algorithme de tractographie repose sur 3 caractéristiques :

- Le type de données utilisées (DTI, DSI, Q-Ball ou des méthodes à hautes résolutions angulaires évoquées en 6.2.1).
- La technique permettant de générer les trajectoires : soit par un algorithme probabiliste soit par un algorithme déterministe.
- La méthode de sélection des trajets de fibres (10).

Le critère d'arrêt de la reconstruction du faisceau de fibres est le plus souvent celui basé sur l'anisotropie c'est-à-dire quand la Fraction d'Anisotropie (FA) passe en dessous d'un certain seuil : 0,2 (celle de la substance grise étant de 0,1 à 0,2) (10).

On peut également demander à l'algorithme de cesser la reconstruction du faisceau lorsque l'angle de déviation est supérieur à 45° (Fig. 66) (10).

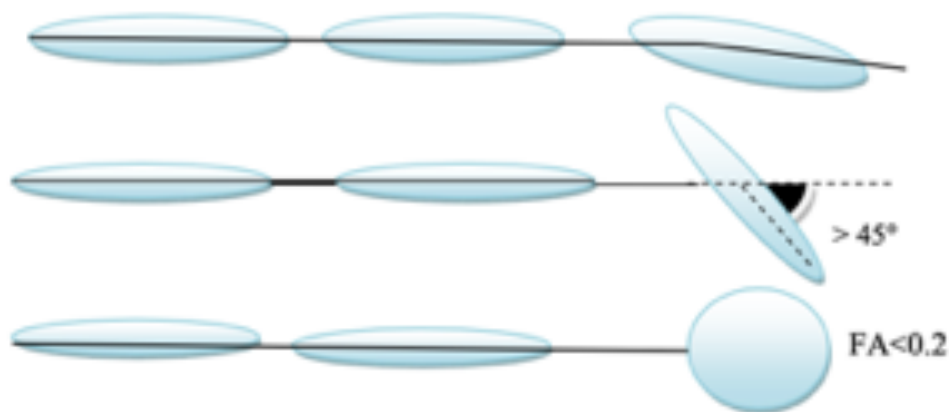


Figure 66 : Critères d'arrêts des algorithmes de tractographie utilisant la méthode de DTI (10)

En médecine humaine et vétérinaire, la tractographie permet de mettre en évidence des **anomalies** de type sclérose, maladie neurodégénérative, accident ischémique ou encore la présence d'une tumeur cérébrale entraînant une **dévi**ation **des fibres** de substance blanche comme on peut le voir sur la figure 67c (54, 58).

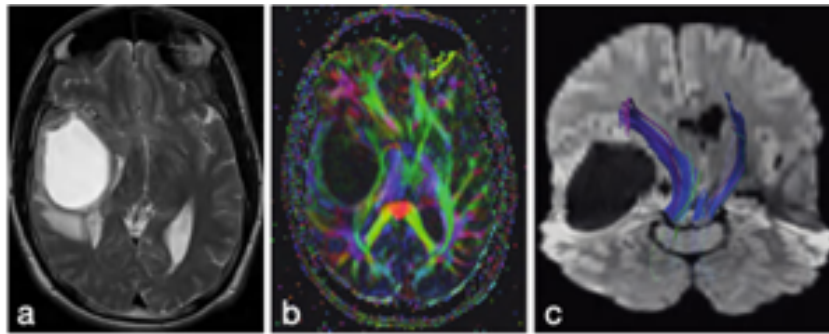


Figure 67 : Lésion tumorale en a) pondération en T2, b) en imagerie de tenseur de diffusion et c) en tractographie (59)

5. Contribution expérimentale

5.1. Objectifs

L'objectif de cette thèse est d'établir la faisabilité de l'IRM de diffusion sur le tissu cérébral de Dromadaire sain afin d'évaluer l'apparence **normal** des tracés tractographiques de la **substance blanche**.

5.2. Matériels et méthodes

5.2.1. Animaux

Les deux Dromadaires de cette étude ont été euthanasiés à l'école nationale de médecine vétérinaire de **Sidi Thabet**, en Tunisie, par le **Pr. Ali Abdelkader Amara**. Ils ne présentaient pas d'anomalie à l'examen neurologique ce qui leur a permis de rentrer dans l'étude. Les cerveaux de Dromadaire ont été extraits après découpe de la boîte crânienne (Fig. 68) puis conservés dans du **formol 10%** pendant 10 mois environ.

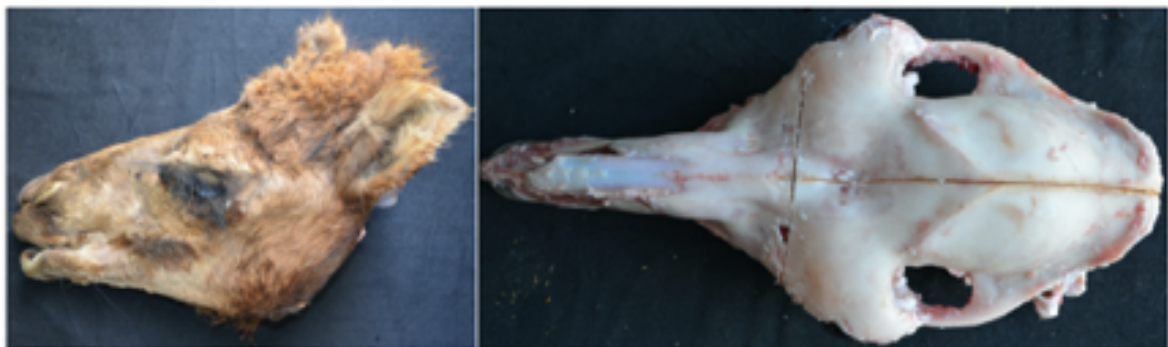


Figure 68 : Tête du Dromadaire et découpe de la boîte crânienne pour en extraire le cerveau

5.2.2. Procédures et acquisition des images

Les acquisitions ont eu lieu le jeudi 28 Mai 2020 au plateau technique **IRM de l'UMR 1214 ToNIC** basé au Centre Hospitalier Universitaire de **Purpan** - pavillon Baudot. Les acquisitions ont été réalisées avec l'IRM **3.0 Tesla** (*Achieva, Philips*) visible en figure 69.

Lors de l'examen, les deux encéphales sont recouverts de **compresse**
imbibées de sérum physiologique pour éviter la dessiccation. Ensuite chaque
encéphale est placé **ventralement** dans une boîte en plastique, en repérant sur la
boîte, la partie rostrale de l'encéphale. Chacune des boîtes est disposée
horizontalement dans une **antenne de type tête**.



Figure 69 : IRM du CHU de Purpan

5.2.3. IRM de diffusion

Les paramètres utilisés pour notre séquence d'IRM de diffusion sont récapitulés
dans le tableau 3 ci-dessous :

Tableau 3 : Paramètres utilisés pour la séquence IRM de diffusion

Séquence	TE (ms)	TR (ms)	Taille de la matrice	Épaisseur coupe (mm)	Directions des gradients de diffusion	b (s/mm ²)
ES-EPI	56,7	6480	80x80	2	32	800

ES-EPI = écho de spin – écho planar imaging

TE = temps d'écho

TR = temps de répétition

b = facteur de diffusion

5.2.4. Traitements des données

Les données recueillies durant les acquisitions pondérées en diffusion ont été rentrées sur le logiciel **Matlab** pour générer une image modèle appelée le *template*. Ce modèle représente une image moyenne de deux encéphales de Dromadaire que l'on réalise grâce à un **algorithme** utilisant les outils ANTs et ITK du logiciel Matlab.

Une fois que le *template* est créé, le logiciel *DSI Studio* génère une **carte d'anisotropie** colorée dans les trois plans de l'image et à partir de là, identifie les **trajets de substance blanche**. La tractographie est réalisée à l'aide de **régions d'intérêt** (ROI) placées manuellement par l'utilisateur.

Pour notre étude, nous avons choisi que la propagation prenne fin lorsque la longueur de la fibre est inférieure à 20 mm ou supérieure à 65 mm ou lorsque l'angle entre deux étapes consécutives est **supérieur à 45°**. Ensuite, les faisceaux de substance blanche sont reconstruits et représentés sur un plan à trois dimensions mais selon un code couleur non conventionnel :

- **Rouge** pour les fibres de direction **latéro-latérale**
- **Bleu** pour les fibres de direction **rostro-caudale** (et non vert)
- **Vert** pour les fibres de direction **dorso-ventrale** (et non bleu)

5.2.5. Dissection de la substance blanche d'après la Méthode de Klingler

Un des deux encéphales de Dromadaire a été **conservé** afin de le **disséquer** selon la **méthode Klingler**, afin d'isoler certains faisceaux de substance blanche. Cet encéphale a été conservé dans du **formol 10%** pendant une dizaine de mois puis **congelé à -8°C** dans les locaux du service d'anatomie de l'ENVT (École Nationale Vétérinaire de Toulouse) pendant **8 jours**. Il a ensuite été décongelé dans un bain d'eau à température ambiante pendant 24 heures.

La dissection a eu lieu le Vendredi 15 Mai matin dans la salle de dissection de l'ENVT. Nous avons suivi les recommandations de la méthode Klingler et disséqué l'encéphale à l'aide de **spatules en bois**, de **lames de scalpel** et de **pincettes de microchirurgie**. L'encéphale était régulièrement humidifié à l'eau claire (55, 57). Nous avons choisi de réaliser les dissections par un abord médio-sagittale (Fig 72, 74 et 76).

5.3. Résultats

5.3.1. Tractographie encéphale complet

Les faisceaux mis en évidence par imagerie de diffusion dans cette étude sont le **cingulum** (Fig. 71 et 72), le **corps calleux** (Fig. 73 et 74), le **fornix** (Fig. 75 et 76) et la **capsule interne** (Fig. 77 et 78).

