



## Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)

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

This is an author-deposited version published in : <http://oatao.univ-toulouse.fr/>  
Eprints ID : 14305

**To cite this version :**

Monteil, Sophie. *Encephale du cheval sain : comparaison coupes anatomiques et images par résonance magnétique haut champ 3 Tesla*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse - ENVT, 2015, 101 p.

Any correspondance concerning this service should be sent to the repository administrator: [staff-oatao@inp-toulouse.fr](mailto:staff-oatao@inp-toulouse.fr).

# ENCEPHALE DU CHEVAL SAIN : COMPARAISON COUPES ANATOMIQUES ET IMAGES PAR RESONANCE MAGNETIQUE HAUT CHAMP 3 TESLA

---

THESE  
pour obtenir le grade de  
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

*par*

**MONTEIL Sophie**

Née, le 22 mai 1989 à Neuilly/Seine (92)

---

**Directeur de thèse : M. Giovanni MOGICATO**

---

## JURY

PRESIDENT :

**Mme Isabelle BERRY**

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEURS :

**M. Giovanni MOGICATO**  
**Mme Alexandra DEVIERS**

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

MEMBRE INVITE :

**Mme Sophie PRADIER**

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

**Ministère de l'Agriculture de l'Agroalimentaire et de la Forêt**  
**ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE**

**Directrice** : Mme Isabelle CHMITELIN

**PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE**

- M. **AUTEFAGE** André, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **CLAUW** Martine, *Pharmacie-Toxicologie*
- M. **CONCORDET** Didier, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
- M. **DELVERDIER** Maxence, *Anatomie Pathologique*
- M. **ENJALBERT** Francis, *Alimentation*
- M. **FRANC** Michel, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
- M. **MARTINEAU** Guy, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*
- M. **PETIT** Claude, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **REGNIER** Alain, *Physiopathologie oculaire*
- M. **SAUTET** Jean, *Anatomie*
- M. **SCHELCHER** François, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

**PROFESSEURS 1° CLASSE**

- M. **BERTAGNOLI** Stéphane, *Pathologie infectieuse*
- M. **BERTHELOT** Xavier, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **BOUSQUET-MELOU** Alain, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **DUCOS** Alain, *Zootecnie*
- M. **FOUCRAS** Gilles, *Pathologie des ruminants*
- Mme **GAYRARD-TROY** Véronique, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
- Mme **HAGEN-PICARD**, Nicole, *Pathologie de la reproduction*
- M. **LEFEBVRE** Hervé, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **MEYER** Gilles, *Pathologie des ruminants*
- M. **SANS** Pierre, *Productions animales*
- Mme **TRUMEL** Catherine, *Biologie Médicale Animale et Comparée*

**PROFESSEURS 2° CLASSE**

- M. **BAILLY** Jean-Denis, *Hygiène et Industrie des aliments*
- Mme **BENARD** Geneviève, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
- M. **BRUGERE** Hubert, *Hygiène et Industrie des aliments d'Origine animale*
- Mme **CHASTANT-MAILLARD** Sylvie, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **GUERRE** Philippe, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **GUERIN** Jean-Luc, *Aviculture et pathologie aviaire*
- M. **JACQUIET** Philippe, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **LIGNEREUX** Yves, *Anatomie*
- M. **PICAVET** Dominique, *Pathologie infectieuse*

**PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE**

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

#### MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*  
Mme **BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*  
Mlle **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*  
Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*  
Mlle **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*  
M. **DOSSIN Olivier**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*  
M. **JOUGLAR Jean-Yves**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*  
Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*  
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*  
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*  
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*

#### MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*  
Mme **BENNIS-BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*  
Mlle **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*  
Mme **BOUHSIRA Emilie**, *Parasitologie, maladies parasitaires*  
Mlle **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie*  
M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*  
M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*  
M. **CUEVAS RAMOS Gabriel**, *Chirurgie Equine*  
Mme **DANIELS Hélène**, *Microbiologie-Pathologie infectieuse*  
Mlle **DEVIERS Alexandra**, *Anatomie-Imagerie*  
Mlle **FERRAN Aude**, *Physiologie*  
M. **GUERIN Jean-Luc**, *Elevage et Santé avicoles et cunicoles*  
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*  
Mlle **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique des animaux de rente*  
Mlle **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*  
M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*  
M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*  
Mme **MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation*  
Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie Chirurgicale*  
M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*  
M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction (en disponibilité)*  
Mlle **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*  
Mlle **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*  
Mme **PRADIER Sophie**, *Médecine interne des équidés*  
M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales (ruminants)*  
M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et Infectiologie*  
M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*  
Mme **WASET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*

#### MAITRES DE CONFERENCES et AGENTS CONTRACTUELS

- M. **BOURRET Vincent**, *Microbiologie et infectiologie*  
M. **DAHAN Julien**, *Médecine Interne*  
Mme **FERNANDEZ Laura**, *Pathologie de la reproduction*  
M. **HERRY Vincent**, *Pathologie des ruminants*

#### ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

- Mme **COSTES Laura**, *Hygiène et industrie des aliments*  
M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophtalmologie*  
Mme **LALLEMAND Elodie**, *Chirurgie des Equidés*

## REMERCIEMENTS

**Au président de thèse,  
Madame le Professeur Isabelle BERRY,**  
Professeur des Universités  
Praticien hospitalier  
*Biophysique, Imagerie Médicale*

Qui nous fait l'honneur d'accepter la présidence du jury de thèse.  
Hommages respectueux

\*\*\*

**Au directeur de thèse,  
Monsieur le Docteur Giovanni MOGICATO**  
Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse  
*Imagerie Médicale, Anatomie*

Qui a accepté d'encadrer ce projet et pour l'avoir fait avec patience, simplicité et gentillesse.  
Qu'il trouve ici toute l'expression de ma reconnaissance

\*\*\*

**A l'assesseur,  
Madame le Docteur Alexandra DEVIERS**  
Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse  
*Imagerie Médicale, Anatomie*

Pour avoir accepté de prendre part à ce jury de thèse et pour m'avoir guidée tout au long de cette étude.  
Sincères reconnaissance

\*\*\*

**Au membre invité du jury,  
Madame le Docteur Sophie PRADIER**  
Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse  
*Médecine interne des Equidés*

Pour avoir accepté d'apporter sa contribution à la réalisation de l'étude et de prendre part à ce jury de thèse.  
Sincères remerciements

\*\*\*

**A Monsieur le Docteur Fabrice AUDIGIE**  
Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort  
Directeur du CIRALE

Pour vos conseils avisés sur l'Imagerie par Résonance Magnétique en médecine équine.  
Sincères remerciements

\*\*\*

**Madame Hélène GROS-DAGNAC et Monsieur Jean-Pierre DESIRAT**  
Ingénieur de recherche Inserm et Manipulateur en Radiologie  
Unité de recherche 825 « Imagerie cérébrale et handicaps neurologiques »

Pour votre aide précieuse lors de l'acquisition des images d'Imagerie par Résonance Magnétique.  
Sincères remerciements

\*\*\*

**A Madame le Docteur Céline BOURZAC**  
Maître de conférence à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort  
*Chirurgie des Equidés*

Pour votre relecture attentive.  
Sincères remerciements

## DEDICACES

**A ma famille**, pour cette enfance rêvée, pour tout ce que nous avons partagé de l'autre côté de l'océan, vous m'avez fait grandir dans un monde fabuleux. Merci pour votre soutien constant qui m'a permis d'accomplir ma vocation.

**A Papa**, pour cette passion du cheval, pour m'avoir enseignée cette détermination à ne jamais lâcher prise, pour tes objets de collection qui font du bruit, pour les randonnées sur ton dos ou encordées. Pour les concours hippiques, pour les trajets quotidiens à Villeneuve Loubet ou dans le métro New Yorkais. Pour m'accorder une patience gigantesque en toutes circonstances et une confiance remarquable. Pour être l'homme le plus intelligent de cette planète.

**A Maman**, pour ton amour inconditionnel, pour ta générosité dépassant toutes les limites, pour ta joie de vivre, pour tes histoires bien marseillaises, pour ne pas connaître la traduction de cinnamon, pour ton aptitude à toujours nous avoir sortis des galères avec ta tchatche, pour ton soutien et ta confiance. Merci Maman, nous avons une chance incroyable de t'avoir.

**A Cécile**, ma grande sœur, pour ton caractère bien trempé, pour toutes ces chamailleries, pour avoir été séparées quelques années mais les avoir bien vite rattrapées rue Peras. Pour toutes ces histoires de mecs partagées, pour être ma confidente la plus chère, pour encore croire au monde des bisounours. Pour ton envie de changer le monde, le rendre meilleur. Pour le bonheur de te voir épanouie. **A Richard** pour tout l'amour que tu lui apportes and all the joy you bring to our family.

**A Julien**, mon grand frère, mon modèle depuis le début. Pour m'avoir protégée toutes ces années, pour m'avoir permis de suivre tes traces, du skateboard jusqu'en Inde. Pour être le seul à pouvoir chuter régulièrement de plusieurs milliers de mètres et te relever sans encombre, j'espère qu'un jour tu m'emmèneras vivre cette aventure. Pour ton ouverture d'esprit que j'essaie d'avoir au quotidien.

**A Mamie**, 105 ans, pour nous avoir transmis la passion de soigner. Pour tous ces bons moments passés à La Ciotat, pour ne pas oublier de donner de mes nouvelles à **Papi**.

**A Grand-mère**, pour toutes ces vacances, pour tes balades aux parcs d'acclimatation, à la SEP, « le cœur chaud la tête froide ». **A Grand-père**, pour m'avoir fichue la plus grande trouille dans les œufs.

**A Maïté et Pierre**, pour n'avoir jamais cessé de me faire rire et de me remettre dans le droit chemin. Pour avoir des enfants merveilleux, mes cousins je vous aime ! **A Jo et Jackie**, et tous les autres.

**A mes cousins, Victor Aurore et Louis** que j'espère voir un peu plus à Paris. **A Ben, Maxime et Baptiste, Mathilde** et tous les autres qui sont si nombreux ! **A la famille, Anne-So**, il y en a tant ! **A Jean-Marc** pour toutes ces ressemblances avec Papa, à **Corinne** pour t'avoir découverte depuis peu, mais quelle découverte ! Aux cousins de l'autre côté, à **Caro**, à **Charles**. Aux amis de la famille, surtout Jeroen pour égayer le Mazéré lors de tes passages, pour ton état d'esprit très relax.

A mon ami de toujours : **Alix**, 11 ans déjà, pour avoir partagé ma crise d'adolescence, pour m'avoir tout appris sur la liberté des ados ! Pour être si différentes et en même temps si semblables. Pour ton courage et ta volonté infinie, je suis extrêmement fière de toi. Pour ces moments inoubliables passés ensemble, et je suis sûre qu'il y en aura encore plein d'autres à venir.

**A mes amis de Toulouse,**

**De prépa : A Hélène**, pour être allée au premier DS de maths, pour les théâtres de rue, pour avoir des repas de famille beaucoup trop arrosés, pour ton portefeuille qui n'a jamais été volé, pour avoir été une amie incroyable. **A Arnaud**, pour être mon gay friend en or, pour m'avoir fait découvrir le rock, pour l'abeille tuée dans du Ricard, pour l'écriture de « Hélène », pour le Dutsch Flower et les Dolphin's Delight. **A Florent**, pour cette belle amitié, pour tous ces moments de fou rires et blagues. **A Drien, Lucas, et Seb. A Antoine Chev**, pour m'avoir fait aimer travailler à Fermat, pour ces soirées inoubliables, pour le Nouvel An sur les toits de Paris, pour toujours se croiser en décalage, mais c'est toujours un tel plaisir de te voir. **A Jerem**, j'espère continuer à te faire rêver à chaque conversation une fois par an. **A Ju**, kéké, pour ta réussite dans tout ce que tu entreprends tu es un modèle. **A Claire**, pour m'avoir comprise, ton courage m'inspire et j'espère pouvoir t'appeler dans 20 ans et te voir avec le même sourire. **A Manon, Aux M&M's, la sainte marie team**, vous me manquez.

**Des ENV**, ces cinq années passées à vos côtés ont marqué ma vie, vous me manquez tous déjà.

**A Anaïs**, ma co-équipière, mon amie, ma coloc, mon modèle de gentillesse. Pour avoir été la plus longue des découvertes (4 ans..), mais pour être une des plus belles découvertes ! Pour cette complicité, pour si bien me comprendre, pour tous ces moments, pour toutes ces soirées thé, pour avoir passé le master 1000 du scrub avec moi, pour toutes ces fois où j'ai réussi à te traîner dans mes soirées improbables, pour la Dame aux chapeaux, pour tout parce que tu es extraordinaire.

**A Barbierrrrrrrr**, parce que ce petit lit et tous ces ragots, parce que tous ces TDLC, parce que finalement toute notre année de POULOTS, le meilleur co-poulot, les plus belles brigades du dégueulasse, « les deux plus gros branleurs de la promo », notre potentialisation en lourds de boom, la dame roulière, notre colloc éphémère des rattrapages ! Tes déclarations de fin de boom, frère de Ximun, papy kama, ta veste rouge qui s'appareillait à ma veste jaune.

**A Dyoid**, la constipation éternelle, les hot spots de la meilleur amie de Ghat, la gnak que tu nous transfère dans chaque sport, les sangsues tes amies, les yacks, allez allez allez allez allez !

**A Geof**, pour ces innombrables moments magiques en clinique, Ta télé XX..L et les films qui y passent, tes citations, tes références, ta gégé.

**A Liseron**, raya est grosseeee, le meilleur reblochon, pour tes coups de fil poneys qui me rendent un tout petit peu Docteur.

**A Lucile**, pour cette quatrième année incroyable à tes cotés, pour tes retards, tes cheveux en pétards, ta bonne humeur.

**A Mimile**, pour tes poules, pour Hus, pour l'huile explosée dans ta cuisine, pour ton soutien permanent, ta patience, ton humour, ta bonne humeur, pour ces 4 années absolument magiques.

**A Paulette**, pour ces soirées hors du commun, pour ces confidences, pour ta confiance éternelle, pour être le contraire exacte d'une plante verte mais tout le contraire, pour être une femme incroyable, pour tes tartes au citron et bien plus. J'attends le mariage avec très grande impatience.

**A Sab**, pour m'avoir tant appris sur la manière de vivre sa vie à fond, pour avoir fait de moi une meilleure personne. Ma co-championne de rugby et de belote, pour ton poney tout terrain, la transformation du yogging à la robe en 4 ans, le poussin dans le tunnel, les tunnels des Cévennes, Well, l'Inde, l'homme du train comme quoi ensemble on peut changer des vies, ton anglais meilleur que le mien, les laxatifs, les lassis (et les japonais). Pour avoir perdu ma chienne car tu avais la

« tête » ailleurs, pour tes parents extraordinaires, ne change jamais. A **Manu**, parce que tu es parfait pour elle, parce que tu es un mec absolument génial.