Si l'on sélectionne l'encéphale comme région d'intérêt, voici les images que l'on obtient :

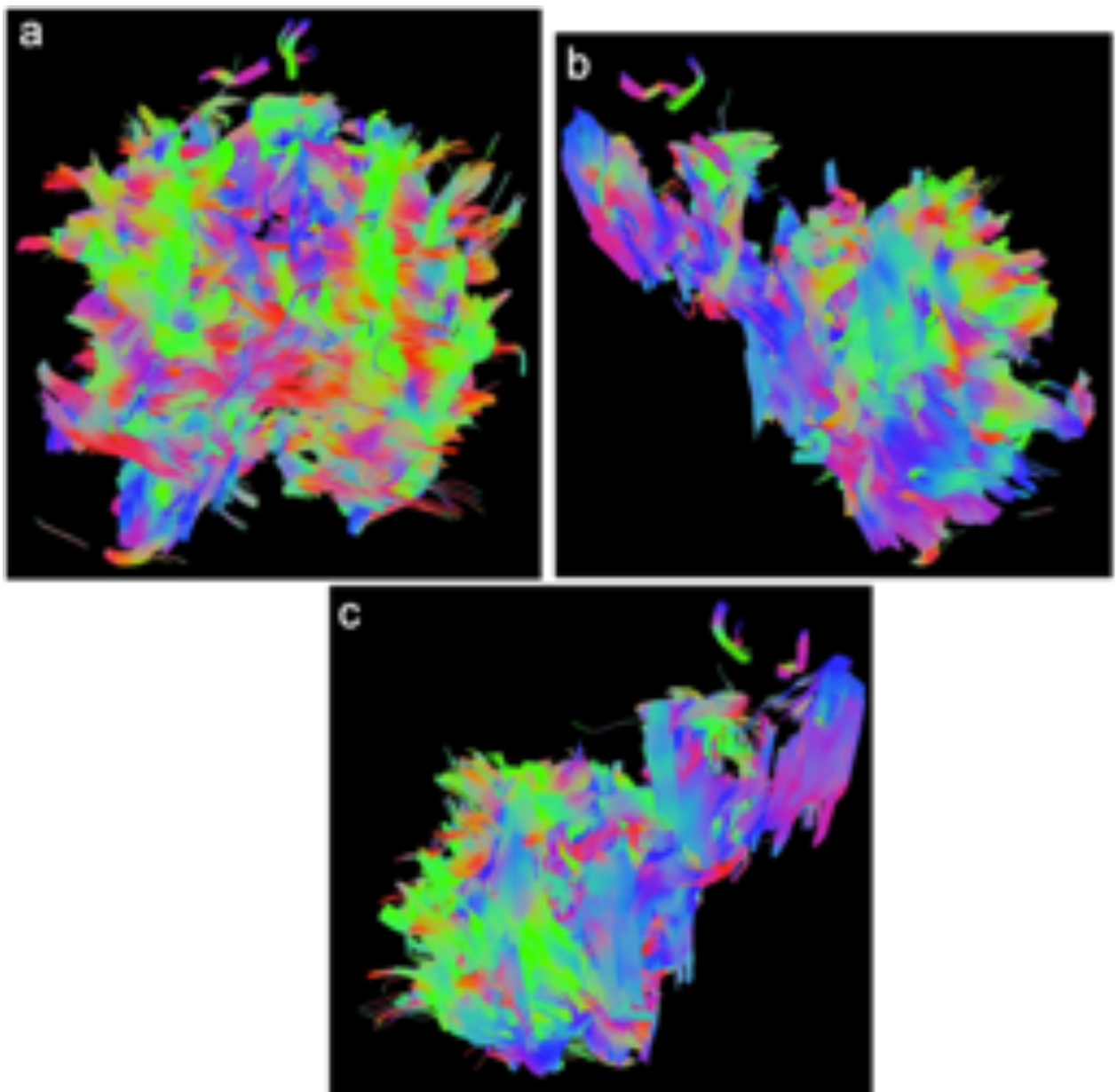


Figure 70 : Tracés tractographiques complets de l'encéphale de Dromadaire a) vue rostro-caudale b) vue latérale droite et c) vue latérale gauche

5.3.2. Le cingulum

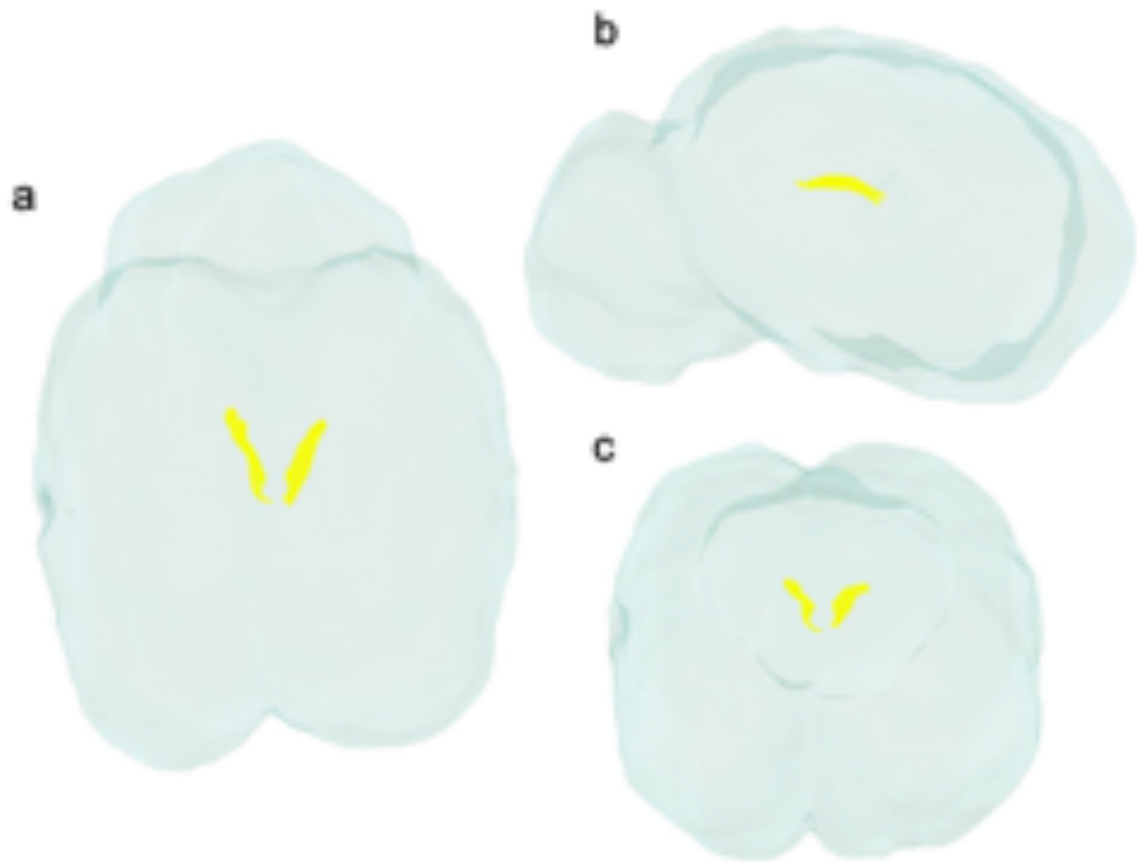


Figure 71 : Tracés tractographiques du cingulum a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale

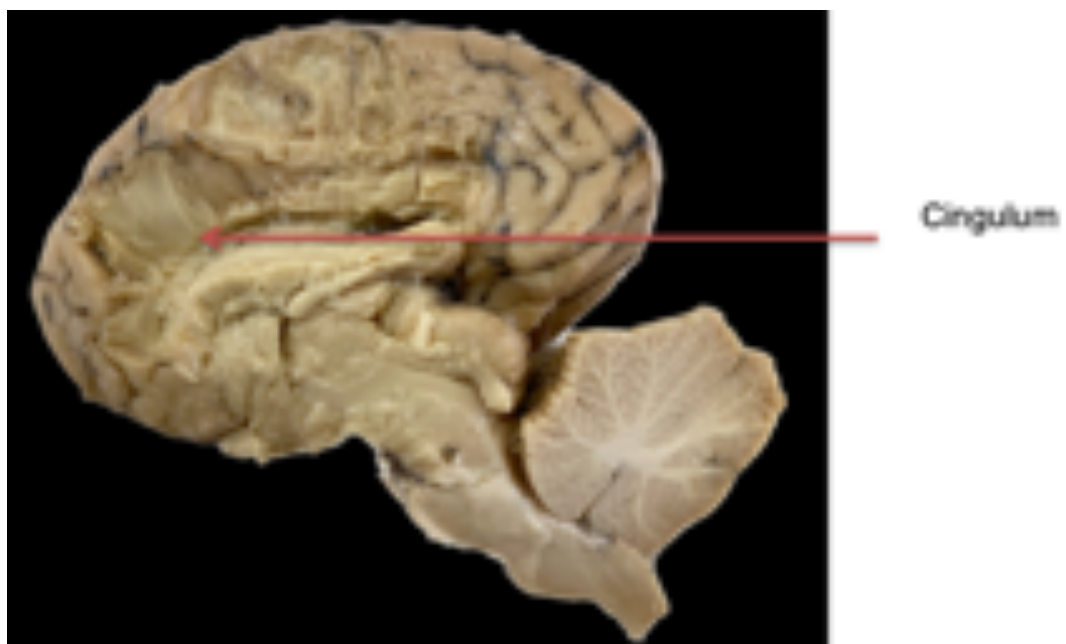


Figure 72 : Photo de la dissection anatomique du Cingulum selon la méthode de Klingler, en coupe sagittale

5.3.3. Le corps calleux

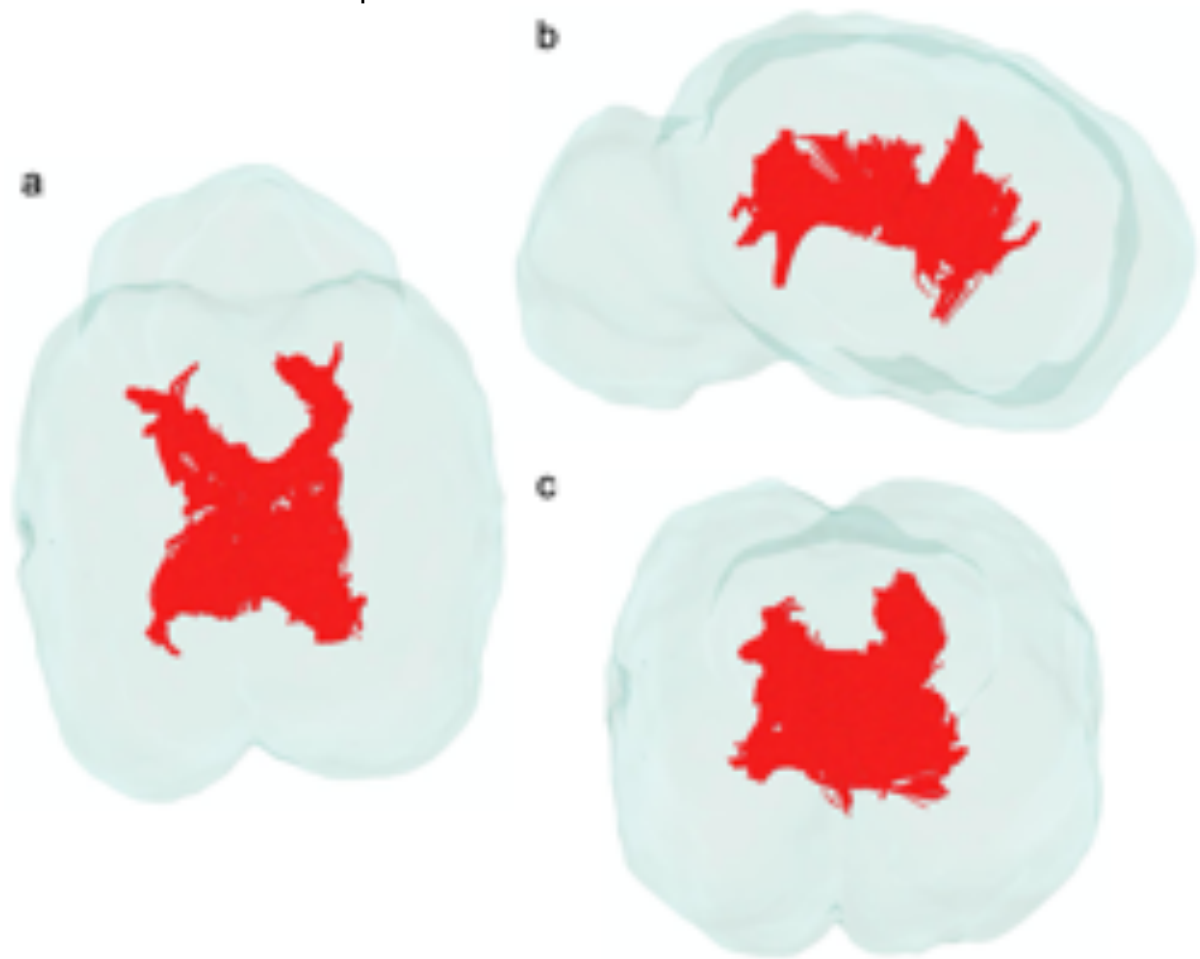


Figure 73 : Tracés tractographiques du corps calleux a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale

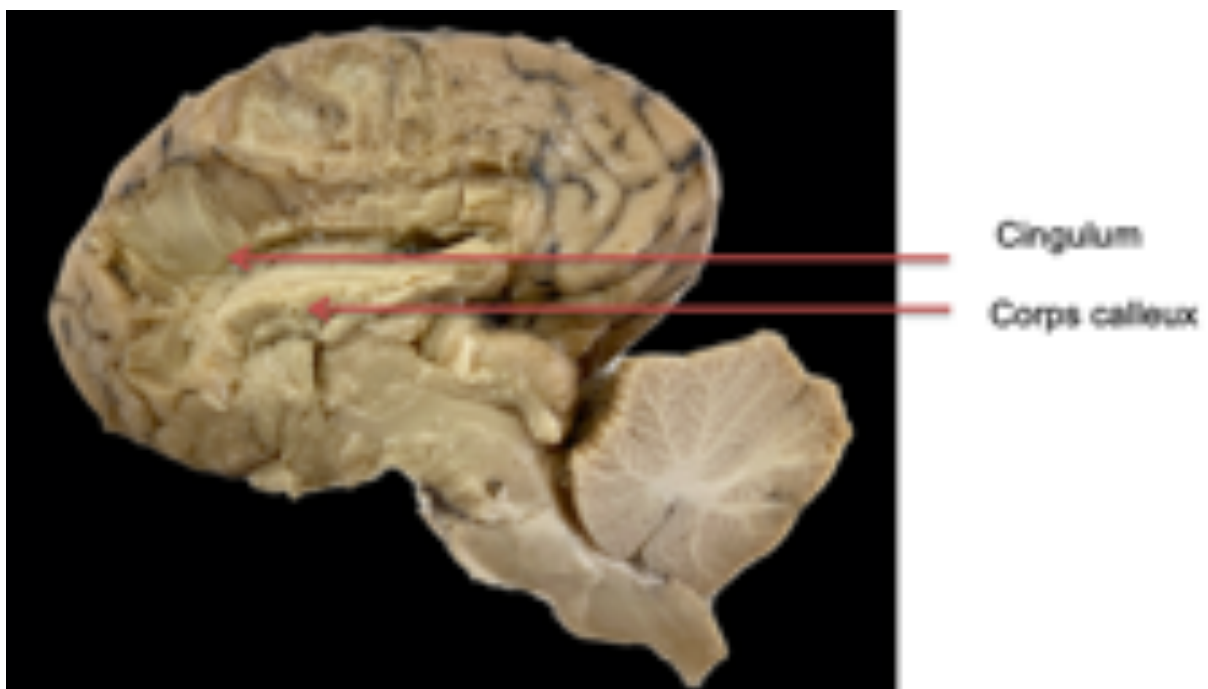


Figure 74 : Photo de la dissection anatomique du corps calleux selon la méthode de Klinger, en coupe sagittale

5.3.4. La capsule interne

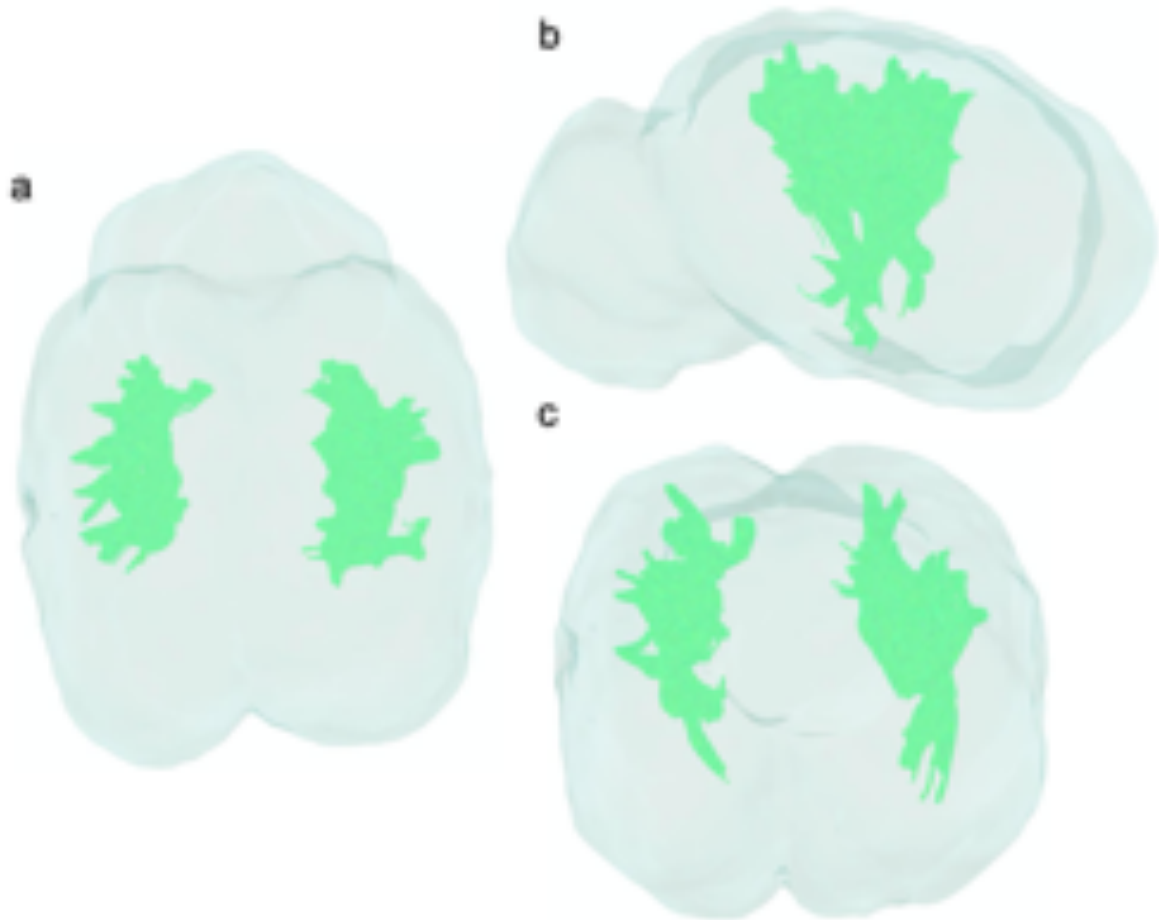


Figure 75 : Tracés tractographiques de la capsule interne a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite
c) Vue caudo-rostrale

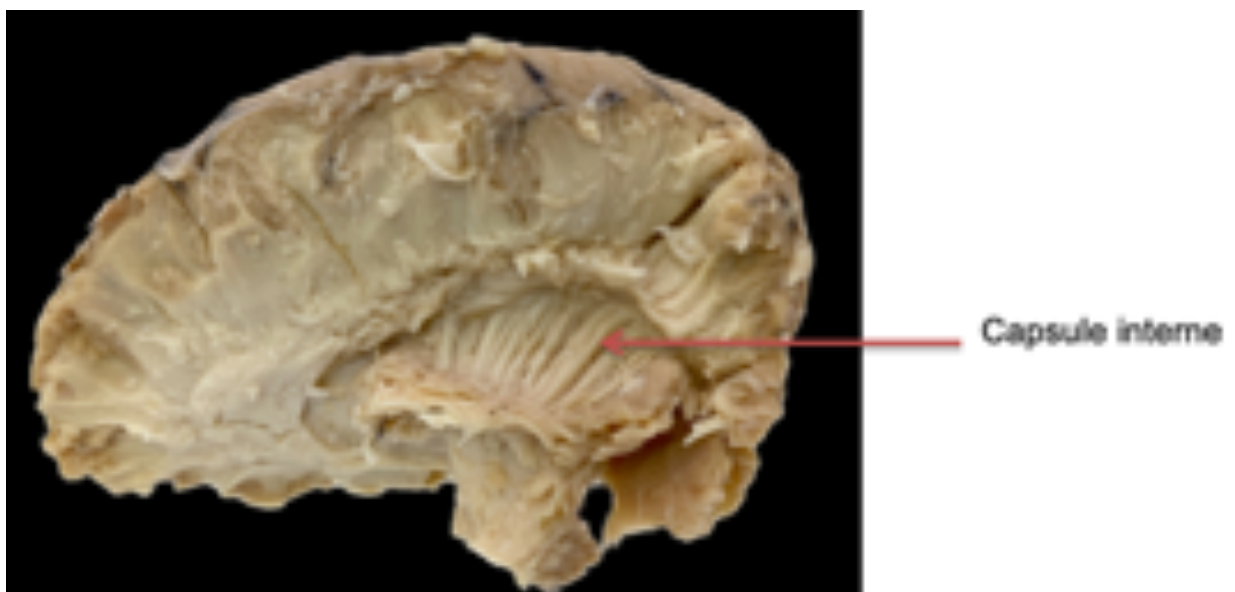


Figure 76 : Photo de la dissection anatomique de la capsule interne selon la méthode de Klinger, en coupe sagittale