**A Thibaut**, pour ton arc, ton maréchal, ta lourdeur extrême, Ouragan. Pour avoir traversé la France aller-retour en deux jours. Pour les freins à main dans la neige de Thiviers, ou encore la chasse au cochon avec clôtures électriques en bonus, parce que dix-9 et discount. Pour le plus grand râteau du monde de l'ENVT lors de la Mongolie !

**A Valoch** pour avoir été ma binôme de choc en poulots, **Pierre, H'** pour tes coups de fils de 5h du mat' aux congrès GTV, **Max** reviens nous voir, **Quentin** pour ces heures à la BU, **A Bambam** pour porter la promo sur tes épaules, **Marie S, Amicie** (ou A-mais-non) parce que j'aimerais te voir plus, **Bapt** si un jour tu comprends, **Hirsh** DJ de folie merci pour toutes ces booms, **Adjo** pour être différent, pour m'avoir prévenue que je pouvais trouver des trucs bizarres dans ton appart ☺ **Momo, Jeff, Morau** coach avec un humour appréciable, **JB** la blatte, **Beber, Toto** (toucher, toucher la \*\*\*\*\* à la voisine), à **Yannis** pour tes histoires farfelues de « c'est pas PD » , **Sochatte** pour ta joie de vivre, et tous les autres de la **promo Pescadère**.

**A mes docs, Nick**, mon guide, une bière = deux tartines, les pieds les plus moches de Belgique et la podologue, pour les mouches à la piscine, merci de m'avoir intégrée dans cette école ! **A Cam**, pour le chien du sous-sol, la tête rouge, la tête ronde, les calanques sauvages sans eau mais avec ¼ de biscuit, bonjour beau papa, vieux frère. **A Ximun** pour les Setters, pour m'avoir enseignée la lourdeur, pour toutes nos conversations de boom, parce que tu n'es pas là donc tu as perdu ton pari, parce que tu seras toujours un ami. **Greg**, pour la boîte de pétri, pour ta manière bien à toi de te déhancher. A **Francou** et **Margaux**, pour la veste or, pour ces vacances fabuleuses à la Costa Brava, pour avoir fait chasser Ghat, pour avoir fait la thèse la plus stylée sur les poneys de Corrida Holé ! **A Bala**, pour les bons moments, pour être bannis du cercle ! **A Arthur**, pour ces quizz, pour tes amis fous, pour m'avoir motivée à sauter à l'élastique, ou comment être poussée en haut d'une grue, à **Raph** pour Munich et le jägermeister, à **Guillaume** pour être le mec parfait d'Anaïs, à **Cheyrou** pour avoir le nom le plus compliqué du monde de l'ENVT, à **Gwinette**, vous avez été grandioses.

**A mes poulots**, pour savoir aussi bien prendre la relève. **Cécilia** pour tout ce sport et ces bons moments, **Jo** tu es différente ☺ mais on t'aime bien, **Christophe** pour être complètement à l'ouest sur un autre continent, **Thibaut** parce que tu m'as bien fait rire au poulotage, parce que ta meuf est parfaite. **Garcia**, pour mon absence en boom, **Leuleu, I-doux, Loïse** et les autres parce que vous êtes tops.

**A mes professeurs, A Gio**, pour être devenu mon ami, pour avoir tant contribué à ma vie autant personnelle que professionnelle, parce qu' « un cheval, mon royaume pour un burger ! » Parce que l'homme à la cigarette. Parce que Dao. Travailler avec toi est un plaisir, et je suis convaincue que l'on ne s'arrêtera pas en si bon chemin. **A Nath'**, mon amie, excuse-moi d'avoir choisie le seul jour où tu étais indisponible, pour avoir un si grand cœur, parce que tu es quelqu'un d'extraordinaire, pour **Nefret. A Jean-poule** parce que tu as rendu l'aviaire génialissime, pour ce voyage magique à Lyon ! **A Alexandra**, cette belle rencontre tardive, la REVUE ne t'a pas encore comprise. Une pensée pour **Kathy** master de l'échographie, pour **Dougy Mailliard** et **Meyer** pour votre super humeur ! A tout le service d'anatomie de l'ENVT, pour leur accueil, à **Patrick** pour le cheval de ta femme.

**Aux autres promos** : A tous ceux qui m'ont fait rêver par leur personnalité et il y en a ! **A l'Amicalifornication**, la meilleur amicale de tous les temps. Aux **vielles morues** parce que Beauvais, parce que j'ai découvert un si beau sport. **Aux plus vieux** : **A Mathieu R**, pour tous ces beaux



moments. A **Elise** pour Cambell et ces longues discussions, A **Cécile** pour être la femme parfaite d'**Arnaud G**. A **chaton, la muss, timothée**, et tous les autres.

**A mes amis Nantais, et plus.** A **François**, pour cette rencontre autour d'une partie de billard, puis cette deuxième découverte lors d'une après-midi au parc, pour être une belle personne, pour tous les moments qu'il nous reste à partager. A **Diane**, pour ton caractère plus fort que tout, pour être la plus courageuse, parce que tu ne coupes pas la branche sur laquelle tu es assise, parce que sans toi rien n'aurait été pareil, toutes ces heures de galère au CISCO. Pour notre futur voyage en Croatie, je suis désolée de ne pas avoir été à la hauteur de ma réputation ;) A **Alex** pour prendre si bien soins d'elle. A **Xavier**, pour tous ces fous rires, 6,6 6 6 mais, mais, il a la fièvre aphteuse ce poney, elle est comme possédée, pour tous ces moments plongés en enfance, pour ton soutien sans faille, pour ta famille extraordinaire pour cette chasse et ce brame. A **Damas**, mon sauveur du hobbit, ton humour, tombeur, tu fais de la faune sauvage pour les lâchés d'hirondelles. Pour m'avoir amenée moult fois au stade, pour m'avoir présenté Franco, bref merci. **Rompi** pour ne pas me reconnaître quand tu es trop alcoolisé, **Seb** pour les REV GTV et autres, pour m'avoir fait découvrir le capitaine bloom dans la baignoire du Linot. **Olivier** pour regarder Equidia avec moi à la Coloclans, pour ton ironie toujours pinçante, **Ronan** pour être pro du Rubik's cube, **Godet** le colloc fantôme, **Caro** la partie de pingpong casseroles, j'attends ta revanche, **Raphaconda**, **Jwinnie** pour ta gentillesse perpétuelle. **Aux lyonnais**, **Tacos**, pour nos aprêms conseils textos au parc, **Martin**, les garçons vous m'avez convertie à Alfort.

**A mes co-internes et collègues**, **Kateljin** pour avoir le prénom qu'IL ne peut prononcer, **Nolwenn** ironwoman, **Eve** et quelle rencontre !, **Benoit** tu es juste « genre » amazing. A **Chloé** pour être chasseuse de souris, pour tes avions papiers à partir de la notice google, **Tibor** pour toute ton aide et pour être futur spécialiste dans un domaine de folie, **Amélie** pour être la seule du CIRALE à comprendre mes blagues, **Gus** pour me rappeler qu'il n'y aura pas d'ingénieur en informatique à ma thèse, pour avoir un beau rêve en commun, **Caro** dommage que tu ais quitté Alfort, **Eva** pour tes pauses thé chocolat et tous tes conseils avisés, et à toute l'équipe, ça promet d'être chouette.

Pour tous les gens que j'ai rencontrés sur mon chemin et qui ont marqué ma vie à Castanet, à Nice, à San Francisco, à New York **Corinne**, **Amaury**, **Pascal**, **Thibaut**, **Sean**, **Sarah**, **Imogene**, **Eva**, **Ludwig**.

Aux vrais docteurs que j'estime énormément. A **Matthieu P**, pour ton pays, pour ta famille en or (du père au frère jusqu'aux plus beaux Clément et Valentine) Pour ces soirées improbables, pour ton soutien et tes conseils. A **Benoit G**, pour savoir gérer les clients équins grâce à ton humour grandiose, pour ton soutien, pour m'avoir fait aimer l'Ordre. A **Eva** et **Cécile** pour être des femmes vétérinaires extraordinaires. A **Noémie F**, pour m'avoir transmis ta passion des affections locomotrices. A **Marc** pour toujours trouver une solution, **Nicolas**, pour ne pas être docteur mais prendre si bien soin de notre troupeau, merci pour me déculpabiliser de partir si loin, ils sont entre de bonnes mains. **A tous les Hommes de chevaux** que j'ai pu rencontrer, qui m'ont tant appris.

**A Ghat** pour tout l'amour que tu nous donnes chaque jour.

**A tous ceux qui, chaque jour, contribuent à mon bonheur.**

« Savoir écouter, c'est posséder, outre le sien, le cerveau des autres. »

Léonard de Vinci (1452-1519)

# TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS .....	3
TABLE DES FIGURES .....	13
TABLE DES TABLEAUX.....	16
TABLE DES ANNEXES .....	17
LISTE DES ACRONYMES .....	18
INTRODUCTION.....	19
<b>1<sup>E</sup> PARTIE : PRINCIPES PHYSIQUES DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE ET INTERET DANS L'EXPLORATION DE L'ENCEPHALE.....</b>	<b>20</b>
<b>1.1 Définition et historique.....</b>	<b>20</b>
<b>1.2 Principes de bases de physique nucléaire .....</b>	<b>20</b>
<b>1.2.1 Origine de la résonance magnétique nucléaire .....</b>	<b>20</b>
1.2.1.1 Le modèle classique du phénomène de résonance magnétique .....	22
1.2.1.1.1 Spin nucléaire et moment magnétique nucléaire.....	22
1.2.1.1.2 Mouvement de précession et fréquence de Larmor .....	23
1.2.1.1.3 Phénomène de résonance, phase d'excitation et phase de relaxation .....	24
1.2.1.2 Le modèle quantique du phénomène de résonance magnétique.....	25
<b>1.2.2 Les différents phénomènes de relaxation .....</b>	<b>26</b>
1.2.2.1 La relaxation longitudinale ou T1.....	26
1.2.2.2 La relaxation transversale ou T2 .....	27
1.2.2.3 Notion de T2* .....	28
1.2.2.4 Mesure du signal RMN .....	28
<b>1.3 Eléments constitutifs de la machine IRM .....</b>	<b>29</b>
1.3.1 L'aimant .....	29
1.3.2 Les bobines de gradient .....	30
1.3.3 Réception du signal par l'antenne .....	30
1.3.4 Le système informatique.....	31
1.3.5 Salle d'examen et cage de faraday .....	31
<b>1.4 Les paramètres majeurs qui caractérisent une séquence IRM .....</b>	<b>32</b>
<b>1.4.1 Quelques définitions .....</b>	<b>32</b>
1.4.1.1 Temps d'écho (TE).....	32
1.4.1.2 Temps de répétition (TR).....	32
1.4.1.3 Angle de bascule (flip angle).....	32
1.4.1.4 Temps d'inversion (TI).....	32
<b>1.4.2 Modulation de TE et TR et pondération en T1 et T2.....</b>	<b>33</b>

1.4.2.1	Influence du temps de répétition (TR) .....	33
1.4.2.2	Influence du temps d'écho (TE) .....	33
1.4.2.3	Contraste en T1 et T2 : origine et interprétation.....	33
1.4.2.3.1	TR et pondération en T1 .....	33
1.4.2.3.2	TE et pondération en T2 .....	34
1.4.2.3.3	Limites d'action sur le TR et le TE .....	34
1.4.2.3.4	Principales caractéristiques des tissus en IRM .....	35
<b>1.4.3</b>	<b>Modulation de l'angle de bascule et caractérisation d'une séquence, exemple avec l'écho de spin et l'écho de gradient .....</b>	<b>35</b>
1.4.3.1	Caractéristiques de la séquence écho de spin (SE) .....	35
1.4.3.2	Caractéristiques de la séquence écho de gradient (GRE).....	36
<b>1.4.4</b>	<b>Modulation du TI et création de séquences particulières, exemple de la séquence STIR et de la séquence FLAIR .....</b>	<b>37</b>
1.4.4.1	Caractéristiques de la séquence STIR.....	37
1.4.4.2	Caractéristiques de la séquence FLAIR.....	38
<b>1.5</b>	<b>Principes d'interprétations de l'image IRM .....</b>	<b>38</b>
<b>1.5.1</b>	<b>Aspect des tissus en pondération T1 .....</b>	<b>38</b>
<b>1.5.2</b>	<b>Aspect des tissus en pondération T2 .....</b>	<b>39</b>
<b>1.5.3</b>	<b>Aspect des tissus avec la séquence FLAIR .....</b>	<b>39</b>
<b>1.5.4</b>	<b>Aspect des tissus avec la séquence STIR .....</b>	<b>40</b>
<b>1.5.5</b>	<b>Utilisation d'un produit de contraste .....</b>	<b>40</b>
<b>1.6</b>	<b>Qualité de l'image IRM .....</b>	<b>40</b>
<b>1.6.1</b>	<b>Critère de qualité de l'image .....</b>	<b>40</b>
1.6.1.1	Le rapport signal sur bruit .....	40
1.6.1.2	Le contraste .....	41
1.6.1.3	La résolution spatiale .....	41
1.6.1.4	Les artefacts.....	42
1.6.1.5	Le temps d'acquisition .....	42
<b>1.6.2</b>	<b>Paramètres techniques influençant la qualité de l'image.....</b>	<b>42</b>
1.6.2.1	Les paramètres non opérateurs dépendants .....	42
1.6.2.1.1	Les paramètres inhérents aux tissus étudiés.....	42
1.6.2.1.2	Les paramètres dépendants du système.....	42
1.6.2.2	Les paramètres opérateurs dépendants .....	43
1.6.2.2.1	Les paramètres modifiant le contraste .....	43
1.6.2.2.2	Les paramètres ne modifiant pas le contraste .....	43
<b>1.7</b>	<b>Artefacts en imagerie par résonance magnétique .....</b>	<b>44</b>