5.3.5. Le fornix

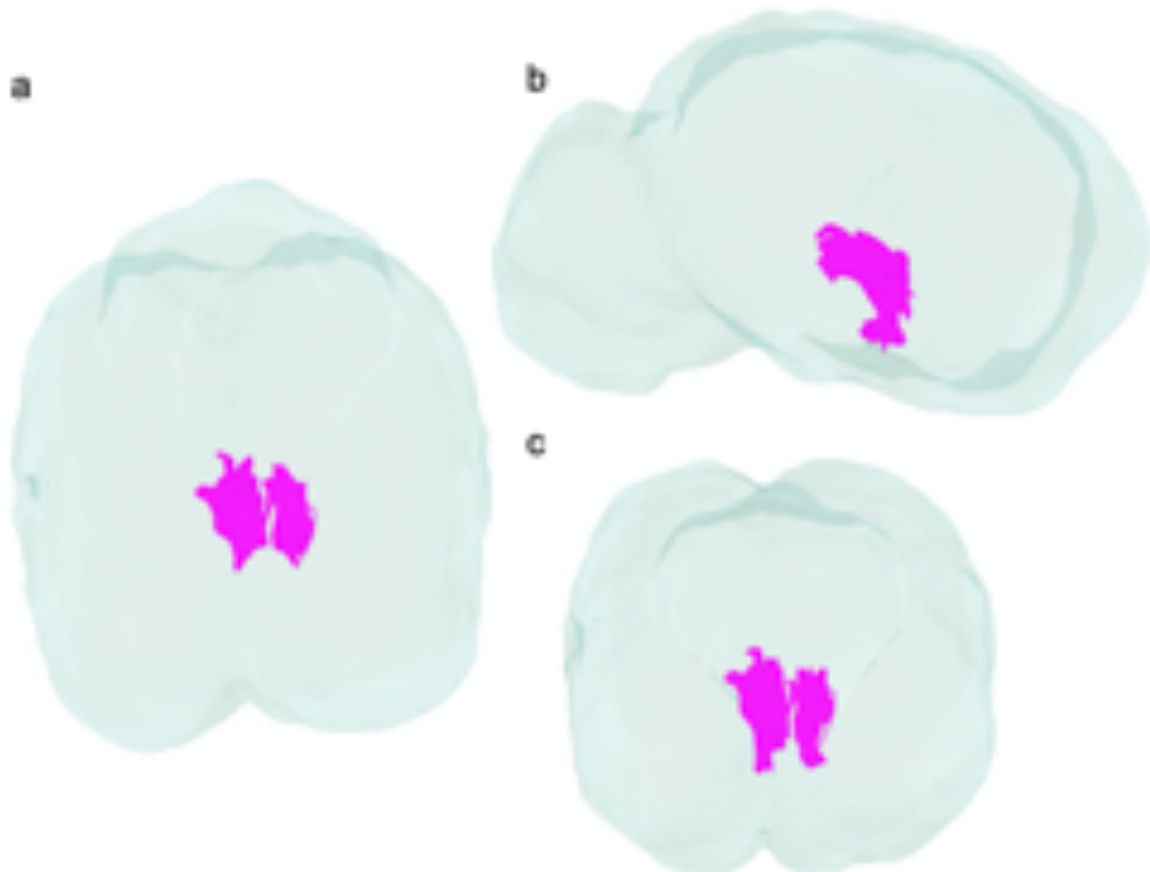


Figure 77 : Tracés tractographiques du fornix a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale

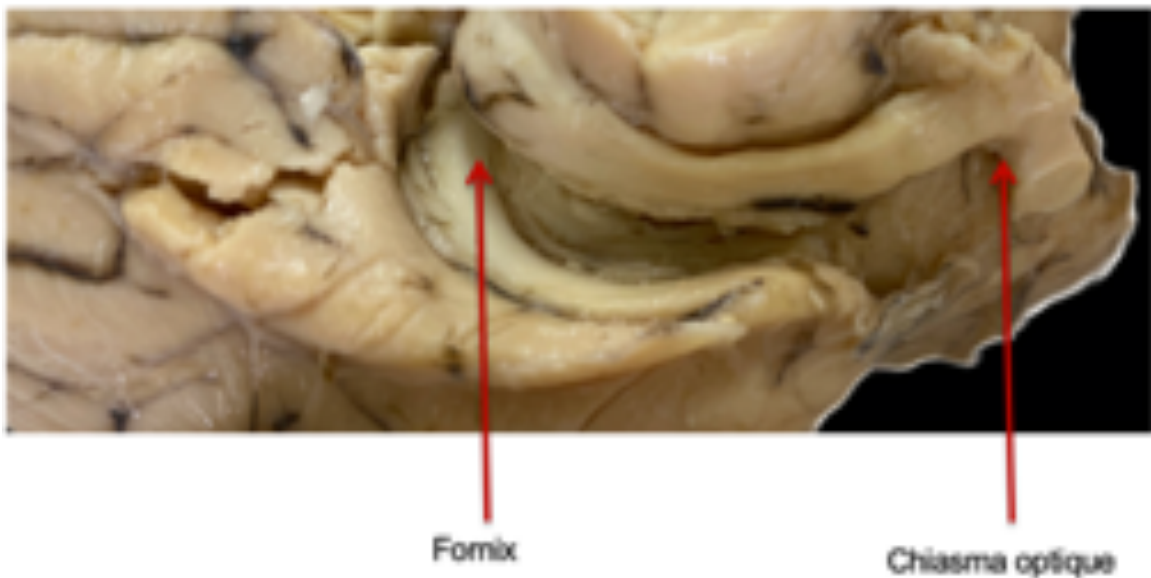


Figure 78 : Photo de la dissection anatomique du fornix selon la méthode de Klinger, en coupe sagittale

5.3.6. Superposition des quatre faisceaux

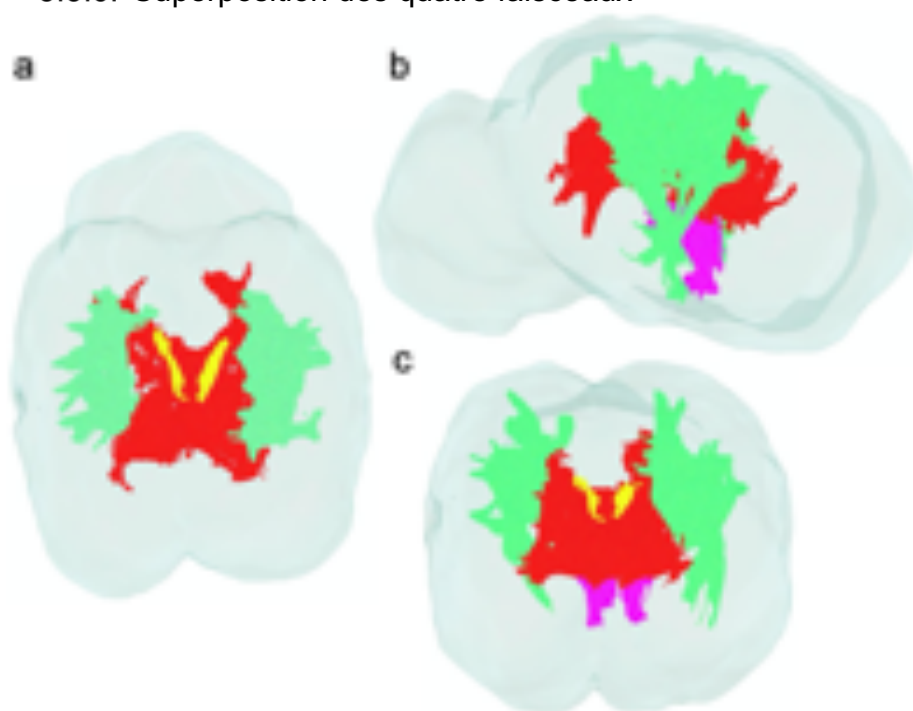


Figure 79 : Tracés tractographiques du cingulum (vert), du corps calleux (rouge), du fornix (rose) et de la capsule interne (vert) a) Vue dorso-ventrale b) Vue latérale droite c) Vue caudo-rostrale

6. Discussion

6.1. Critique des tracés tractographiques

Grâce au logiciel *DSI Studio*, nous avons réussi à isoler quatre tracés de faisceaux de substance blanche : le corps calleux, le cingulum, le fornix et la capsule interne.

6.1.1. Le cingulum

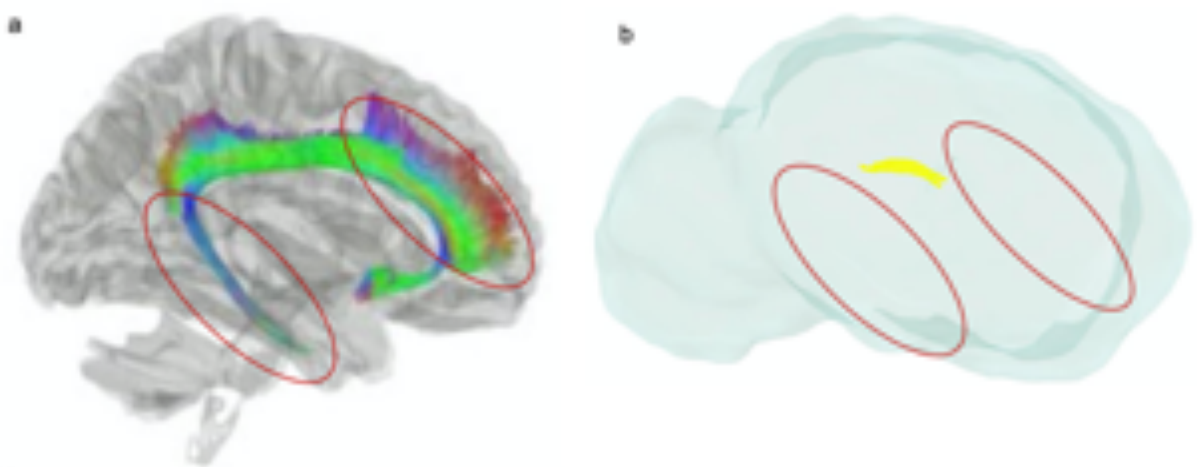


Figure 80 : Comparaison des tracés tractographiques du cingulum a) chez l'homme et b) chez le Dromadaire, A) Vue dorso-ventrale B) Vue latérale droite

D'après la figure 80 et la description anatomique faite du cingulum dans la partie 2.3.2, il semblerait que nous n'ayons isolés que la partie qui **est accolée au corps calleux**. La majorité des fibres reliant le lobe temporal au gyrus para-hippocampique se sont pas visibles à la tractographie, contrairement aux résultats obtenus en tractographie sur encéphale humain (Fig.80).