1.7.1	Artefact de susceptibilité magnétique .....	44
1.7.2	Artefact de déplacement chimique .....	45
1.7.3	Artefact de mouvement .....	45
1.7.4	Artefact liés aux phénomènes de flux .....	45
1.7.5	Artefact de troncature .....	45
1.7.6	Artefact de repliement ou d'aliasing .....	45
1.7.7	Artefact métallique .....	46
1.7.8	Phénomène d'excitation croisée .....	46
1.7.9	Le phénomène de l'angle magique.....	46
1.8	Intérêt de l'IRM haute résolution 3 Tesla et plus .....	46
1.9	Exploitation pour l'imagerie du système nerveux ; comparaison avec les autres techniques d'imagerie médicale.....	49
<b>2<sup>E</sup> PARTIE : UTILISATION DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE POUR L'EXPLOITATION DU SYSTEME NERVEUX EN MEDECINE VETERINAIRE EQUINE .....</b>		<b>51</b>
2.1	Regard sur l'utilisation actuelle de l'IRM en médecine vétérinaire équine .....	51
2.1.1	Différents équipements disponibles.....	51
2.1.1.1	IRM sur cheval debout .....	51
2.1.1.2	IRM sur cheval couché .....	52
2.2	Démarche lors de l'interprétation des images .....	54
2.2.1	Plans de coupe utilisés pour l'imagerie de l'encéphale du cheval .....	54
2.2.2	Identification de la lésion .....	55
2.2.3	Localisation du site de lésion.....	55
2.2.4	De la localisation au diagnostic .....	55
2.2.4.1	Etendue de la lésion.....	56
2.2.4.2	Atteinte des différents tissus nerveux .....	56
2.2.4.3	Caractérisation intra- ou extra-axiale .....	57
2.2.4.4	Interprétation des différences d'intensité du signal.....	57
2.2.5	Exemple de démarche analytique : identification d'une anomalie de l'hypophyse...58	
2.2.5.1	Taille et forme de l'hypophyse .....	58
2.2.5.2	Intensité du signal et homogénéité de l'hypophyse.....	58
2.2.5.3	Augmentation de contraste.....	58
2.2.5.4	Forme et intensité du signal au sein des structures adjacentes.....	58
2.3	Les indications de l'IRM en neurologie équine.....	58
2.3.1	Présence de troubles neurologiques ou endocriniens.....	59
2.3.1.1	Localisation de troubles neurologiques .....	59
2.3.1.2	Troubles neurologiques à conséquences endocrinologiques.....	59

2.3.1.2.1	Diagnostic d'une atteinte du SNC à répercussions endocriniennes .....	59
2.3.1.2.2	L'imagerie en coupes permet un diagnostic de certitude non invasif .....	60
2.3.1.2.3	Evaluation de la réponse d'une lésion du SNC suite à un traitement .....	61
<b>2.3.2</b>	<b>Exploration des anomalies des nerfs crâniens .....</b>	<b>61</b>
<b>2.3.3</b>	<b>Traumatismes crâniens .....</b>	<b>61</b>
<b>2.3.4</b>	<b>Cas particulier des poulains à troubles neurologiques .....</b>	<b>62</b>
<b>2.4</b>	<b>Applications cliniques : exemple de cas .....</b>	<b>62</b>
<b>2.4.1</b>	<b>Anomalie de l'hypophyse .....</b>	<b>62</b>
2.4.1.1	Signes cliniques conduisant à l'examen IRM .....	62
2.4.1.2	Analyses des images obtenues par résonance magnétique .....	63
<b>2.4.2</b>	<b>Exemple d'inflammation dans le cerveau .....</b>	<b>64</b>
2.4.2.1	Signes cliniques conduisant à l'examen IRM .....	65
2.4.2.2	Analyse des images obtenues par résonance magnétique .....	65
<b>2.5</b>	<b>Perspectives d'avenir .....</b>	<b>66</b>
<b>3E PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE – COMPARAISON COUPES ANATOMIQUES ET IMAGES PAR</b>		
<b>RESONANCE MAGNETIQUE HAUT CHAMP 3 TESLA DE L'ENCEPHALE DE CHEVAL SAIN .....</b>		
<b>3.1</b>	<b>Objectifs de cette étude .....</b>	<b>67</b>
<b>3.2</b>	<b>Matériel et méthode .....</b>	<b>67</b>
<b>3.2.1</b>	<b>Les animaux .....</b>	<b>67</b>
<b>3.2.2</b>	<b>L'examen IRM .....</b>	<b>68</b>
<b>3.2.3</b>	<b>Lecture des images IRM et validation du caractère sain de l'encéphale .....</b>	<b>69</b>
<b>3.2.4</b>	<b>Coupes anatomiques macroscopiques .....</b>	<b>69</b>
<b>3.2.5</b>	<b>Légendes .....</b>	<b>69</b>
<b>3.3</b>	<b>Résultats .....</b>	<b>70</b>
<b>3.3.1</b>	<b>Coupes anatomiques macroscopiques .....</b>	<b>70</b>
<b>3.3.2</b>	<b>Images pilotes .....</b>	<b>70</b>
<b>3.3.3</b>	<b>Coupes dans le plan transversal .....</b>	<b>70</b>
<b>3.3.4</b>	<b>Coupes dans le plan dorsal .....</b>	<b>81</b>
<b>3.3.5</b>	<b>Coupes dans le plan sagittal .....</b>	<b>85</b>
<b>3.3.6</b>	<b>Séquences IRM .....</b>	<b>87</b>
<b>3.4</b>	<b>Discussion .....</b>	<b>87</b>
<b>CONCLUSION .....</b>		<b>90</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>		<b>92</b>
<b>ANNEXES .....</b>		<b>96</b>

## TABLE DES FIGURES

Figure 1 - Une charge qui tourne induit autour d'elle un champ magnétique .....	21
Figure 2 - Spin individuel du proton d'hydrogène (d'après Thrall <i>et al.</i> 2013).....	21
Figure 3 - Spin dans les tissus sans champ $B_0$ (d'après Thrall <i>et al.</i> 2013).....	21
Figure 4 – Protons d'un échantillon tissulaire en l'absence de champ magnétique externe (à gauche) puis à l'état de repos (à droite) (d'après Kastler <i>et al.</i> 2011).....	22
Figure 5 - Mouvement de précession d'un proton autour de l'axe $B_0$ selon une fréquence $\omega_0$ (d'après Tucker 1996).....	23
Figure 6 - Composantes du vecteur d'aimantation tissulaire à l'état de repos (d'après Kastler <i>et al.</i> 2011) .....	23
Figure 7 - Mouvement de précession des atomes d'hydrogène autour d'un axe $B_0$ (d'après Thrall <i>et al.</i> 2013) .....	24
Figure 8 - Courbe exponentielle de l'aimantation longitudinale en fonction du T1 (d'après Tucker <i>et al.</i> 1996) .....	27
Figure 9 - Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2 (d'après Tucker <i>et al.</i> 1996).....	28
Figure 10 - Schéma en coupe d'un IRM à aimant supraconducteur (d'après Hoa <i>et al.</i> 2008).....	30
Figure 11 - Bobines de gradients (d'après Hoa <i>et al.</i> 2008) .....	30
Figure 12 - Représentation schématique de différentes antennes (d'après Hoa <i>et al.</i> 2008) .....	31
Figure 13 - Schéma du TE et TR (d'après Kastler <i>et al.</i> 2011).....	32
Figure 14 - Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence (d'après Kastler <i>et al.</i> 2011) .....	33
Figure 15 - Schéma illustrant l'influence du TE sur le contraste en T2 (d'après Kastler <i>et al.</i> 2011).....	34
Figure 16 - Chronologie des événements lors du phénomène d'écho de spin (d'après Kastler <i>et al.</i> 2011) .....	36
Figure 17 - Séquence STIR et FLAIR, la courbe du signal de la graisse s'annule au temps $0.69 \times T1_{\text{graisse}}$ et celle du signal de l'eau la courbe du signal de l'eau s'annule au temps $0.69 \times T1_{\text{eau}}$ (d'après Kastler 2011) .....	37
Figure 18 - D'une image bidimensionnelle (A) à une image tridimensionnelle (B, C) : Des pixels aux voxels (d'après Nazarian 2002) .....	41
Figure 19 - Exemple sur encéphale humain d'artefact métallique.....	46
Figure 20 - Séquence FLAIR 3 Tesla : mise en évidence de petites lésions de sclérose en plaque chez un patient humain (d'après le Dr J.F Luaba Tshibanda au CHU de Liège).....	47
Figure 21 - Imagerie fonctionnelle d'activation cérébrale pré-opératoire à 3 Tesla sur cerveau humain : mise en évidence des zones corticales fonctionnelles à préserver lors d'exérèse tumorale (d'après Luaba Tshibanda 2006) .....	48
Figure 22 – Photographie d'un examen IRM sous sédation dans un système Hallmarq (Clinique Equine de Livet).....	52
Figure 23- Photographie d'un examen de la tête d'un cheval avec une IRM haut champ a) vue de côté, b) vue de face (Michigan State University).....	53
Figure 24- Photographie d'un examen de l'antérieur droit d'un cheval avec une IRM en U bas champ (CIRALE-ENVA) .....	53
Figure 25 - Représentation en coupe du cerveau. a) Plans de coupe conventionnels de neuroanatomie et appellations correspondantes. b) Exemples de coupes et vocabulaire lié aux axes du plan de coupe. ....	54

Figure 26 – Schéma de l’organisation de l’encéphale par segments, le télencéphale correspond à la zone bleue, le diencéphale la zone verte, le mésencéphale la zone violette, le métencéphale la zone marron, et le myélocéphale la zone jaune (d’après Hoerlein BF. 1978).....	55
Figure 27- Image pondérée en T2 en coupe transversale de l’encéphale d’un poulain de 6 mois atteint crises de convulsions dûes à une méningite (d’après Scrivani 2011) .....	56
Figure 28- Image pondérée en T1 en coupe dorsale de l’encéphale d’un poulain de 6 mois atteint de crises de convulsions dûes à une méningite, après injection intra-veineuse de produit de contraste (d’après Scrivani 2011).....	56
Figure 29 – Image tomодensitométrique en coupe transversale du cerveau en regard de la selle turcique d’un cheval atteint de DPIH ayant reçu un produit de contraste par voie intraveineuse. On note l’élargissement de l’hypophyse (flèche blanche) (d’après Pease <i>et al.</i> 2011). .....	60
Figure 30- Image IRM en séquence pondérée en T2 turbo spin echo, coupe sagittale entre les deux hémisphères cérébraux. Présence d’une masse (petites flèches blanches) dorsalement à la selle turcique (d’après Tucker <i>et al.</i> 2011).....	63
Figure 31 – (a) Image IRM en séquence pondérée en T1 spin-echo, coupe transversale au niveau de la selle turcique, d’un adénome hypophysaire (flèches noires). (b) Image IRM en séquence pondérée en T1 spin-echo réalisée au même niveau après administration de gadolinium. (d’après Tucker <i>et al.</i> 2011) .....	63
Figure 32 - (a) Image IRM en séquence pondérée en T2 spin-echo, coupe transversale 7 mm rostralement aux coupes de la figure 8. (b) Image IRM en séquence echo de gradient réalisée au même niveau. (d’après Tucker <i>et al.</i> 2011).....	64
Figure 33 - Vue ventrale de cerveau à l’autopsie après retrait de ce dernier de la calotte crânienne. (d’après Tucker <i>et al.</i> 2011).....	64
Figure 34- (a) Image IRM en séquence pondérée en T2 turbo spin-echo, coupe transversale au niveau caudal du pont. L, côté gauche. (b) Image IRM en séquence pondérée en T2 turbo spin-echo, coupe para-sagittale. (d’après Tucker <i>et al.</i> 2011) .....	65
Figure 35- Illustration des méthodes de tractographie. Estimation des trajectoires axonales sur l’ensemble d’un cerveau humain, vues axiale (à gauche) et oblique (à droite). (d’après Hagmann 2005) .....	66
Figure 36 - Antenne SENSE Flex Philips 3T Medium .....	68
Figure 37 - Coupes pilotes.....	70
Figure 38 – Niveau A - Section anatomique transversale .....	71
Figure 39 – Niveau A - Coupe transversale pondérée en T2 .....	71
Figure 40 – Niveau A - Coupe transversale pondérée en T1 .....	71
Figure 41 – Niveau B - Section anatomique transversale .....	72
Figure 42 – Niveau B - Coupe transversale pondérée en T2 .....	72
Figure 43 – Niveau B - Coupe transversale pondérée en T1 .....	72
Figure 44 – Niveau C - Section anatomique transversale .....	73
Figure 45 - Niveau C - Coupe transversale pondérée en T2.....	73
Figure 46 – Niveau C - Coupe transversale pondérée en T1 .....	73
Figure 47 - Niveau D - Section anatomique transversale.....	74
Figure 48 - Niveau D - Coupe transversale pondérée en T2.....	74
Figure 49 - Niveau D - Coupe transversale pondérée en T1.....	74
Figure 50 - Niveau E - Section anatomique transversale .....	75
Figure 51 - Niveau E - Coupe transversale pondérée en T2 .....	75
Figure 52- Niveau E - Coupe transversale pondérée en T1.....	75



Figure 53 - Niveau F - Section anatomique transversale .....	76
Figure 54 - Niveau F - Coupe transversale pondérée en T2 .....	76
Figure 55 - Niveau F - Coupe transversale pondérée en T1 .....	76
Figure 56 - Niveau G - Section anatomique transversale.....	77
Figure 57 - Niveau G - Coupe transversale pondérée en T2.....	77
Figure 58 - Niveau G - Coupe transversale pondérée en T1.....	77
Figure 59 - Niveau H - Section anatomique transversale.....	78
Figure 60 - Niveau H - Coupe transversale pondérée en T2.....	78
Figure 61 - Niveau H - Coupe transversale pondérée en T1.....	78
Figure 62 - Niveau I - Section anatomique transversale .....	79
Figure 63 - Niveau I - Coupe transversale pondérée en T2 .....	79
Figure 64 - Niveau I - Coupe transversale pondérée en T1 .....	79
Figure 65 - Niveau J - Section anatomique transversale.....	80
Figure 66 - Niveau J - Coupe transversale pondérée en T2.....	80
Figure 67 - Niveau J - Coupe transversale pondérée en T1.....	80
Figure 68 - Niveau K - Section anatomique dorsale.....	82
Figure 69 - Niveau K - Coupes dorsales pondérées en T2 et T1 .....	82
Figure 70 - Niveau L - Section anatomique dorsale .....	83
Figure 71 - Niveau L - Coupes dorsales pondérées en T2 et T1.....	83
Figure 72 - Niveau M - Section anatomique dorsale .....	84
Figure 73 - Niveau M - Coupes dorsales pondérées en T2 et T1 .....	84
Figure 74 - Section anatomique dans le plan sagittal. FL : Frontal Lobe (lobe frontal) ; PL : Parietal Lobe (lobe pariétal) ; OL : Occipital Lobe (lobe occipital) ; Adh : Adhésion interthalamique ; Aque : Aqueduc mésencéphalique ; III : Troisième ventricule ; IV : Quatrième ventricule .....	86
Figure 75 - Coupe sagittale pondérée en T2. FL : Frontal Lobe (lobe frontal) ; PL : Parietal Lobe (lobe pariétal) ; OL : Occipital Lobe (lobe occipital) ; Adh : Adhésion interthalamique ; Aque : Aqueduc mésencéphalique ; III : Troisième ventricule ; IV : Quatrième ventricule.....	86

## TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 – Valeurs du T1 et du T2 selon la nature du tissu (d'après Kastler <i>et al.</i> 2011) .....	35
Tableau 2- Séquences utilisées lors de l'examen IRM .....	69

## TABLE DES ANNEXES

Annexe 1 - Lexique.....	96
Annexe 2 - Certificat d'autorisation d'expérimenter sur des animaux vertébrés vivants .....	98

## LISTE DES ACRONYMES

ACTH	Adrénocorticotrophique Hormone
CIRALE	Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
DPIH	Dysfonctionnement de la <i>Pars Intermedia</i> de l'Hypophyse
FLAIR	Fluid-Attenuated Inversion Recovery
FoV	Champ de vue, « Field of View »
GRE	Echo de gradient
IR	Inversion - récupération
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
LCR	Liquide céphalo-rachidien
RF	Radio fréquence
RMN	Résonance Magnétique Nucléaire
SE	Echo de Spin
STIR	Short Time Inversion Recovery
T	Tesla
T1	Relaxation longitudinale
T2	Relaxation transversale
TE	Temps d'écho
TI	Temps d'inversion
TR	Temps de répétition
TRH	Thyrotropin-releasing hormone (hormone thyroïdienne)
SNC	Système nerveux central
STIR	Short Time Inversion Recovery

## INTRODUCTION

L'imagerie médicale a progressé de façon spectaculaire ces trente dernières années chez l'Homme et parallèlement chez l'animal. À l'avènement de la radiographie, puis de l'échographie, a succédé celui du scanner et de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). Cette technique d'imagerie de pointe a considérablement fait évoluer l'investigation des lésions de l'appareil locomoteur du cheval.

Ainsi, en médecine équine, l'IRM n'est plus, de nos jours, un examen complémentaire exceptionnel, comme il l'était il y a encore une dizaine d'années. Cependant, il reste aujourd'hui réservé à l'évaluation de l'appareil locomoteur. Si l'usage de l'IRM a largement dépassé le cadre strict de la recherche en pathologies locomotrices, il reste encore très peu développé pour l'imagerie de la tête et plus particulièrement de l'encéphale. En effet, les seuls appareils disponibles en médecine équine en France sont des machines bas champ qui ne peuvent être utilisées que sur le cheval debout

L'encéphale du cheval désigne l'ensemble du système nerveux contenu dans la boîte crânienne. Il comprend le cerveau, le cervelet et le tronc cérébral. L'IRM constitue l'examen de choix pour évaluer une lésion neurologique ayant pour siège l'encéphale. En effet, il s'agit du seul examen permettant de différencier la substance blanche de la substance grise, et de localiser avec précision les tissus impliqués dans une affection cérébrale. Citons en particulier les lésions intracrâniennes modifiant les tissus par destruction cellulaire, inflammation et œdème, sans entraîner de variation de taille de l'encéphale. Force est de constater que cet examen est très rarement prescrit chez les équidés, alors qu'il devrait être un examen de choix lors de troubles neurologiques (Holmes *et al.* 2014). Aujourd'hui, compte tenu du faible nombre de machines IRM capables de produire des images d'encéphale équins en France, voire dans le monde, un diagnostic précis ne peut pas toujours être établi lors de troubles neurologiques. Malgré une très faible utilisation en médecine équine, l'IRM a néanmoins été mis à profit dans le diagnostic de nombreuses affections, telles que les cas précoces d'encéphalite, les malformations congénitales, ou encore les masses tumorales intracrâniennes (Gray *et al.* 2001 ; Sanders *et al.* 2001 ; Ferrel *et al.* 2002 ; Audigié *et al.* 2004 ; Javiscas *et al.* 2008 ; Elliott *et al.* 2012). Les performances diagnostiques de cet outil d'imagerie médicale et ses caractéristiques propres lui confèrent un intérêt majeur dans l'exploration du système nerveux central.

Néanmoins, l'utilisation de l'IRM par les praticiens vétérinaires équins présuppose une bonne connaissance des images IRM de l'encéphale normal. Or, ce sujet est peu documenté dans la littérature scientifique (Arenbicia *et al.* 2001 ; Murray 2011 ; Stuckenschneider *et al.* 2014).

L'objectif de cette thèse est de réaliser un atlas d'images IRM d'encéphale, afin de faciliter l'interprétation des images d'examen par les vétérinaires praticiens.

Dans une première partie, nous définirons les principes fondamentaux de l'IRM afin de comprendre l'origine des images obtenues, la signification des séquences utilisées et l'intérêt d'utiliser des machines de plus en plus puissantes. Puis dans une seconde partie, nous nous intéresserons à l'apport de l'IRM dans le milieu vétérinaire équin, en particulier dans l'examen de l'encéphale. Une troisième partie sera consacrée à la présentation d'un atlas comparatif entre des coupes anatomiques macroscopiques d'encéphale de cheval et des coupes haute résolution obtenues par IRM au Centre Hospitalier Universitaire de Purpan (31).

# 1<sup>E</sup> PARTIE : PRINCIPES PHYSIQUES DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE ET INTERET DANS L'EXPLORATION DE L'ENCEPHALE

Compte tenu de la complexité de l'IRM, la parfaite compréhension des images obtenues impose l'acquisition de connaissances théoriques relativement poussées qui seules permettent une interprétation approfondie des résultats.

Ce chapitre a donc pour objet de détailler précisément les principes physiques qui sont à la base de l'IRM ainsi que leur mise en œuvre pratique dans les machines actuelles.

Cependant, des spécialistes, les "imageurs", étant spécifiquement formés pour assister le praticien dans la lecture des images, si la maîtrise de ce chapitre est souhaitable, elle n'est pas indispensable dans le cadre de la lecture de cette thèse.

## 1.1 Définition et historique

**Définition** : L'IRM est une technique de diagnostic médical puissante qui fournit des images tridimensionnelles et en coupe dans n'importe quel plan de l'espace. L'IRM est une technique radiologique récente, non invasive et sans effets secondaires connus.

**Historique** : La résonance magnétique nucléaire (RMN) est une technique en développement depuis une cinquantaine d'années. Le phénomène physique a été conceptualisé en 1946 par Bloch et Purcell, prix Nobel de physique en 1952. Puis, au cours des années 70, Paul Christian Lauterbur a acquis pour la première fois une image provenant d'un IRM. Les nombreux intérêts présentés par ce nouvel outil l'inciteront à le développer avec l'aide de son collègue Peter Mansfield. Ces travaux de perfectionnement aboutiront à deux prix Nobel et à la démocratisation des premières machines IRM pour la médecine humaine à compter du début des années 80. De nos jours et après trente ans d'évolution, l'IRM est devenue l'une des techniques majeure de l'imagerie médicale moderne, potentiellement appelée à des développements importants.

## 1.2 Principes de bases de physique nucléaire

L'IRM est une technique d'imagerie qui se base sur l'utilisation d'un signal électromagnétique émis par des protons dans un champ magnétique intense.

### 1.2.1 Origine de la résonance magnétique nucléaire

Tout noyau atomique est composé d'un nombre défini de protons et de neutrons. Ces éléments sont animés d'un mouvement individuel de rotation complexe autour d'un axe passant par leur centre. Une charge qui tourne induit automatiquement un champ magnétique appelé « moment magnétique » qui est représenté par un vecteur d'aimantation microscopique  $\mu$  (Figure 1). La valeur de ce moment magnétique est proportionnelle à une grandeur caractéristique de la particule en rotation dénommée *moment cinétique de spin* ou plus couramment *spin*. Le spin est donc représenté sous la forme d'un vecteur en rotation sur lui-même. Ainsi, le proton peut être assimilé à un petit aimant avec un pôle Nord et un pôle Sud. Précisons que le spin est une des propriétés des particules, au même titre que la masse ou la charge électrique.

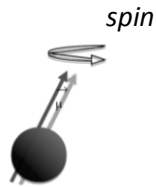


Figure 1 - Une charge qui tourne induit autour d'elle un champ magnétique

C'est ce champ magnétique d'origine nucléaire que l'on mesure et qui est à la base de la technique d'IRM. Chaque proton de l'organisme se comporte comme l'aiguille aimantée d'une boussole.

Pour les atomes dont le noyau est composé d'un nombre pair de nucléons, les protons et les neutrons se rassemblent, ce qui forme un moment magnétique nucléaire global nul. Seuls les atomes avec un nombre impair de nucléons possèdent un moment magnétique global non nul que l'on qualifie d'intrinsèque ou élémentaire. C'est le cas des atomes d'hydrogène ( $H^1$ ), de carbone ( $C^{13}$ ), et de phosphore ( $P^{31}$ ). L'atome d'hydrogène, composé d'un proton chargé positivement lui conférant un moment magnétique très net, est le principal utilisé en imagerie médicale. Il représente deux tiers des atomes de l'organisme des mammifères (63% des atomes du corps humain). L'IRM permet donc d'obtenir une carte de répartition des atomes d'hydrogène au sein du corps du patient (Labruyère *et al.* 2013).

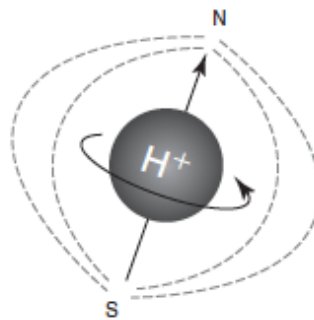


Figure 2 - Spin individuel du proton d'hydrogène (d'après Thrall *et al.* 2013)

En l'absence de champ magnétique, les protons sont répartis aléatoirement dans toutes les directions de l'espace. Le vecteur d'aimantation macroscopique résultant de tous les vecteurs d'aimantation microscopique  $\mu$  est donc nul. De plus les protons ne tournent pas de manière synchrone, on dit alors qu'ils sont « déphasés ».

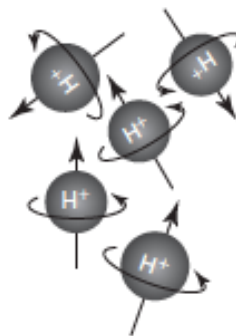


Figure 3 - Spin dans les tissus sans champ  $B_0$  (d'après Thrall *et al.* 2013)

La première étape consiste à aligner tous les protons dans la même direction. Pour cela, on place le patient à l'intérieur d'un aimant très puissant dans le but d'orienter tous ses protons dans l'axe du champ magnétique de l'aimant. La deuxième étape consiste à les faire tourner ensemble, dans le même sens et, dans la même direction. On dit alors qu'ils sont « en phase ».

### 1.2.1.1 Le modèle classique du phénomène de résonance magnétique

#### 1.2.1.1.1 Spin nucléaire et moment magnétique nucléaire

Le modèle classique permet d'expliquer à l'échelle d'un tissu, les principes physiques sur lesquels se fonde l'imagerie par résonance magnétique.

Il s'agit maintenant d'aligner les protons dans la même direction à l'aide d'un premier champ magnétique statique et élevé appelé  $B_0$ . Soumis à ce champ magnétique statique ( $B_0$ ) les protons s'alignent selon l'axe du vecteur d'aimantation  $B_0$  de ce champ. Le vecteur d'aimantation globale macroscopique, résultant de la somme de tous les vecteurs d'aimantation microscopiques, n'est donc plus nul.

En effet, les spins sont forcés de s'aligner dans l'axe du champ. Soit, dans le même sens (dit parallèle) soit dans le sens contraire (dit anti parallèle). Sur l'ensemble d'un tissu placé dans un champ magnétique  $B_0$  il existe donc une proportion plus importante de spins alignés dans le sens de  $B_0$  (parallèle) que dans le sens contraire (anti parallèle). L'écart de population entre spins « parallèles » et spins « anti parallèles » suffit à produire un signal RMN à l'échelle tissulaire et entraîne l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique. C'est ainsi ce léger excédent de spin sur le niveau fondamental qui est à l'origine de l'aimantation nucléaire détectable en résonance magnétique nucléaire.

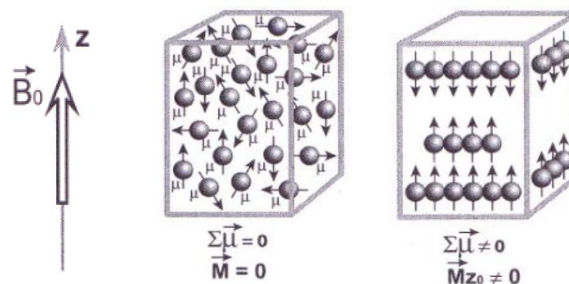


Figure 4 – Protons d'un échantillon tissulaire en l'absence de champ magnétique externe (à gauche) puis à l'état de repos (à droite) (d'après Kastler *et al.* 2011)

Le nombre de protons en excès est proportionnel à l'amplitude du champ magnétique principal :  $B_0$ . Ce champ est déterminé par la puissance de l'appareil d'imagerie utilisé (l'unité de mesure est le Tesla) et conditionnera la précision des images ainsi que leur interprétation ultérieure. A titre d'exemple, à 0,5 Tesla (bas champ) et à température corporelle (37°C), il y a environ 2 par millions de protons en excès (500 002 protons parallèles et 500 000 protons antiparallèles).



### 1.2.1.1.2 Mouvement de précession et fréquence de Larmor

Pour décrire le vecteur d'aimantation, on définit un repère orthonormé  $Oxyz$ , dont l'axe  $Oz$  est parallèle au champ magnétique  $B_0$ . Les protons ne tournent pas de manière synchrone, on dit alors qu'ils sont déphasés. Ainsi à l'équilibre, le vecteur d'aimantation global macroscopique (non nul grâce au champ  $B_0$ ) est aligné selon  $Oz$  et ne présente pas de composante transversale dans le plan  $xOy$ .

Les protons d'hydrogène ne sont pas statiques, même soumis au champ  $B_0$ . Ils sont animés d'un mouvement de précession autour d'un axe  $Oz$  à une fréquence angulaire  $\omega_0$  appelée fréquence angulaire de précession. En effet, lorsque les spins, qui ont naturellement un mouvement de rotation, sont soumis à un champ  $B_0$ , ils se mettent à décrire un cône autour de l'axe  $B_0$  : c'est ce qui est appelé le mouvement de « précession » (Thrall *et al.* 2013).

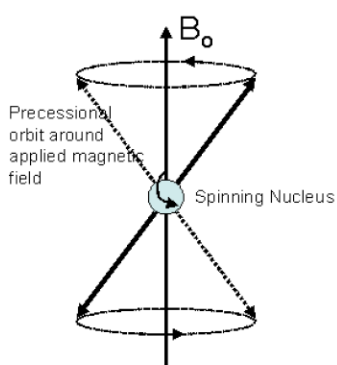


Figure 5 - Mouvement de précession d'un proton autour de l'axe  $B_0$  selon une fréquence  $\omega_0$  (d'après Tucker 1996)

Comme vu auparavant, la fréquence angulaire de précession, aussi appelée résonance ou fréquence de Larmor ( $\omega_0$ ), est proportionnelle à l'amplitude du champ magnétique principal  $B_0$  :  $\omega_0 = \gamma B_0$  (nombre de rotations par seconde) avec  $\gamma$  une constante inhérente de l'atome étudié (coefficient Gyromagnétique), soit pour l'hydrogène  $\gamma_H = 42.6 \text{ MHz/T}$  (mégahertz par tesla) (Pooley 2006).

Ce phénomène de précession implique que le moment magnétique de chaque proton peut être décomposé en deux composantes vectorielles orthogonales : une composante longitudinale ou alignée avec  $B_0$  ( $z$ ) et une composante transversale (dans le plan  $xOy$ ).