6.1.2. Le corps calleux

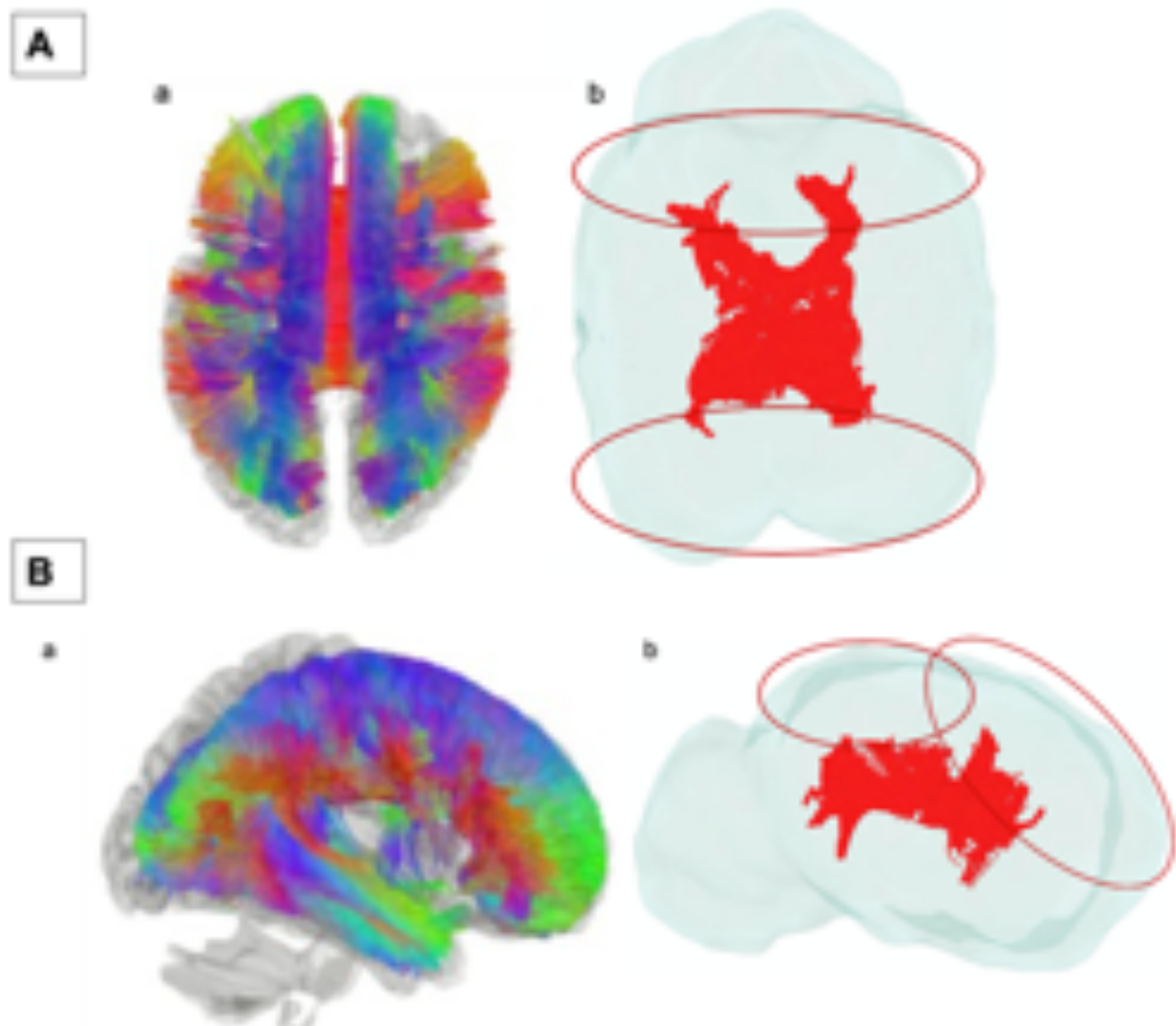


Figure 81 : Comparaison des tracés tractographiques du corps calleux a) chez l'homme et b) chez le Dromadaire, A) Vue dorso-ventrale B) Vue latérale droite

Le tracé tractographique du corps calleux obtenu (Fig.81) est **symétrique** et **centré** sur le plan médian. D'après la description anatomique faite dans la partie 2.2.1, on retrouve le *rostrum*, le corps calleux médian et le *splénium*.

En revanche, si l'on compare ces résultats avec ceux obtenus en tractographie sur encéphale humain, on remarque l'absence de projection de fibres vers les lobes frontaux et occipitaux. Le corps calleux est le plus gros faisceau de substance blanche, il est donc très probable que le tracé obtenu en figure 73 soit incomplet.

6.1.3. La capsule interne

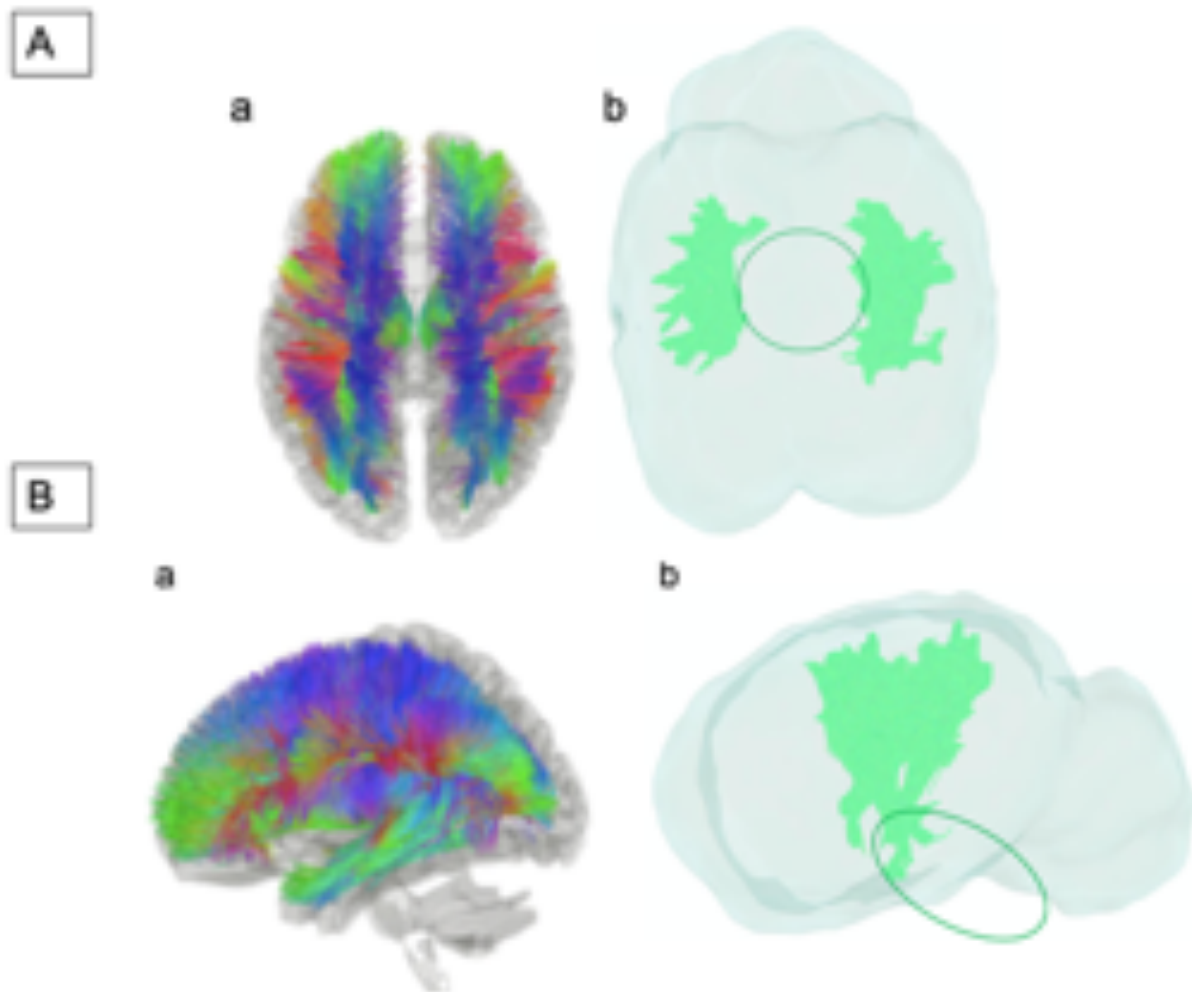


Figure 82 : Comparaison des tracés tractographiques de la capsule interne a) chez l'homme et b) chez le Dromadaire, A) Vue dorso-ventrale B) Vue latérale gauche

Les tracés obtenus pour la capsule interne sont symétriques et riches en fibres, en adéquation avec la dissection réalisée (Fig. 76).

En revanche, sur la figure 82 on remarque l'absence des fibres se projetant vers le tronc cérébral, sur la vue dorso-ventrale (cercle vert). Ceci pourrait s'expliquer par une **erreur de paramétrage** du logiciel ou une impossibilité à discriminer la trajectoire des fibres dans cette région.