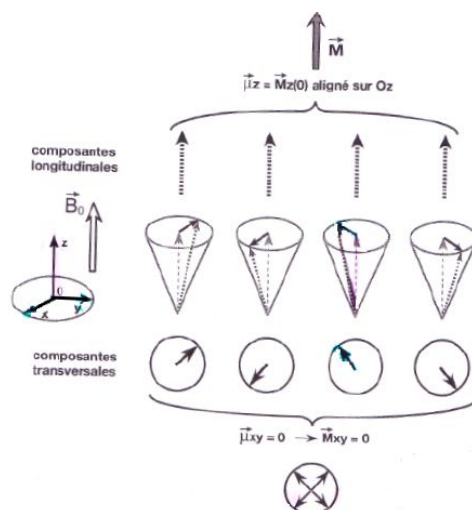


Figure 6 - Composantes du vecteur d'aimantation tissulaire à l'état de repos (d'après Kastler *et al.* 2011)

La taille des composantes vectorielles dépend de l'orientation de ces spins par rapport à  $B_0$  pendant la séquence d'IRM. Au fur et à mesure que les spins se décalent par rapport à  $B_0$ , la taille de la composante vectorielle longitudinale (axe des z) diminue tandis que celle de la composante transversale (plan xOy) augmente.

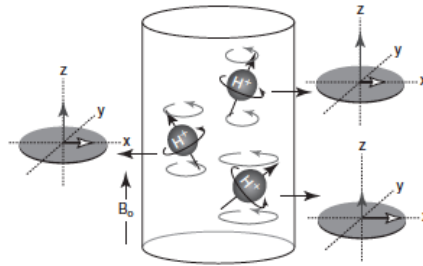


Figure 7 - Mouvement de précession des atomes d'hydrogène autour d'un axe  $B_0$  (d'après Thrall *et al.* 2013)

Cependant à l'équilibre, les protons ne sont pas en phase. Il y a une dispersion des composantes transversales élémentaires et donc la composante dans le plan xOy est nulle.

C'est la deuxième étape consistant à mettre les protons en phase grâce à un champ électromagnétique tournant, couramment appelé  $B_1$ , qui va permettre d'obtenir une composante transversale.

La résonance magnétique (RMN) consiste en fait à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action simultanée de deux champs magnétiques : l'un statique et élevé ( $B_0$ ) permettant de les aligner, l'autre électromagnétique et tournant ( $B_1$ ) qui va permettre de les mettre en phase.

### 1.2.1.1.3 Phénomène de résonance, phase d'excitation et phase de relaxation

A l'équilibre, le vecteur macroscopique tissulaire obtenu (aligné selon Oz sans composante transversale) n'est pas mesurable car trop faible par rapport à  $B_0$ . Pour pouvoir le mesurer, il faut donc apporter de l'énergie aux protons permettant de basculer le vecteur d'aimantation dans le plan xOy.

L'énergie portée aux protons leur est fournie par l'intermédiaire d'un deuxième champ magnétique  $B_1$  ou onde radio de fréquence (RF). On place alors le système hors de sa position d'équilibre. C'est l'application de  $B_1$ , onde RF, à la fréquence de rotation  $\omega_r$  et l'apport d'énergie qui en résulte et qui entraînent une rupture de cet état d'équilibre. Il est nécessaire que la fréquence angulaire de précession des protons  $\omega_0$  et  $\omega_r$  soient égales pour permettre ce transfert. C'est ce que l'on appelle communément le « phénomène de résonance ». Cette condition permet un transfert d'énergie maximale.

En appliquant une onde RF de même fréquence que celle de Larmor, il se crée des interactions entre l'onde RF et les spins en précession. Les protons précessant déjà autour de  $B_0$  à une fréquence  $\omega_0$  acquièrent un double mouvement de précession à la fréquence  $\omega_1 = \gamma B_1$ . Lors du mouvement de double précession, il y a une diminution de la composante longitudinale du vecteur d'aimantation et une augmentation de la composante transversale. La valeur maximale du vecteur d'aimantation

macroscopique tissulaire selon xOy est égale à la valeur qu'il avait selon l'axe Oz à l'état d'équilibre. La valeur de l'angle de bascule est fonction de l'amplitude et de la durée de l'impulsion d'excitation.

Dans le cadre de l'imagerie par résonance magnétique, l'onde RF est appliquée très brièvement (de l'ordre de quelques millisecondes) et avec une intensité permettant la bascule du vecteur d'aimantation tissulaire généralement de  $90^\circ$  (soit dans le plan xOy). On parle alors d'**excitation**.

Finalement cette fourniture d'énergie aux protons a deux conséquences : les protons vont se mettre à tourner de façon synchrone : c'est la mise en phase des spins ; et la direction des vecteurs d'aimantation des protons bascule légèrement par rapport à l'axe Oz.

Dès la fin de l'excitation, le vecteur d'aimantation tissulaire retrouve sa position d'équilibre, avec une diminution rapide de sa composante transversale et une repousse plus progressive de sa composante longitudinale : les protons se déphasent à nouveau et reviennent dans l'axe de l'aimant (composante longitudinale). C'est le phénomène de **relaxation**.

### *1.2.1.2 Le modèle quantique du phénomène de résonance magnétique*

Le modèle quantique permet de comprendre les phénomènes de relaxation précédemment introduits en détaillant les transferts d'énergie. Il donne une définition atomique des phénomènes contrairement à l'approche macroscopique du modèle classique (Lavaud 2013).

A l'état d'équilibre après application d'un champ magnétique  $B_0$ , les protons s'alignent selon deux orientations (parallèle et antiparallèle à  $B_0$ ). Ces deux orientations correspondent à deux niveaux d'énergie, E1 et E2. E1, correspondant aux protons parallèles à  $B_0$ , est un niveau de basse énergie. A l'opposé, E2, correspondant aux protons anti parallèles à  $B_0$ , est un niveau de haute énergie. C'est la prédominance au niveau E1 (2 par million) qui va créer le champ d'aimantation macroscopique tissulaire.

Dans le modèle classique, la perturbation de l'état d'équilibre met en jeu le phénomène de résonance entre la fréquence de précession angulaire des protons autour de  $B_0$  et l'impulsion d'onde radiofréquence. Le modèle quantique se fonde sur la transition des protons d'un niveau d'énergie à l'autre.

L'application d'un champ magnétique  $B_1$  fournit au système en équilibre une quantité d'énergie égale à la différence entre les deux niveaux d'énergie ( $\Delta E = E1-E2$ ) qui induit des transitions du niveau E1 de basse énergie au niveau E2 de haute énergie, et induit donc des modifications de l'orientation du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire.

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

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

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

Dès la fin de l'excitation, il y a un retour à l'état d'équilibre : le déphasage rapide des spins induit une diminution rapide de la composante transversale du vecteur d'aimantation macroscopique alors que la repousse de la composante longitudinale de ce même vecteur (correspondant aux transitions inverses, E2 vers E1) se fait progressivement.

Les deux modèles présentés, classique et quantique, expliquent donc, grâce à deux phénomènes physiques distincts, la bascule du vecteur d'aimantation tissulaire de l'axe Oz dans le plan xOy.

En revenant à leur état originel, les protons restituent l'énergie qu'on leur avait fournie, toujours sous forme d'une onde, qu'il est possible de capter à l'aide d'une antenne adaptée, cette onde s'appelle « signal ». Voyons désormais quels sont les phénomènes permettant de mesurer la bascule de ce vecteur, l'énergie restituée sous forme de signal va permettre l'acquisition d'images exploitables.

### **1.2.2 Les différents phénomènes de relaxation**

Des techniques sophistiquées permettent de localiser précisément l'origine spatiale de ce signal. La morphologie du signal émis par les protons dépend essentiellement du temps (appelé temps de relaxation) que ceux-ci mettent à revenir dans l'axe de l'aimant (temps T1) et du temps qu'ils mettent à se déphaser à nouveau (temps T2).

Suite à l'arrêt de l'application de l'onde RF, l'aimantation nucléaire retourne à sa position d'équilibre parallèle à  $B_0$  en décrivant une trajectoire en hélice étant donné l'excitation instable. La repousse progressive de l'aimantation longitudinale correspond à la relaxation T1 (revenir dans l'axe) et la décroissance rapide de l'aimantation transversale correspond à la relaxation T2 (se déphaser).

Ces deux temps T1 et T2 sont propres à chaque type de tissu et en rapport avec sa nature histologique et cellulaire (liquide ou solide, structure organisée ou non etc.).

#### **1.2.2.1 La relaxation longitudinale ou T1**

Le temps que les protons mettent à revenir dans l'axe de l'aimant lors de la relaxation est appelé T1.

La récupération de l'aimantation longitudinale (ou relaxation T1) correspond en fait à la restitution de l'énergie accumulée par les protons lors de l'excitation sous forme d'échanges thermiques avec le milieu environnant (ce qui correspond à la relaxation spin-réseau).

On parle de relaxation T1 car la repousse de l'aimantation se fait selon une exponentielle croissante possédant une constante caractéristique du tissu étudié. Cette constante appelée T1 et exprimée en millisecondes n'apparaît pas instantanément après arrêt de l'impulsion de l'onde RF. T1 correspond à 63% de la repousse, c'est-à-dire au temps mis par la composante longitudinale du vecteur d'aimantation tissulaire pour atteindre 63% de sa valeur d'équilibre après arrêt de l'impulsion de 90°. La relaxation longitudinale est donc d'autant plus rapide que le T1 est court.

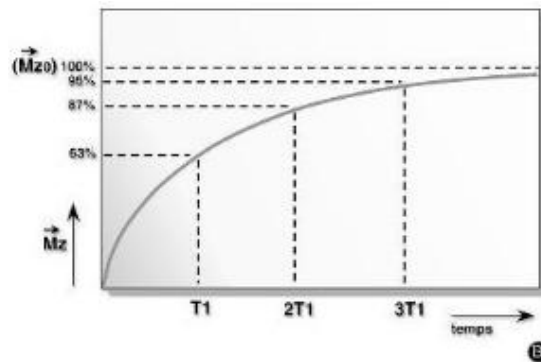


Figure 8 - Courbe exponentielle de l'aimantation longitudinale en fonction du T1 (d'après Tucker *et al.* 1996)

L'ordre de grandeur de T1 est de 200 à 3 000 ms pour un champ de 1,5 Tesla. Dans les milieux biologiques, les molécules sont soumises en permanence à des mouvements de translation, rotation, collision (mouvements browniens) qui se caractérisent par leur fréquence de collision. Pour que les protons cèdent de leur énergie au milieu moléculaire, il faut que leur fréquence spontanée (fréquence de Larmor) soit proche de la fréquence de collision moléculaire. Ainsi, plusieurs grandeurs influencent la valeur de T1.

La structure moléculaire du milieu examiné est un premier facteur de variation. En fonction de la taille des molécules d'un milieu, les fréquences de collisions moléculaires vont différer ce qui conditionnera en parti le temps de relaxation T1. Par exemple, le T1 de la graisse est court, alors qu'à l'opposé, le T1 des structures cristallines est long.

L'état solide ou liquide de la matière est un second facteur influant de T1. Le T1 est plus long pour les liquides que pour les solides. On peut donc écrire que, le T1 de l'eau pure est long étant donné que les mouvements de molécules y sont très rapides et ont des fréquences caractéristiques beaucoup plus élevées que la fréquence de Larmor. Il y a donc peu d'échanges d'énergie avec les noyaux d'hydrogène excités, impliquant un T1 long. Par exemple, le liquide cérébrospinal possède des valeurs de T1 supérieures à la seconde.

D'autre part, T1 diminue avec la viscosité du milieu, la température de l'échantillon et la présence de substances paramagnétiques comme les agents de contraste. Enfin, notons que T1 est proportionnel à  $B_0$ , et donc dépendant de l'appareil IRM utilisé.

### 1.2.2.2 La relaxation transversale ou T2

A l'arrêt de l'impulsion de l'onde RF, il y a *déphasage des spins*. Lors de cette phase, il n'y a pas de transfert d'énergie mais une décroissance rapide de l'aimantation dans le plan xOy (relaxation T2). On peut ainsi noter que la décroissance transversale du vecteur d'aimantation tissulaire est plus rapide que la repousse de sa composante longitudinale : les tissus ont donc toujours un T2 inférieur ou égal au T1.

La relaxation T2 est ainsi nommée car la constante T2, exprimée en millisecondes, caractérise un tissu donné : elle correspond à 63% de la décroissance de la composante transversale du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire. Ainsi, en deux T2, 87% de la décroissance aura eu lieu, 95% en trois T2 et 98% en quatre T2. La relaxation est donc d'autant plus rapide que le T2 est court.

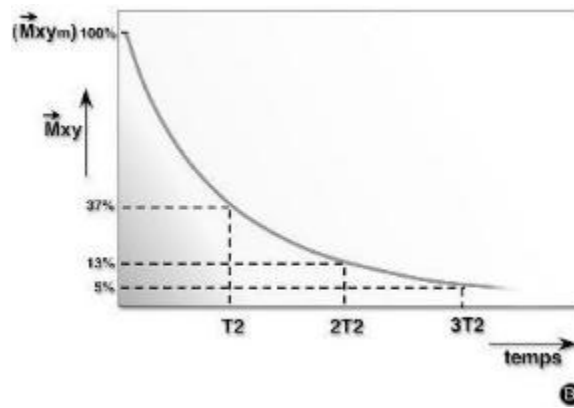


Figure 9 - Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2 (d'après Tucker *et al.* 1996)

A l'instar de T1, il existe un certain nombre de facteurs influençant la valeur de T2. Le T2 est plus long pour les liquides par rapport aux solides. Ainsi, pour l'eau pure, la valeur de T2 est de 3 secondes. De même que pour T1, le T2 est plus court dans les tissus formés de grosses molécules, comme les tissus gras. Enfin, T2 dépend de la viscosité du milieu examiné, T2 étant d'autant plus long que l'échantillon est fluide.

### 1.2.2.3 Notion de T2\*

La décroissance est directement liée au T2 si le champ magnétique  $B_0$  est uniforme. Cependant, certains facteurs physiques peuvent provoquer une décroissance plus rapide du signal.

A l'échelle microscopique, le champ magnétique  $B_0$  n'est pas rigoureusement homogène sur l'échantillon, ce qui entraîne un déphasage plus rapide des spins. Les fréquences de résonance des protons de cet échantillon ne seront, par conséquent, pas tout à fait identiques. Ainsi, le signal observé est lié aux inhomogénéités du champ  $B_0$  d'origine, et aux inhomogénéités propres du champ magnétique externe  $B_0$  à l'échelle microscopique qui accélèrent la décroissance transversale, dite T2\*.

En pratique, le signal reçu décroît en T2\* plus rapidement que ce qui était théoriquement prévu en T2.

### 1.2.2.4 Mesure du signal RMN

Lors de la phase de relaxation la composante transversale du vecteur d'aimantation macroscopique est similaire à une forme de spirale dans le plan xOy. Cette rotation induit un champ magnétique ou onde de RF. Les protons émettent ainsi un signal enregistrable qui traduit la décroissance de l'aimantation transversale des protons (signal de précession libre). C'est ensuite le rôle de l'antenne réceptrice placée à côté de la zone imagée de recueillir ce signal et de le convertir en signal électrique mesurable (Kastler *et al.* 2011).

Or les signaux émis par les protons sont spécifiques des caractéristiques anatomiques et physiologiques des tissus au sein de la région étudiée. Il s'ensuit donc une phase d'amplification et de numérisation qui permet au système IRM de produire in fine des images représentatives de l'anatomie normale et pathologique. L'ordinateur attribuant à chaque signal reçu une localisation anatomique et une tonalité de gris.

## 1.3 Éléments constitutifs de la machine IRM

### 1.3.1 L'aimant

Un aimant est un objet fabriqué dans un matériau magnétique dur, c'est-à-dire dont le champ rémanent et l'excitation coercitive sont grands. Cela lui donne des propriétés particulières liées à l'existence du champ magnétique, comme celle d'exercer une force d'attraction sur tout matériau ferromagnétique. On classe les aimants selon plusieurs critères :

- L'intensité de leur champ magnétique (haut et bas champ)
- Leur type (résistif, permanent ou supraconducteur)
- Leur géométrie (ouverte ou fermée)

L'aimant permet de produire un champ magnétique d'intensité élevée, d'une bonne stabilité temporelle et d'une bonne homogénéité.

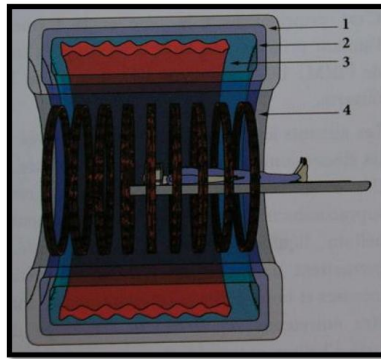
L'aimant est la pièce maîtresse de l'appareil IRM. Son rôle est de produire le champ magnétique principal  $B_0$ . On peut noter que le champ magnétique créé en permanence par l'appareil IRM représente 4 000 à 60 000 fois celui de la Terre, il est mesuré en Tesla (T).

Deux types de systèmes d'imagerie par résonance magnétique sont utilisés en médecine équine : les dispositifs « haut champ » et ceux « bas champ », avec des aimants ouverts ou fermés.

- Les IRM bas champ, inférieur à 0,3 Tesla comportent un aimant permanent et n'impliquent donc pas de courant électrique contrairement aux aimants à haut champ. Ils donnent une image de moins bonne résolution avec des temps d'acquisition plus longs.
- Les IRM haut champs sont munis d'électro-aimants supraconducteurs, de forme cylindrique ouverte à chaque extrémité et nécessitant l'utilisation d'un cryogène pour réguler la chaleur produite par effet joule (ce qui explique en grande partie leur coût élevé). Ils donnent des images plus détaillées, une très bonne différenciation tissulaire, et un signal d'intensité supérieur en un temps d'acquisition plus faible. La maintenance de ces systèmes est très onéreuse en raison de la présence d'hélium liquide pour refroidir l'aimant (Werpy 2007).

La machine peut être *fermée* en tunnel, ou *ouverte* en forme de U. Ces dernières sont notamment destinées aux patients humains claustrophobes ou obèses, mais l'uniformité du champ magnétique est alors inférieure, le rapport signal sur bruit des images obtenues est donc inférieur.

L'aimant utilisé dans la partie expérimentale de cette thèse (troisième partie) est un aimant haut champ supraconducteur au sein d'une machine fermée. Les aimants supraconducteurs sont constitués d'une bobine supraconductrice et d'un cryostat contenant de l'hélium liquide (parfois entouré par de l'azote liquide) ceci dans le but de supprimer la chaleur produite par la résistance électrique dans le circuit. Ils ont une forme de tunnel et permettent d'obtenir un champ magnétique intense (3 Tesla) et homogène malgré une consommation énergétique faible. Ils sont cependant chers et l'entretien doit être très régulier (recharge de la cuve d'hélium notamment).



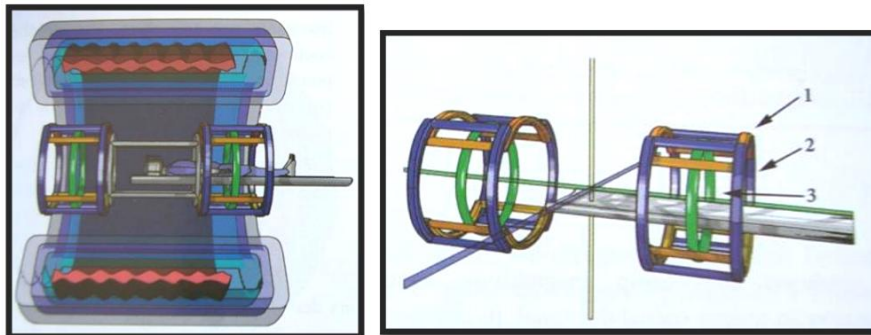
1. Enceinte refroidie à 70°K (Azote liquide), 2. Enceinte refroidie à 20°K (Hélium liquide), 3. Bobines supraconductrices, 4. Bobines d'homogénéisation du champ.

Figure 10 - Schéma en coupe d'un IRM à aimant supraconducteur (d'après Hoa *et al.* 2008)

Le champ magnétique obtenu doit être intense afin de favoriser le rapport signal sur bruit. Cependant, l'augmentation de la puissance du champ magnétique diminue le contraste en T1 et majore certains artefacts.

### 1.3.2 Les bobines de gradient

Elles permettent de générer un gradient de champ magnétique (variation linéaire de l'intensité du champ le long d'une direction de l'espace), nécessaire au codage du signal. Trois paires de bobines sont présentes, une pour chaque direction de l'espace (Kastler *et al.* 2011).



1. Gradient dans l'axe y, 2. Gradient dans l'axe x, 3. Gradient dans l'axe z

Figure 11 - Bobines de gradients (d'après Hoa *et al.* 2008)

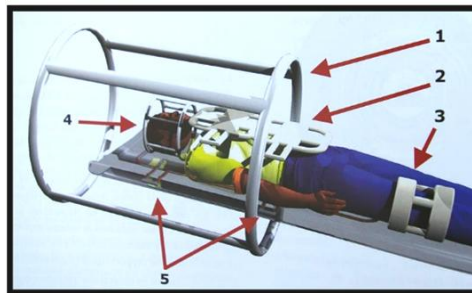
### 1.3.3 Réception du signal par l'antenne

Les antennes sont constituées d'un ou plusieurs anneaux de cuivre et permettent l'émission d'ondes RF et la réception du signal. En mode émission, elles doivent délivrer une excitation uniforme dans tout le volume exploré. En mode réception, elles doivent être sensibles et avoir le meilleur rapport signal sur bruit possible (Hoa *et al.* 2008).

Le signal de résonance magnétique étant faible, elles doivent être placées au plus près de la partie anatomique explorée. Les antennes sont accordées pour correspondre à la fréquence de résonance de « précession » des protons qui se trouvent dans le champ magnétique. Tout comme les aimants, les antennes sont classées selon leur géométrie (volumique ou surfacique), leur mode de fonctionnement (émettrice-réceptrice ou réceptrice seule), ou encore selon leur configuration (linéaire, en quadrature de phase ou en réseau phasé).



Les antennes de surface sont uniquement réceptrices du signal. Elles sont appliquées le plus près possible des régions d'intérêt afin d'obtenir une qualité du signal optimale. Le volume exploré est limité comparé aux autres types d'antennes. On les utilise donc pour les régions de faible volume tel que l'encéphale.



1. Antenne corps entier, 2. Antennes de surface pour l'exploration du tronc, 3. Antenne dédiée pour le genou, 4. Antenne crâne, 5. Antennes intégrées à la table d'examen pour l'exploration du rachis.

**Figure 12 - Représentation schématique de différentes antennes (d'après Hoa *et al.* 2008)**

### 1.3.4 Le système informatique

Le système informatique est constitué d'un ordinateur et de processeurs rapides permettant l'acquisition des données, la reconstruction des images et la gestion des différents constituants du système.

Les consoles sont des périphériques de sortie directement reliés à un ordinateur. Une ou plusieurs consoles constituent le lien entre l'opérateur et la machine, permettant notamment la mise en place des paramètres, le contrôle et la visualisation des coupes. La rapidité de traitement, et l'ergonomie sont les critères de performances essentiels de l'équipement informatique d'un appareillage IRM (Hoa *et al.* 2008).

A l'aide du système, l'opérateur va choisir la programmation des séquences de façon à optimiser le contraste, le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale et à limiter les artefacts. En fonction de ce qu'il veut visualiser, l'opérateur choisit les plans de coupes, le type de séquence et les paramètres qui modifient ou non le contraste.

### 1.3.5 Salle d'examen et cage de Faraday

Le système est toujours placé dans une pièce amagnétique suffisamment grande pour accueillir le cheval. Du fait de la présence de l'aimant, la pièce est interdite à toute personne portant un pacemaker, un implant chirurgical ou un objet métallique. Ces restrictions sont indispensables pour éviter tout accident et que ces éléments ne soit pas attirés par l'aimant et ne blessent les personnes présentes ou encore détériorent le dispositif d'imagerie.

L'enveloppe de la machine et surtout, de l'aimant, est constituée d'une cage de Faraday qui est le principal moyen de blindage destinée au confinement des champs magnétiques produits par la machine et à l'isolement de celui-ci des champs magnétiques extérieurs. Elle permet d'effectuer ces mesures précises en évitant les pollutions électromagnétiques extérieures.

La salle doit être climatisée pour réguler la température. L'objectif est d'éviter tout artefact ou dysfonction dans l'acquisition des images afin d'obtenir une qualité d'image optimale. L'écart autour de la température moyenne à laquelle la machine est paramétrée est de plus ou moins 2°C.

## 1.4 Les paramètres majeurs qui caractérisent une séquence IRM

Une séquence IRM est définie par les paramètres spécifiques programmés dans le système IRM indiquant la façon dont le signal doit être recueilli. En plus des caractéristiques propres aux tissus, ce sont les paramètres cités précédemment qui déterminent l'apparence des tissus sur les images. Lorsque l'opérateur les modifie on dit qu'il « pondère » la séquence (Silvain 2012).

Plusieurs séquences sont ainsi associées dans un protocole d'imagerie. En modifiant les séquences IRM, le contraste des images évolue, ce qui permet de mettre en évidence plus spécifiquement certaines formations anatomiques.

Les images IRM habituelles sont réalisées en réglant la machine de façon à refléter l'un des deux temps : on dit que l'image est pondérée en T1 ou en T2.

### 1.4.1 Quelques définitions

#### 1.4.1.1 Temps d'écho (TE)

Le temps d'écho est l'intervalle de temps entre l'onde de RF excitatrice et la mesure du signal recueilli.

#### 1.4.1.2 Temps de répétition (TR)

Le temps de répétition est l'intervalle de temps séparant deux excitations successives au cours d'une séquence d'acquisition.

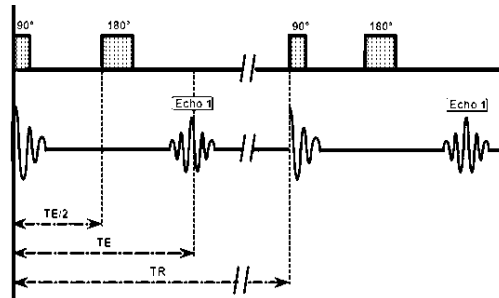


Figure 13 - Schéma du TE et TR (d'après Kastler *et al.* 2011)

#### 1.4.1.3 Angle de bascule (flip angle)

L'angle de bascule est l'angle dont l'impulsion de radiofréquence fait basculer le vecteur d'aimantation des protons par rapport à l'axe de champs magnétique statique de l'aimant. En effet, à l'état d'équilibre sous l'effet de  $B_0$ , l'aimantation est parallèle au champ statique. Afin de pouvoir générer un signal, une onde  $B_1$  est envoyée, générant le phénomène de résonance magnétique : l'aimantation nucléaire bascule par rapport à la direction du champ magnétique statique dans un plan qui lui est généralement perpendiculaire, c'est l'angle de bascule. Classiquement en écho de spin, l'angle de bascule est de  $90^\circ$ .

#### 1.4.1.4 Temps d'inversion (TI)

Le temps d'inversion correspond au délai entre une onde RF de  $180^\circ$  d'inversion et l'onde RF de  $90^\circ$  d'excitation qui la suit.

## 1.4.2 Modulation de TE et TR et pondération en T1 et T2

### 1.4.2.1 Influence du temps de répétition (TR)

Le TR sépare deux impulsions de 90°, il correspond alors au « temps de repousse » de l'aimantation longitudinale. On dit que le TR « conditionne la pondération en T1 ». En effet, plus le TR sera long, moins on distinguera deux tissus aux T1 différents. Ceci, puisque à l'issue du cycle, les deux tissus auront tous deux récupéré leur aimantation longitudinale maximale (Kastler *et al.* 2011).

### 1.4.2.2 Influence du temps d'écho (TE)

Le principe est similaire en ce qui concerne le TE et la pondération en T2 mais dans le sens inverse. Le TE définit le temps pendant lequel on laisse décroître le signal en T2 (relaxation transversale) avant de le mesurer. Si l'on se fie aux courbes de décroissance du signal, un TE trop court ne laisse pas le temps aux tissus d'exprimer leurs différences en termes de vitesse de relaxation transversale, il faut donc augmenter le TE afin d'obtenir un « contraste en T2 » satisfaisant.

### 1.4.2.3 Contraste en T1 et T2 : origine et interprétation

Le contraste en T1 et en T2 de la séquence est déterminé par le choix des facteurs ci-dessus.

#### 1.4.2.3.1 TR et pondération en T1

Le TR conditionne le contraste en T1, c'est-à-dire la pondération en T1 d'une séquence. Plus le TR est court (0,5 seconde), plus la séquence sera pondérée en T1. Dans ce cas, c'est le tissu possédant le T1 le plus court qui donnera le signal le plus élevé. Dans le cas contraire, plus le TR est long (2 secondes), plus la séquence sera dépondérée en T2 : les différences en T1 des tissus sont alors moins perceptibles (Lavaud 2013).