6.1.4. Le fornix

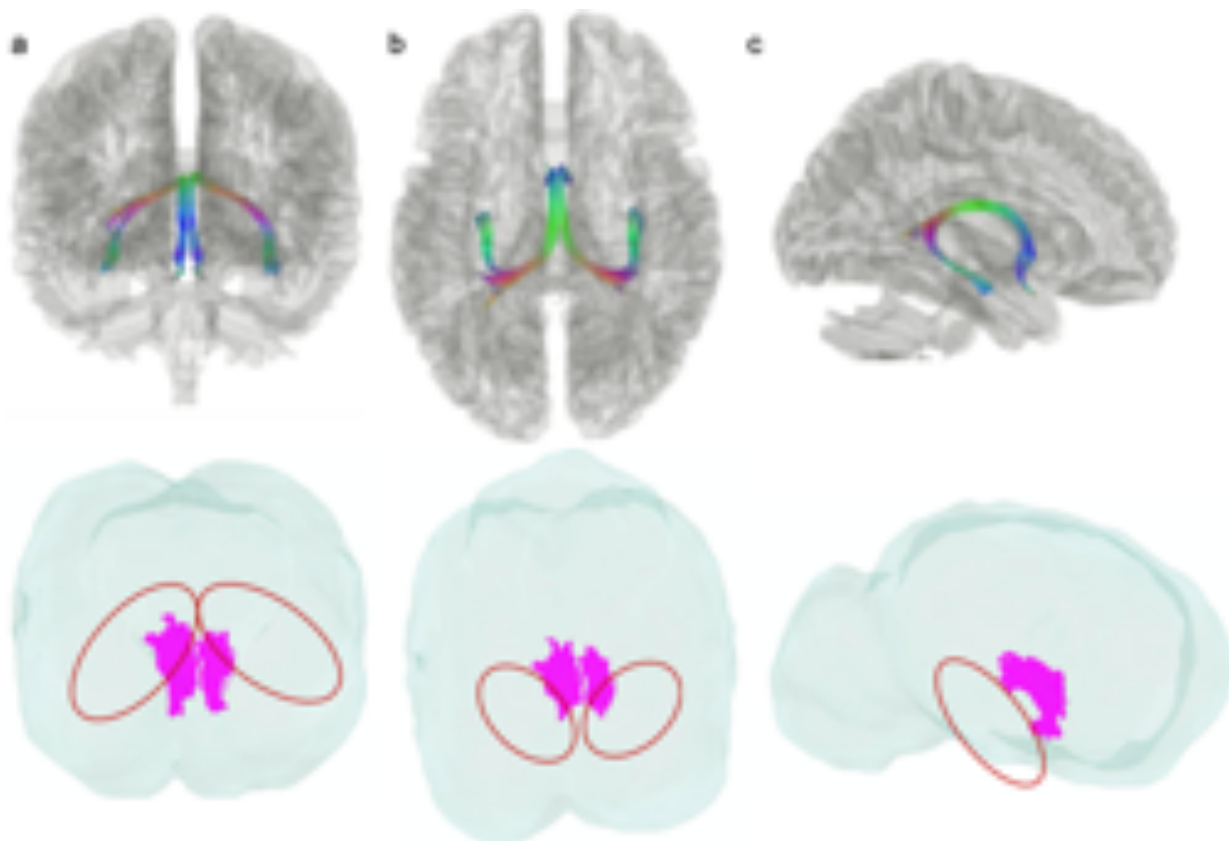


Figure 83 : Comparaison des tracés tractographiques de la capsule interne a) chez l'homme et b) chez le Dromadaire, A) Vue dorso-ventrale B) Vue latérale gauche

Si l'on se réfère à la description du fornix faite dans la partie 2.2.4, on voit sur la figure 83 que seul le corps et les piliers ont été retracés en tractographie. Les colonnes, qui se prolongent plus latéralement et se jettent dans l'hippocampe ne sont pas visibles (Fig. 83). Or, la dissection anatomique du fornix était en adéquation avec la description faite dans la seconde partie de notre étude (Fig. 78).

6.2. Les limites de notre étude

6.2.1. Les limites de l'imagerie de tenseur de diffusion

Si l'on compare les résultats de notre étude avec ceux de la tractographie humaine réalisée avec le même logiciel, on remarque l'absence de fibres en région rostrale, caudale et latérale. En fait, les principales fibres isolées se trouvent en région médiane (Fig. 84).

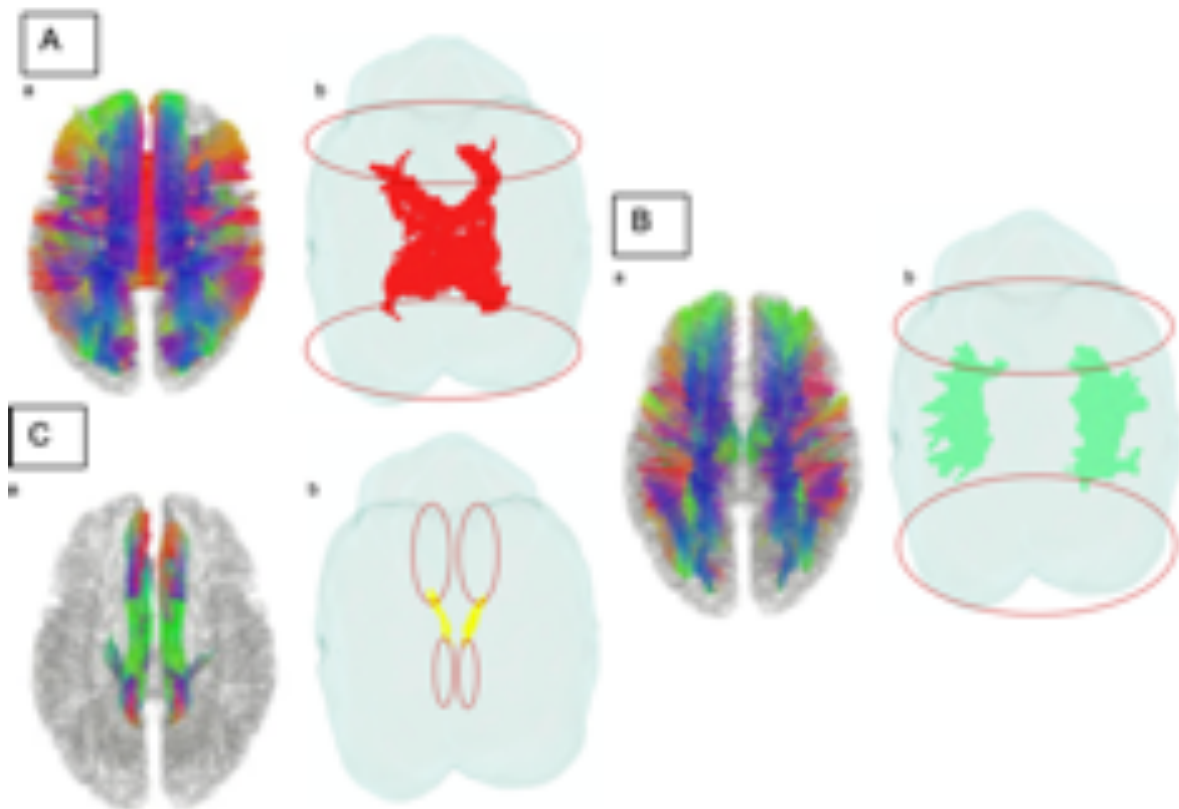


Figure 84 : Comparaison entre les tracés tractographiques de l'encéphale humain et du Dromadaire

Il est peu probable que ces résultats soient liés à une différence d'anatomie cérébrale puisque nous comparons deux **mammifères**, mais plutôt le signe des limites de l'imagerie par diffusion.

En effet, rappelons-le, la tractographie s'appuie sur le mouvement des molécules d'eau le long des fibres de substance blanche. Or, il y a entre un et deux tiers de voxels de substance blanche contenant des fibres qui se croisent. A ces endroits, la **diffusion de l'eau est limitée** et par conséquent le logiciel de traitement des données ne parvient pas à isoler des trajets de fibres. L'imagerie de tenseur de diffusion ne peut résoudre qu'une seule orientation de fibre par voxel (63, 64).

Nos tracés sont donc tronqués au niveau des régions cérébrales où une très grande quantité de fibres de substance blanche se croisent. En revanche, en portion médiale, la plupart des fibres possèdent le même trajet ; elles rejoignent la capsule interne pour ensuite plonger vers le tronc cérébral en direction du cervelet ou de la moelle épinière. Pour contrer les limites de l'imagerie de diffusion, de nouvelles techniques à haute résolution angulaire (**HARDI** - *High Angular Resolution Diffusion Imaging*) ont été proposées.

Parmi ces techniques on retrouve la « **q-ball imaging** » (QBI) qui permet de résoudre plusieurs orientations de fibre intra-voxel. C'est une technique indépendante de tout modèle qui peut être calculée analytiquement. Elle a simplement pour inconvénient de nécessiter des **gradients b très forts** ($500 < b < 20000 \text{ s/mm}^2$) et un **long temps d'acquisition** (entre 10 et 20 minutes) (63, 64).

A l'avenir, nous pourrions refaire des acquisitions sur l'encéphale de Dromadaire avec cette nouvelle technique de QBI puisque le temps d'acquisition n'est pas un frein pour notre étude *post-mortem*. En appliquant un gradient b plus élevé, nous pourrions peut-être obtenir des tracés tractographiques avec une précision plus élevée et plus fine.

6.2.2. Une étude post-mortem

Il paraît également essentiel de rappeler que l'étude que nous avons réalisée est une étude *ex-vivo*, et donc **post-mortem**. Les encéphales ont été manipulés de nombreuses fois : lors de leur extraction de la boîte crânienne, lors de leur envoi et surtout durant les acquisitions à l'IRM. Malgré le fait que nous ayons été les plus **précautionneux** possible, il est fort à parier que l'encéphale en a pâti durant cette étude, ce qui pourrait expliquer les imperfections de nos trajets de substance blanche.

On peut également émettre l'hypothèse qu'une conservation dans du **formol** puisse **modifier la capacité de diffusion** des molécules d'eau, expliquant les différences avec une étude *in-vivo*.

6.3. La tractographie et les maladies neurodégénératives du Dromadaire

Aujourd'hui l'imagerie de diffusion joue **un rôle prépondérant** en médecine humaine. Elle permet de détecter un très grand nombre de pathologies cérébrales telles que l'épilepsie, la schizophrénie ou encore les **tumeurs cérébrales**. Certaines études, dont une menée à Montpellier, suggèrent également l'intérêt de l'imagerie de diffusion dans le diagnostic de la maladie de **Creutzfeldt-Jakob** (MCJ). Les lésions neurales causées par la présence de la protéine mutée entraîneraient une diminution du Coefficient Apparent de Diffusion (CDA). En effet, la spongiose neurale modifie le mouvement Brownien des molécules d'eau (3, 5, 58).

Actuellement le **diagnostic** de la maladie à prions est **clinique et paraclinique**, parfois il nécessite même le recours à une étude histologique sur biopsie. L'avantage de l'IRM est qu'elle est très **peu invasive** et beaucoup moins risquée que la réalisation de biopsies cérébrales (5).

Les résultats obtenus à l'IRM chez les patients atteints de la MCJ correspondent à des **hyper-signaux** dans le **cortex** cérébral, les **noyaux** gris centraux que sont le *striatum* (formé du *putamen* et du noyau caudé) et le *globus pallidus*, et dans le **thalamus**. Or, d'après la description faite dans la partie 2.1.1, c'est justement entre ces structures que les fibres de la **capsule interne** passent.

On peut donc imaginer qu'une spongiose neurale dans ces régions entraîne une **modification** du trajet de la capsule interne, détectable en tractographie. Notre étude offre ainsi la possibilité de comparer ces tracés avec ceux d'un sujet malade, en *post-mortem* chez le Dromadaire.

Il en serait de même des faisceaux cortico-cérébelleux (décrits dans la partie 2.1.15) reliant le cortex cérébral, au thalamus et au cervelet, mais d'après ces mêmes études, aucun hyper-signal n'est observé dans le cervelet. Ces résultats sont d'ailleurs étonnants au vu de la forte prévalence des symptômes cliniques de type cérébelleux (4).

7. Conclusion

Au travers cette étude, nous avons démontré la **faisabilité** de l'**IRM de diffusion** chez le **Dromadaire sain en *post-mortem*** ainsi que celles de **tracés tractographiques** de substance blanche. Les résultats obtenus sont en accord avec les descriptions anatomiques des différents faisceaux de substance blanche de l'encéphale des mammifères réalisées dans la seconde partie, ainsi qu'avec la **dissection** de l'encéphale de Dromadaire que nous avons faite.

Notre étude se heurte cependant aux **limites** de l'imagerie de tenseur de diffusion c'est-à-dire son **incapacité à discriminer** des fibres lorsqu'elles se croisent. Il serait donc intéressant de poursuivre cette étude en utilisant des techniques plus performantes comme la « **q-ball imaging** ».

Il faut également garder en tête que cette étude s'appuie sur un examen réalisé en *post-mortem*, il faudrait donc envisager de confirmer ces résultats préliminaires par une étude *in-vivo* sur animaux sains toujours.

Une étude basée sur un grand nombre de Dromadaire permettrait de définir un **protocole standardisé** (choix de l'antenne réceptrice, séquence utilisée, logiciel de traitement de données, ...) voir de réaliser **un atlas tractographiques** de l'encéphale du Dromadaire.

A long terme le but serait de pouvoir utiliser cette base de données sur animaux sains comme un élément de comparaison avec une **population « clinique »**.

Enfin, ces résultats pourraient également faire l'objet de **comparaison** avec ceux obtenus chez le **cheval** par l'équipe **ToNIC** en 2016. En effet, si le cheval n'est pas un artiodactyle comme le Dromadaire, ils sont tous les deux de grands mammifères herbivores dotés de **courses**.

AUTANT VU EN VERTUE
En vue de l'attribution du permis d'impression de la thèse de doctorat intitulée :

Je soussigné, **Gérard MOURAT**, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Supérieure de
Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **Mme PABLOUX** intitulée
« **Impacts de l'usage de diffusion de l'écologie des écosystèmes (Carnet d'observations)** »
et que cette thèse peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 18 Juin 2009
Enseignant-chercheur de l'Ecole Nationale
Supérieure de Toulouse
Professeur **Gérard MOURAT**



N° 1
Le Directeur de l'Ecole Nationale
Supérieure de Toulouse
M. Pierre KAHN



N° 2
Le Président du jury
Professeur **André BENOÎT**



Pr et autorisation de l'impression :
Le Président de l'Université Paul Sabatier
M. Jean-Marie BENOÎT



Mme PABLOUX
a été admise au concours en 2009
a obtenu son diplôme d'études doctorales intitulées le 18/06/2009
a obtenu son permis d'impression le 18/06/2009
à la fin de son stage de développement optionnel à valider.

Ecole Nationale Supérieure de Toulouse, 11, Avenue des Capucins, 31063 Toulouse Cedex 9, France

Références bibliographiques

1. **SHAH, I., HADDOW, J.D., IBRAHIM, H.A., SHEIKH, M. V. A. et ALHEMEIRI, F. S.A.** A novel and innovative hair test to determine glucocorticoid levels in racing camels for use in assessment of doping, health, and disease. *Drug Testing and Analysis*. 2018. Vol. 10, n° 4, pp. 742-749.
2. **VILETTE, D.** Les prions. Ressources pédagogiques Moodle UMR 1225. INRA/ENVT. 2020. Disponible à l'adresse : http://moodle3.envt.fr/pluginfile.php/6812/mod_resource/content/2/Cours%20prion%20A1.18.pdf
3. **NOUGARET, S., BRUNEL, H., BOURBOTTE, G. et BONAFE, A.** Imagerie de diffusion et maladie de Creutzfeldt-Jakob sporadique. *Journal of Neuroradiology*. 2007. Vol. 34, n° 4, pp. 260-266.
4. **COHEN, O. S., HOFFMANN, C., LEE, H., CHAPMAN, J., FULBRIGHT, R. K. et PROHOVNIK, I.** MRI Detection of the Cerebellar Syndrome in Creutzfeldt–Jakob Disease. *Cerebellum*. 2009. Vol. 8, n° 3, pp. 373-381.
5. **ALAOUI, A., ALAMI, B., MERIEM HALOUA, H. H., LAMRANI, Y., BOUBBOU, M. et MAAROUI, M.** Apport de l'IRM dans la maladie de Creutzfeldt-Jakob: à propos d'un cas. *Pan African Medical Journal*. 2019. Vol. 32, pp. 4.
6. **BABELHADJ, B., DI BARI, M. A., PIRISINU, L., CHIAPPINI, B., GAOUAR, Semir Bechir Suheil, RICCARDI, G., MARCON, S., AGRIMI, U., NONNO, R. et VACCARI, G.** Prion Disease in Dromedary Camels, Algeria. *Emerging Infectious Diseases*. 2018. Vol. 24, n° 6, pp. 1029-1036.
7. **DEVIERS, A.** Anatomie descriptive de l'encéphale. Ressources pédagogiques Moodle A2. 2019.
8. **BARONE, R.** Tome 6: Neurologie I Système nerveux central. In: *Anatomie comparée des mammifères domestiques*. VIGOT. 2004. ISBN 2-7114-8194-8

9. **DE LAHUNTA, A. et GLASS, E.** *Veterinary neuroanatomy and clinical neurology*. 3. edn. St. Louis, Mo : Saunders Elsevier, 2009. ISBN 978-0-7216-6706-5.
10. **TENSAOUTI, F.** *Tractographie par IRM de diffusion: algorithmes, validation, reproductibilité et applications* [en ligne]. Thèse de doctorat. Toulouse: Université de Toulouse, Université Toulouse III - Paul Sabatier, 2010. Disponible à l'adresse: <http://thesesups.ups-tlse.fr/1060/>
11. **LABELLE, F.** *Imagerie par Résonance Magnétique de diffusion dans l'évaluation du tissu cérébral du cheval* [en ligne]. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire. ENVT: Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, 2016. Disponible à l'adresse: <https://oatao.univ-toulouse.fr/16492/OATAO>
12. **KAMINA, P.** *Anatomie clinique tome 5 : Neuroanatomie*. Paris: Maloine, 2009. ISBN 978-2-224-03183-1.
13. **REA, P.** *Essential clinical anatomy of the nervous system*. Amsterdam ; Boston: Elsevier, 2015. ISBN 978-0-12-802030-2.
14. **ABEDELLAAH, B. A., AWAAD, A. S., ELHAWARI, S. F. et SHARSHAR, A. M.** Normal brain of one-humped camel: a study with magnetic resonance imaging and gross dissection anatomy. *Indian Journal of Veterinary Surgery*. 2015. Vol. 36, n° 1, pp. 46-50.
15. **ANOM.** Substance blanche: grands faisceaux et application clinique. *Formation « IRM de diffusion cérébrale »*. Formation INSERM. Université Aix-Marseille. décembre 2016.
16. **YAKAR, F., EROGLU, U., PEKER, E., ARMAGAN, E., COMERT, A. et UGUR, H. G.** Structure of corona radiata and tapetum fibers in ventricular surgery. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2018. Vol. 57, pp. 143-148.
17. **CATANI, M. et THIEBAUT DES CHOTTEN, M.** A diffusion tensor imaging tractography atlas for virtual in vivo dissections. *Cortex*. 2008. Vol. 44, n° 8, pp. 1105-1132.

18. **DA COSTA, M., BRAGA, V. L., YAGMURLU, K., CENTENO, R. S., CAVALHEIRO, S. et CHADDAD, F.** A technical guide for fiber tract dissection of the internal capsule. *Turkish Neurosurgery JTN*. 2018. Vol. 28, n° 6, pp. 934-939. DOI 10.5137/1019-5149.JTN.20884-17.1.

19. **ANOM.** La capsule externe - capsula externa. *IMAIOS e-anatomy* [en ligne]. 2020 2008. Disponible à l'adresse: <https://www.imaios.com/fr/e-Anatomy/Structures-anatomiques/Capsule-externe>

20. **HESS, C. P. et MUKHERJEE, P.** Visualizing White Matter Pathways in the Living Human Brain: Diffusion Tensor Imaging and Beyond. *Neuroimaging Clinics of North America*. 2007. Vol. 17, n° 4, pp. 407-426.

21. **HALL, J. E. et GUYTON, A.** *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. 13th edition. Philadelphia, PA : Elsevier, 2015. Guyton Physiology. ISBN 978-1-4557-7005-2.

22. **JOHNS, P.** Chapter 1: Overview of the nervous system. In: *Clinical Neuroscience*. Churchill Livingstone, 2014. pp. 1-17. ISBN 978-0-443-10321-6.

23. **WALDMAN M.D, S. D.** Chapitre 103: The Pyramidal System. *Pain Review*. 2009. pp. 178-179.

24. **WYCOCO, V., SHROFF, M., SUDHAKAR, S. et LEE, W.** White Matter Anatomy. *Neuroimaging Clinics of North America*. 2013. Vol. 23, n° 2, pp. 197-216.

25. **YEH, F. C.** Diffusion MRI Data: Templates and Atlas - HCP Tractography Atlas. *Brain Labsolver* [en ligne]. Disponible à l'adresse: <http://brain.labsolver.org/diffusion-mri-templates/tractography>

26. **OUTREQUIN, G. et BOUTILIER, B.** Neuro-anatomie fonctionnelle: La Moelle épinière: les voies descendantes (voies motrices). *Anatomie humaine* [en ligne]. 2020 1996. Disponible à l'adresse: <https://www.anatomie-humaine.com/La-Moelle-epiniere-3-Anatomie.html>

27. **SCHULZ, R., FREY, B. M., KOCH, P., ZIMERMAN, M., FELDHEIM, J., TIMMERMAN, J. E., SCHON, G., CHENG, B., THOMALLA, G., GERLOFF, C. et HUMMEL, F. C.** Cortico-Cerebellar Structural Connectivity Is Related to Residual Motor Output in Chronic Stroke. *Cerebral Cortex (New York, N.Y.: 1991)*. 2017. Vol. 27, n° 1, pp. 635-645.