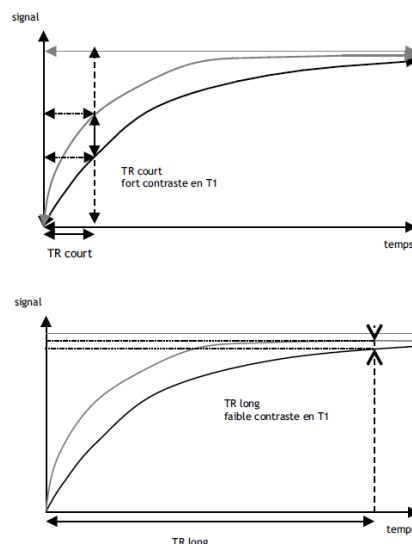


Figure 14 - Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence (d'après Kastler *et al.* 2011)

Le signal du tissu ayant un T1 court sera plus élevé, et il apparaîtra plus blanc. Le signal ayant un T1 long sera plus faible et apparaîtra plus noir. Finalement, plus le TR est court et plus la séquence est pondérée en T1 : les différences de contraste entre tissus seront alors plus marquées. En conclusion, une séquence pondérée en T1 a :

- Un TR court (400-600 ms) pour favoriser le contraste en T1
- Un TE court (15 ms) pour minimiser le contraste en T2

### 1.4.2.3.2 TE et pondération en T2

On choisit le temps pendant lequel on laisse décroître le signal avant de le mesurer. Si le TE est court (inférieur à 20 millisecondes), on ne fait que peu de distinction entre les différences en vitesse de décroissance, et on ne peut pas séparer les différents tissus par leur T2. Par contre, si le TE est plus long (supérieur à 100 millisecondes), il est possible de distinguer les tissus par leur T2.

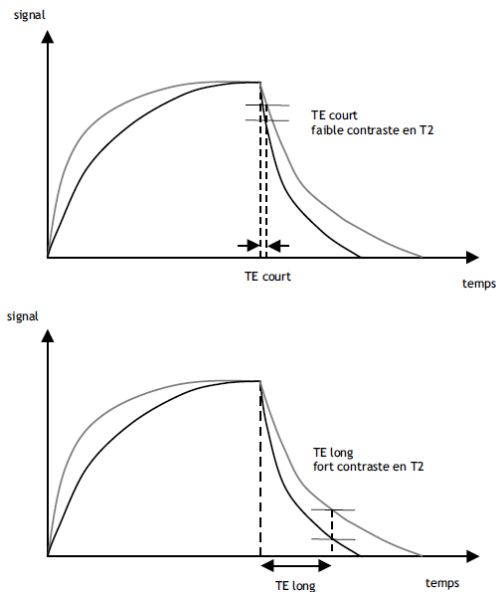


Figure 15 - Schéma illustrant l'influence du TE sur le contraste en T2 (d'après Kastler *et al.* 2011)

Ainsi, le TE conditionne le contraste en T2, c'est-à-dire, la pondération en T2 d'une séquence. Un tissu ayant un T2 plus long donnera un signal plus élevé.

Plus le TE est long et plus la séquence est pondérée en T2. A l'opposé, plus le TE est court, et plus la séquence sera dépondérée en T2. En conclusion, une séquence pondérée en T2 a :

- Un TE long (15 ms) pour favoriser le contraste en T2
- Un TR long (2 000 ms) pour minimiser le contraste en T1

Les séquences en T2 sont mieux contrastées (par rapport aux séquences en T1) mais le rapport signal sur bruit est plus faible car les mesures sont réalisées plus tardivement sur la courbe d'atténuation du signal en T2.

La séquence densité de proton est très utilisée en IRM sur l'appareil musculo-squelettique des chevaux mais n'est pas détaillé ici car présente peu d'avantage pour l'exploration de l'encéphale.

### 1.4.2.3.3 Limites d'action sur le TR et le TE

Si le temps de répétition est très court, il se produit une saturation de l'aimantation longitudinale et il n'y a donc pas de contraste. Ainsi, pour pondérer une image en T1, il faut raccourcir le TR dans les

limites raisonnables. D'autre part, si le TR est trop long, il n'y a pas de signal. Pour pondérer une image en T2, il est nécessaire d'allonger le TE dans des limites raisonnables.

De façon générale, on retiendra que le TE est toujours inférieur au TR, et qu'un TR court est de l'ordre du T1 le plus court du tissu considéré.

#### 1.4.2.3.4 Principales caractéristiques des tissus en IRM

	T1 en ms	T2 en ms
<b>Eau</b>	3 000	30 000
<b>Substance Grise</b>	810	100
<b>Substance Blanche</b>	680	90
<b>Foie</b>	420	45
<b>Graisse</b>	240	8

Tableau 1 – Valeurs du T1 et du T2 selon la nature du tissu (d'après Kastler *et al.* 2011)

### 1.4.3 Modulation de l'angle de bascule et caractérisation d'une séquence, exemple avec l'écho de spin et l'écho de gradient

La succession d'angles de bascule auxquels sont soumis les protons et la notion de temps d'inversion (TI) vont établir s'il s'agit d'une séquence en :

- écho de spin (SE)
- écho de gradient (GRE)
- écho de spin rapide (TSE : turbo spin echo)
- inversion-récupération (IR)
- suppression de signal de la graisse (STIR : Short Time Inversion Recovery)

#### 1.4.3.1 Caractéristiques de la séquence écho de spin (SE)

L'écho de spin est la séquence de référence. Une séquence d'écho de spin comprend une impulsion de 90°, une attente pendant une durée de TE/2, une impulsion de 180°, une nouvelle attente de TE/2 et un enregistrement du signal à TE.

Le but de cette séquence est de s'affranchir des inhomogénéités locales de champ magnétique afin d'obtenir un signal en T2 et non T2\*. En effet, le phénomène de relaxation transversale (T2) est du aux inhomogénéités de champ d'origine moléculaire, à l'origine du pouvoir de discrimination entre les différents tissus lors d'une séquence IRM. Or il existe également des inhomogénéités de champ liées au champ magnétique externe B<sub>0</sub>. Ce type d'inhomogénéités accroît considérablement la vitesse de déphasage des spins et est donc à l'origine d'un affaiblissement dommageable de la durée et de l'intensité du signal (Silvain 2012).

L'impulsion d'onde RF supplémentaire de 180° à l'instant précis TE/2 va inverser l'ordre des déphasages des spins dans le plan transversal. Les protons en avance vont se retrouver en retard par rapport aux plus lents et selon la distance qu'ils avaient d'avance. Ainsi, la composante de déphasage des protons due aux inhomogénéités locales de B<sub>0</sub> sera annulée au temps d'écho, et la mesure

effectuée ne sera plus due aux inhomogénéités de champ magnétique mais bien à la relaxation des spins, donc au vrai T2 (Kastler *et al.* 2011).

Le signal mesuré au temps d'écho selon l'axe Ox est alors maximal.

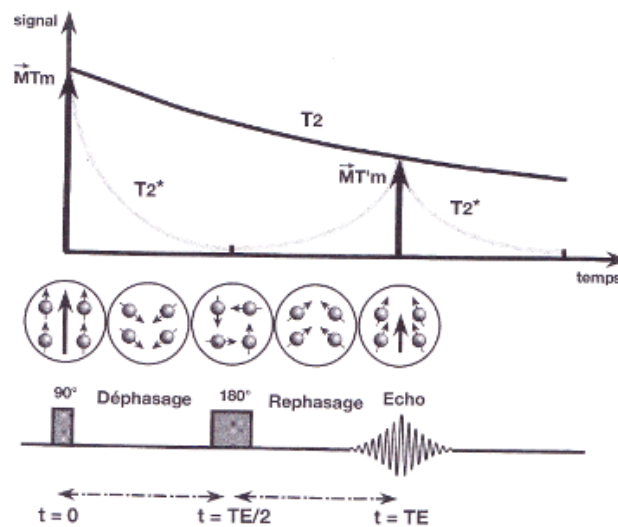


Figure 16 - Chronologie des événements lors du phénomène d'écho de spin (d'après Kastler *et al.* 2011)

Il y a donc une double bascule des protons ce qui permet d'obtenir un signal intensifié. Ainsi, on a accès à une qualité d'images d'une très haute résolution. Cependant, la séquence reste longue à obtenir et donc, très sensible aux mouvements.

Une légère décroissance est tout de même observée entre la valeur du champ au temps d'écho et celle juste après la fin de l'impulsion de 90°. Cette différence est due aux inhomogénéités moléculaires du tissu, et il est impossible de s'en affranchir.

### 1.4.3.2 Caractéristiques de la séquence écho de gradient (GRE)

La séquence est très rapide avec un TE très court, elle se distingue par :

- Un angle de bascule faible (entre 20 et 60°)
- Une absence d'impulsion RF de 180° de rephasage (il n'y a que l'impulsion RF de 90°)

L'angle de bascule petit diminue la quantité d'aimantation basculée. Le retour à l'état d'équilibre s'effectue donc plus rapidement, cela permet de diminuer le TR entre chaque impulsion. Le principal intérêt de l'écho de gradient est le gain de temps non négligeable. Or l'acquisition primaire de l'information étant, pour les séquences en trois dimensions, en volume (conversion en coupes ultérieurement), ce type de séquence est à privilégier lors de reconstruction en 3D de l'image (Werpy *et al.* 2006).

Cette séquence est très sensible aux inhomogénéités de champ magnétique car les hétérogénéités ne sont pas compensées par une impulsion RF de 180°. Cependant, ne nécessitant qu'une seule impulsion, le temps d'acquisition est beaucoup plus court que pour les images en séquence SE.

Le contraste est variable en fonction du choix du TR et TE, mais la résolution est beaucoup moins bonne qu'avec l'écho de spin. La pondération (en T1, T2) dépend de TE, TR et de l'angle de bascule. L'inconvénient du faible angle de bascule et du TR très court est une mauvaise pondération en T1.

Ainsi, la séquence GRE, ayant un long TE (augmente l'effet T2\*), un angle de bascule réduit et un long TR (réduisant l'influence de T1), sera pondérée en T2\* et non en T2 (cf. paragraphe 1.1.2.3.). On parle alors de séquence T2\*.

#### 1.4.4 Modulation du TI et création de séquences particulières, exemple de la séquence STIR et de la séquence FLAIR

Ces deux séquences sont des applications de la séquence d'inversion récupération (IR).

La séquence IR permet de modifier le contraste naturel obtenu par les différences de temps de relaxation T1 des tissus. Elle comporte une impulsion initiale de 180° (onde d'inversion) qui va faire basculer l'aimantation longitudinale dans la direction opposée. Du fait de la relaxation longitudinale, l'aimantation longitudinale va croître pour revenir à sa valeur initiale, en passant par la valeur nulle. Pour mesurer le signal, il faut appliquer une onde RF de 90° d'excitation.

Ainsi dans cette séquence tous les tissus passent par 0 lors de la repousse (à  $t=0,69 \times T1$  du tissu considéré). Cette annulation du contraste peut être mise à profit pour supprimer de l'image une structure donnée, comme par exemple la graisse. Il suffit pour cela de choisir un temps d'inversion (TI) tel que l'aimantation longitudinale du tissu donnée soit nulle. Ce dernier ne pourra alors pas donner de signal par absence d'aimantation transverse dû à l'absence d'aimantation longitudinale). La technique d'IR permet ainsi de supprimer le signal d'un tissu donné en sélectionnant un TI adapté au T1 de ce tissu, par exemple pour la graisse :  $TI = 0,69 \times T1$  graisse (impulsion de 90° au temps TI) (Kastler *et al.* 2011).

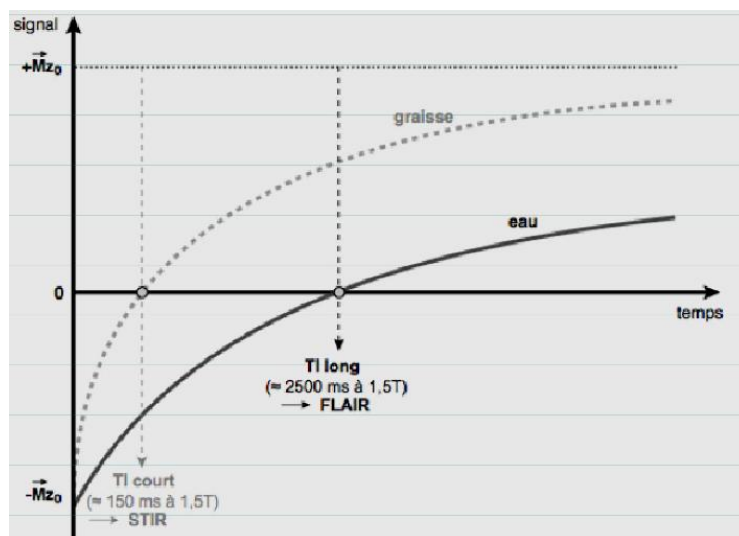


Figure 17 - Séquence STIR et FLAIR, la courbe du signal de la graisse s'annule au temps  $0,69 \times T1_{\text{graisse}}$  et celle du signal de l'eau la courbe du signal de l'eau s'annule au temps  $0,69 \times T1_{\text{eau}}$  (d'après Kastler 2011)

La vitesse de repousse longitudinale étant caractérisée par le temps de relaxation T1, ces séquences vont être pondérées en T1. L'inversion-récupération permet ainsi de majorer la pondération en T1 de la séquence d'imagerie avec laquelle elle est associée (écho de spin ou écho de gradient plus ou moins rapide).

##### 1.4.4.1 Caractéristiques de la séquence STIR

Dans la séquence STIR « Short Time Inversion Recovery » standard, la séquence d'écho de spin est complétée par une impulsion préalable de 180° d'inversion.

La graisse présente un T1 court. Ainsi en choisissant un temps d'inversion (TI) court de 140 millisecondes, on peut supprimer le signal de la graisse. La combinaison de l'IR à un T1 court avec des séquences d'écho de spin rapide qui permettent de réduire le temps d'acquisition dans des limites acceptables en pratique clinique.

Ces séquences présentent l'intérêt d'offrir une technique de suppression du signal de la graisse peu sensible aux hétérogénéités de champ magnétique et aux effets de susceptibilités magnétique en présence de métal. Elles peuvent être employées en pondération T1 ou T2.

Cette technique ne doit pas être utilisée pour supprimer le signal de la graisse après injection de produit de contraste type gadolinium (agent aux vertus ferromagnétique, cf paragraphe 1.5.5.). Les tissus rehaussés par ce dernier ont un T1 raccourci et peuvent être effacés par une inversion-récupération à TI court.

La séquence STIR permet donc de supprimer le signal de l'ensemble du de la graisse et par déduction de mettre en évidence des lésions à proximité ou au sein de structures graisseuses (il s'agit de son principal intérêt en médecine équine) ou d'identifier avec certitude une composante graisseuse dans une lésion (De la farge 2009).

#### *1.4.4.2 Caractéristiques de la séquence FLAIR*

L'acronyme provient de l'anglais « Fluid Attenuated Inversion Recovery ». L'objectif de cette séquence est de supprimer le signal des liquides par une inversion-récupération à un temps d'inversion adapté.

L'eau présente un T1 long. En choisissant un TI de 2 000 millisecondes, on peut s'affranchir du signal de l'eau libre. Comme pour les autres séquences en IR, on préfère utiliser une séquence d'imagerie de type écho de spin rapide pour compenser les durées d'acquisition longues liées aux TR longs.