28. **ANOM.** American Society of NeuroRadiology : Introduction, Anatomy. [en ligne]. 2020 2005. Disponible à l'adresse : <https://www.asnr.org/neurographics/3/2/1/2.shtml>

29. **MANCUSO, L., UDDIN, L. Q., NANI, A., COSTA, T. et CAUDA, F.** Brain functional connectivity in individuals with callosotomy and agenesis of the corpus callosum: A systematic review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2019. Vol. 105, pp. 231-248.

30. **LAVRADOR, J. P., FERREIRA, V., LOURENCO, M., ALEXANDRE, I., ROCHA, M., OLIVEIRA, E., KAILAYA-VASAN, A. et NETO, L.** White-matter commissures: a clinically focused anatomical review. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2019. Vol. 41, n° 6, pp. 613-624.

31. **PELTIER, J., VERCLYTTE, S., DELMAIRE, C., PRUVO, J-P., GODEFROY, P. et LE GARS, D.** Microsurgical anatomy of the temporal stem: clinical relevance and correlations with diffusion tensor imaging fiber tracking. *Journal of Neurosurgery*. 2010. Vol. 112, n° 5, pp. 1033-1038.

32. **KOLLIAS, S.** Parcelation of the White Matter Using DTI: Insights into the Functional Connectivity of the Brain. *The Neuroradiology Journal*. 2009. Vol. 22, n° 1, pp. 74-84.

33. **OZDEMIR, N. G.** The anatomy of the posterior commissure. *Turkish Neurosurgery JTN*. 2015. Vol. 25, n° 837-843.

34. **HACKING, C. et CHENG, J.** Posterior commissure. [en ligne]. 2020 2005. Disponible à l'adresse : <https://radiopaedia.org/articles/posterior-commissure?lang=us>

35. **PASCALAU, R., POPA STANILA, R., SFRANGEU, S. et SZABO, B.** Anatomy of the Limbic White Matter Tracts as Revealed by Fiber Dissection and Tractography. *World Neurosurgery*. 2018. Vol. 113, pp. 18.

36. **MARTENNE-DUPLAN, A.** *Imagerie par Résonance Magnétique de diffusion dans l'évaluation du tissu cérébral du chat* [en ligne]. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire. ENVT: Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, 2019. Disponible à l'adresse : <https://oatao.univ-toulouse.fr/25579/>

37. **BUBB, E. J., METZLER-BADDELEY, C. et AGGLETON, J. P.** The cingulum bundle: Anatomy, function and dysfunction. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2018. Vol. 92, pp. 104-127.

38. **GRAY, H. et STANDRING, S.** *Gray's anatomy: The anatomical basis of clinical practice*. 40th Edition. Elsevier Churchill-Livingstone, 2008. ISBN 0-443-07168-3.

39. **HERBET, G., ZEMMOURA, I. et DUFFAU, H.** Functional Anatomy of the Inferior Longitudinal Fasciculus: From Historical Reports to Current Hypotheses. *Frontiers in Neuroanatomy*. 2018. Vol. 12, n° 77, pp. 1-15.

40. **YEATMAN, J. D., WEINER, K. S., PESTILI, F., ROKEM, A., MEZER, A. et WANDELL, B. A.** The vertical occipital fasciculus: A century of controversy resolved by in vivo measurements. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2014. Vol. 111, n° 48, pp. 214-223.

41. **ANOM.** Faisceaux occipitaux verticaux - Fasciculi occipitales verticales. *IMAIOS e-anatomy* [en ligne]. 2020 2008. Disponible à l'adresse: <https://www.imaios.com/fr/e-Anatomy/Structures-anatomiques/Faisceaux-occipitaux-verticaux>

42. **KASTLER, B.** Chapitre 1: Le magnétisme nucléaire. In: *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 7ème édition revisitée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2011. pp. 389. ISBN 978-2-294-71044-5.

43. **KASTLER, B.** Chapitre 2: Le phénomène de résonance magnétique. In: *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 7ème édition revisitée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2011. pp. 389. ISBN 978-2-294-71044-5.
44. **ANOM.** La résonance magnétique nucléaire: T1 et T2 et phase de relaxation. *IMAIOS e-MRI* [en ligne]. 2020 2008. Disponible à l'adresse: <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/RMN/relaxation-rmn>
45. **KASTLER, B.** Chapitre 3: Les phénomènes de relaxation. In: *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 7ème édition revisitée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2011. pp. 389. ISBN 978-2-294-71044-5.
46. **KASTLER, B.** Chapitre 4: La séquence de base: séquence d'écho de spin. In: *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 7ème édition revisitée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2011. pp. 389. ISBN 978-2-294-71044-5.
47. **KASTLER, B.** Chapitre 6 : Codage spatial du signal et mise en place des événements d'une séquence IRM. In: *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 7ème édition revisitée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2011. pp. 389. ISBN 978-2-294-71044-5.
48. **DUCHE, Q.** *Étude des effets de volume partiel en IRM cérébrale pour l'estimation d'épaisseur corticale*[en ligne]. Thèse de doctorat. Rennes: Université de Rennes 1, 2015. Disponible à l'adresse: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01229530>
49. **LI, Z.** *Développement de réseaux d'antennes supraconductrices pour l'Imagerie par Résonance Magnétique haute résolution à champ intermédiaire* [en ligne]. Thèse de doctorat. Orsay: Université Paris-Saclay, 2016. Disponible à l'adresse: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01337202>
50. **KASTLER, B.** Chapitre 7: Plan de Fourier et reconstruction de l'image. In: *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 7ème édition revisitée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2011. pp. 389. ISBN 978-2-294-71044-5.

51. **ANOM.** Formation de l'image IRM: Espace K, contraste et résolution de l'image en IRM. *IMAIOS e-MRI* [en ligne]. 2020 2008. Disponible à l'adresse: <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/Bases-physiques/transformee-fourier-2D>
52. **KASTLER, B.** Chapitre 5: Contraste en T1, T2 et densité protonique. In: *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 7ème édition revisitée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2011. pp. 389. ISBN 978-2-294-71044-5.
53. **BEAULIEU, C.** The basis of anisotropic water diffusion in the nervous system - a technical review. *NMR in Biomedicine*. 2002. Vol. 15, n° 7-8, pp. 435-455.
54. **KASTLER, B.** Chapitre 15: Imagerie de diffusion, de perfusion et IRM fonctionnelle. In: *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 7ème édition revisitée. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2011. pp. 389. ISBN 978-2-294-71044-5.
55. **ANOM.** IRM de diffusion et du Tenseur de diffusion : Séquences IRM pondérées en diffusion. *IMAIOS e-MRI* [en ligne]. 2020 2008. Disponible à l'adresse: <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/irm-diffusion-tenseur/sequences-ponderation-diffusion>
56. **CROISE-LAURENT, V.** *Optimisation des paramètres et applications cliniques pour les explorations hépatiques* [en ligne]. Thèse doctorale. Nancy: Université Henri Poincaré Nancy - Faculté de Médecine, 2008. Disponible à l'adresse: <http://www.theses.fr/2008NAN10149>
57. **TOURNIER, J-D.** Diffusion MRI in the brain – Theory and concepts. *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*. 2019. Vol. 112-113, pp. 1-16.
58. **ASSAF, Y. et PASTERNAK, O.** Diffusion Tensor Imaging (DTI)-based White Matter Mapping in Brain Research: A Review. *Journal of Molecular Neuroscience*. 2008. Vol. 34, n° 1, pp. 51-61.

59. **WILKINSON, M., WANG, R., VAN DER KOUWE, A. et TAKAHASHI, E.** White and gray matter fiber pathways in autism spectrum disorder revealed by ex vivo diffusion MR tractography. *Brain and Behavior*. 2016. Vol. 6, n° 7, pp. 12.
60. **AGRAWAL, A., KAPFHAMMER, J. P., KRESS, A., WICHERS, H., DEEP, A., FEINDEL, W., SONNTAG, V. K. H., SPETZLER, R. F. et PREUL, M. C.** Josef Klingler's Models of White Matter Tracts: Influences on Neuroanatomy, Neurosurgery, and Neuroimaging: *Neurosurgery*. 2011. Vol. 69, n° 2, pp. 238-254.
61. **SILVA, S. M. et ANDRADE, J. P.** Neuroanatomy: The added value of the Klingler method. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*. 2016. Vol. 208, pp. 187-193.
62. **GUERRERO, M., VEUTHEY, C., DEL SOL, M. et OTTONE, N. E.** Dissection of white matter association fasciculi in bovine (*Bos taurus*), pig (*Sus scrofa domesticus*) and rabbit (*Oryctolagus cuniculus*) brains. *Anatomia, Histologia, Embryologia*. 2020. Vol. 00, n° 00, pp. 1-13.
63. **DESCOTEAUX, M.** De l'estimation locale par imagerie q-ball à la tractographie des croisements de fibres. *Techniques et sciences informatiques*. 2020. Vol. 31, n° 3, pp. 375-396.
64. **TUCH, D. S.** Q-ball imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2004. Vol. 52, n° 6, pp. 1358-1372.

NOM : PAILLOUX

PRENOM : NINON

TITRE : Imagerie de tenseur de diffusion de l'encéphale de Dromadaire

RÉSUMÉ :

L'objectif de cette thèse est de montrer la faisabilité de l'imagerie de tenseur de diffusion chez le Dromadaire, *Camelus dromedarius*.

La première partie de cette thèse s'intéresse à une description anatomique générale de l'encéphale, puis à une description plus précise du trajet et des fonctions des principales fibres de substance blanche.

Puis, le fonctionnement général de l'IRM, de l'imagerie de diffusion et du tenseur de diffusion sont abordés dans un troisième temps.

Les protocoles expérimentaux utilisés avec une IRM 3.0 Tesla sont ensuite exposés, suivi d'une présentation des résultats obtenus lors de la dissection anatomique de l'encéphale de Dromadaire et par imagerie de tenseur de diffusion.

Enfin, dans une dernière partie, le protocole ainsi que les résultats expérimentaux sont discutés et l'intérêt de l'utilisation de l'IRM de diffusion chez le Dromadaire est abordée.

MOTS CLÉS : IRM – Diffusion – Encéphale – Dromadaire – Tractographie

TITLE: Diffusion Tensor Imaging of the Dromedary brain

ABSTRACT:

A general anatomical description of the brain is first detailed followed by a precise description of white matter tracts and their respective function.

Then, the principles of MRI, diffusion and Diffusion Tensor Imaging (DTI) are explained in a third part.

The experimental protocol with a 3.0 Tesla MRI is also exposed, followed by a presentation of results obtained by the anatomical dissection and DTI of the Dromedary brain.

Finally, in the last part, protocol and experimental results are discussed. Also, the interest of the use of DTI in Dromedaries is debated.

KEY WORDS : MRI – Diffusion – Brain – Dromedary - Tractography