Le signal provenant du LCR est supprimé et un long TE est utilisé afin de donner à cette séquence une forte pondération en T2.

Elle est bien adaptée à l'imagerie du cerveau car améliore la détection du parenchyme cérébral, particulièrement celles localisées à l'interface parenchyme cérébral et LCR, et permet de bien détecter les œdèmes.

## **1.5 Principes d'interprétations de l'image IRM**

L'imageur vétérinaire, en analysant ces images T1 et T2, peut connaître la nature normale ou pathologique des tissus étudiés.

Certaines structures anatomiques comme la corticale osseuse, les calcifications, les cavités ou les conduits aériques (sinus, trachée, bronches) n'engendrent qu'un faible signal. De ce fait, elles apparaissent plutôt sombre quelle que soit la pondération.

### **1.5.1 Aspect des tissus en pondération T1**

Le contraste en pondération T1 est dit **anatomique**. C'est sur celle-ci que l'on étudiera l'anatomie et que l'on recherchera d'éventuelles prises de contraste après injection.



La substance blanche apparaît blanche et la substance grise (qui contient naturellement beaucoup d'eau) apparaît grise. Le liquide cébrospinal (LCS) est noir, appuyant le contour du système nerveux central (SNC).

Les tissus graisseux apparaissent avec le signal le plus élevé, en blanc. Les muscles et la moelle osseuse vertébrale apparaissent avec un signal intermédiaire. Enfin les disques intervertébraux émettent eux aussi un signal intermédiaire, cependant plus proche de l'hyper-signal que de l'hyposignal.

Le plus souvent les lésions apparaîtront en hypo-signal (plus sombres) en pondération T1.

### 1.5.2 Aspect des tissus en pondération T2

Dans le cadre de l'IRM du système nerveux central, les images sont dites **myélographiques** (sous-entendue qu'elles permettent d'explorer la présence de pathologies médullaires). Les liquides, comme le LCS, l'urine ou les collections liquidiennes apparaissent en hyper-signal (blancs). C'est sur celle-ci que l'on dépistera les anomalies, généralement en hyper-signal.

La substance blanche apparaît plus foncée que la substance grise, mais attention T1 et T2 sont complémentaire mais l'un ne représente pas le négatif de l'autre. Le LCS, quant à lui, apparaît clair.

La graisse apparaît souvent en hypo-signal ; néanmoins, la graisse présente un hyper-signal sur les séquences T2 hyper rapides. Les muscles et la moelle osseuse vertébrale donnent un signal intermédiaire, néanmoins toujours hypo-intense par rapport à la moelle épinière. Les disques intervertébraux émettent un double signal : le noyau pulpeux apparaît en hyper-signal alors que l'anneau fibreux est en hypo-signal.

Le plus souvent les lésions apparaîtront en hyper-signal (plus blanches) en pondération T2.

Notons le cas particulier de la séquence T2\* (cf. paragraphe 1.3.3.2.) qui est très sensible à certains produits de dégradation de l'hémoglobine tels que la désoxyhémoglobine et l'hémosidérine car ces substances entraînent des perturbations locales du champ magnétique (artefact de susceptibilité magnétique). Cette séquence met ainsi en évidence l'hémosidérine présente après une hémorragie par un hypo-signal en couronne autour de l'hématome. Ces hypo-signaux sont le témoin de micro-hémorragies anciennes, la séquence permet d'objectiver une hémorragie des mois après la survenue de celle-ci, alors que les autres séquences se sont normalisées.

### 1.5.3 Aspect des tissus avec la séquence FLAIR

Cette séquence remplace généralement la séquence T2 pour l'exploration de l'encéphale. C'est une séquence T2 sur laquelle on supprime le signal du LCR qui apparaît donc noir. Les pathologies de la substance blanche (ramollissements, processus de démyélinisation, etc.) apparaissent hypers.

Lorsqu'une pathologie apparaît dans l'espace sous-arachnoïdien, les sillons deviennent hyper-intenses. Cet aspect est retrouvé pour l'hémorragie sous-arachnoïdienne, la méningite, la carcinomatose méningée et la mélanose leptoméningée (Stuckey *et al.* 2007 ; Tsuchiya *et al.* 2001).

En imagerie humaine, un accident ischémique devient visible en FLAIR au bout d'environ 5 heures. Combinée à la diffusion (cf paragraphe 2.6), cette séquence permet de dater très précisément le début de l'ischémie (Galanaud 2013).

### **1.5.4 Aspect des tissus avec la séquence STIR**

Cette séquence permet une suppression non sélective du signal de la graisse. Le STIR est particulièrement adapté à l'étude de l'appareil locomoteur plus que neurologique. Cette séquence permet de mettre en évidence une infiltration métastatique ou un œdème médullaire.

### **1.5.5 Utilisation d'un produit de contraste**

Les produits de contraste en IRM sont choisis en fonction de leurs propriétés magnétiques. On distingue les agents de contraste paramagnétiques et les agents de contraste superparamagnétiques. Dans les agents de contraste paramagnétique, le principe actif est le gadolinium. Il possède sept électrons célibataires non appariés, ce qui va réduire le T1 des tissus où il se localise, ce qui augmente le signal en pondération T1 de ces structures. Il permet le marquage des vaisseaux et tissus richement vascularisés ainsi que les zones d'altération de la barrière hémato-méningée. Les agents de contraste superparamagnétiques sont constitués de nanoparticules d'oxyde de fer.

L'étude des lésions en IRM est facilitée par l'injection intraveineuse de gadolinium qui se distribue dans le tissu interstitiel. L'utilisation du gadolinium est particulièrement indiquée pour repérer les lésions de petite taille ou celles n'engendrant que peu de modifications de signal spontanément, ou encore pour augmenter le contraste entre une lésion et l'œdème qui l'entoure. Elle permet de plus de renseigner sur la néovascularisation tumorale et donc de donner des arguments diagnostiques.

## **1.6 Qualité de l'image IRM**

### **1.6.1 Critère de qualité de l'image**

Des mesures physiques permettent d'analyser objectivement la qualité de l'image. Ce sont le rapport signal sur bruit, le contraste ainsi que la résolution spatiale. Selon l'image obtenue, l'opérateur va privilégier l'un ou l'autre de ces critères qui sont interdépendants.

#### ***1.6.1.1 Le rapport signal sur bruit***

Le rapport signal sur bruit est le facteur qui conditionne le plus la qualité de l'image obtenue par résonance magnétique car il influence les critères de qualités suivant : le contraste et la résolution spatiale. Il faut rechercher le meilleur rapport avec la meilleure résolution spatiale, cependant ces deux facteurs sont antinomiques. Le signal augmente à peu près proportionnellement à l'intensité du champ magnétique utilisé (Lacroix 2008).

Il représente la quantité d'informations recueillies correspondant véritablement aux structures anatomiques de l'individu (signal) vis-à-vis de l'information « parasite » produite par l'animal ou par le système IRM (bruit) que l'on peut encore appeler signaux indésirables.

Le signal est notamment lié à l'intensité du champ magnétique et est bien meilleur avec un système haut champ.

Le bruit dépend du système électronique de traitement de signal et des mouvements moléculaires ayant lieu au sein des tissus et des artefacts.

Le rapport est fonction de la séquence d'onde RF et du facteur de remplissage de l'antenne. Les paramètres choisis influencent également le rapport signal sur bruit. Un voxel de grand volume sera à l'origine d'un signal élevé.

Une bande passante correspond à l'ensemble des fréquences contenues dans un signal enregistrées par le récepteur. Le bruit ayant un niveau constant quel que soit les fréquences, le choix d'une bande passante de réception large (ou gamme de fréquence large) favorisera une proportion élevée de bruit. La réduction de la bande passante contribue à augmenter le rapport signal sur bruit mais à augmenter le phénomène de déplacement chimique (Kastler et al 2011).

Quand le rapport signal sur bruit est faible, l'image apparaît granuleuse. Afin de favoriser l'intensité du signal, le temps d'acquisition peut être allongé (ce qui augmente le nombre d'excitations). Cependant, cela peut devenir vite incompatible avec une durée raisonnable d'anesthésie.

### 1.6.1.2 Le contraste

Le contraste correspond à la variation d'intensité de signal entre deux structures adjacentes. En IRM, il dépend des paramètres intrinsèques de chaque tissu (mouvements moléculaires, T1, T2, etc.) mais, ce qui l'influence le plus sont les paramètres réglés par l'opérateur (TR, TE, angle de bascule de la séquence d'acquisition). Le contraste est, de plus, influencé par le rapport signal sur bruit (Olive *et al.* 2002).

### 1.6.1.3 La résolution spatiale

La résolution spatiale correspond à la taille du plus petit détail que l'on peut identifier. Autrement dit, il s'agit de la capacité du système à reconnaître et à différencier les structures anatomiques les plus petites.

En IRM, la résolution spatiale augmente avec la diminution du voxel défini ainsi que celle de l'épaisseur de la coupe et avec l'augmentation de la taille de la matrice employée pour former chaque image.

Une matrice est constituée de petits cubes (voxels) formant x colonnes et y rangées et dont la profondeur z détermine l'épaisseur de coupe. La moyenne de l'information recueillie dans chaque voxel est affichée sur un pixel correspondant.

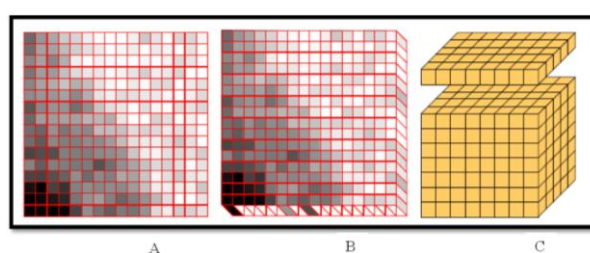


Figure 18 - D'une image bidimensionnelle (A) à une image tridimensionnelle (B, C) : Des pixels aux voxels (d'après Nazarian 2002)

Une haute résolution entraîne la baisse du rapport signal sur bruit.

En système haut champ, le signal étant plus important, une matrice et des coupes fines peuvent être employées ce qui permet d'avoir une bonne résolution spatiale. Le grand défi de la technique de l'IRM est de trouver le meilleur compromis possible entre le contraste, le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale qui sont à maximiser et le temps d'acquisition qu'il faut minimiser dans le but d'obtenir une image de la meilleure qualité possible et de limiter au mieux le temps d'immobilisation du cheval (Olive *et al.* 2008).

Pour augmenter le pouvoir de résolution, il faut réduire les hétérogénéités magnétiques et augmenter l'intensité du gradient pour diminuer la taille du pixel. La taille du pixel est également contrôlée par la taille du champ d'exploration (FoV) et par la matrice.

Si la résolution spatiale augmente, le rapport signal sur bruit diminue car il est proportionnel au volume du voxel. Il faut donc faire attention lors de la programmation de la séquence : le gain en résolution spatiale peut être inutile l'image est trop bruitée du fait du voxel trop petit.

#### ***1.6.1.4 Les artefacts***

Les zones d'artefacts sont des zones d'erreur de signal qui modifient l'apparence des structures anatomiques étudiées. L'origine de ces artefacts peut être le patient lui-même ou le système IRM. Pour chaque type d'artefact certains équipements IRM, certaines séquences ou certains contextes pathologiques favorisent leur apparition. Une analyse détaillée de ces derniers est réalisée dans le paragraphe 1.6.

Il s'agit donc de les corriger, les minimiser, les réorienter ou bien les reconnaître et les accepter.

#### ***1.6.1.5 Le temps d'acquisition***

La durée d'acquisition d'une image dépend principalement du temps de répétition TR de la séquence d'imagerie utilisée. TR est en effet le temps nécessaire à l'acquisition d'une ligne de l'image. La durée de l'immobilité du patient (donc le temps d'acquisition) conditionne également la qualité de l'image.

### **1.6.2 Paramètres techniques influençant la qualité de l'image**

#### ***1.6.2.1 Les paramètres non opérateurs dépendants***

##### ***1.6.2.1.1 Les paramètres inhérents aux tissus étudiés***

Ce sont les temps de relaxation T1 et T2, le flux etc. Ils influencent le rapport signal sur bruit et le contraste.

##### ***1.6.2.1.2 Les paramètres dépendants du système***

Ils sont fixés par le constructeur (Thrall *et al.* 2013).

- L'aimant : le rapport signal sur bruit est proportionnel au champ magnétique  $B_0$  qui doit être le plus homogène possible.
- L'émetteur : une amplification non linéaire est responsable d'une déformation de l'onde d'excitation et du phénomène d'excitation croisée.
- Les gradients : ils sont caractérisés par leur intensité maximale qui détermine les limites inférieures de l'épaisseur de coupe, du FoV et de TE, par leur linéarité et par leur temps de montée. L'opérateur agit sur les gradients lorsqu'il choisit le plan et l'épaisseur de coupe.

- L'antenne : elle est caractérisée par sa sensibilité et son gain. Les antennes de surface permettent d'obtenir le meilleur rapport signal sur bruit tout en augmentant la résolution spatiale (diminution du FoV) mais elles n'explorent qu'une faible profondeur.

Dans certaines mesures, l'opérateur a cependant une certaine action sur les deux paramètres précédents.

### *1.6.2.2 Les paramètres opérateurs dépendants*

Ils permettent à l'opérateur de faire un choix optimal en fonction de la région explorée et de la lésion recherchée.

#### *1.6.2.2.1 Les paramètres modifiant le contraste*

Pour les séquences courantes, les paramètres accessibles sont le TR, le TE et l'angle de bascule.

- Le rapport signal sur bruit : augmente avec le TR jusqu'à une valeur maximale. 96% du signal disponible est obtenu quand  $TR = 3 \times T1$
- Le TR : s'il est court ( $< T1$ ), la diminution de l'angle de bascule augmente l'intensité du signal
- Le TE : le TE optimum correspond au TE minimum permis par l'appareil car l'augmentation de TE diminue le rapport signal sur bruit. L'augmentation de TE indispensable pour la pondération T2 : on peut alors réduire la largeur de la bande passante pour augmenter le signal. Mais le nombre de coupes diminue quand le TE augmente.

#### *1.6.2.2.2 Les paramètres ne modifiant pas le contraste*

- L'épaisseur de coupe

Son augmentation provoque une augmentation de la taille du voxel, une augmentation du nombre de protons et donc un signal plus intense avec un rapport signal sur bruit plus élevé. Cependant la résolution spatiale est moins bonne : les effets de volume partiels sont majorés avec des coupes épaisses. Une coupe plus fine permet une meilleure résolution spatiale, mais le rapport signal sur bruit est alors plus faible. Les coupes peuvent être jointives ou espacées. Les coupes jointives peuvent être affectées par un phénomène d'excitation croisée qui dégrade l'image.

- Champ de vue FoV et matrice

Ils sont indissociables et contrôlent la taille du pixel ainsi que le volume du voxel.

- Le nombre d'excitation

Il permet de modifier le rapport signal sur bruit et le temps d'acquisition sans influencer la résolution spatiale. Ainsi, modifier le nombre d'excitations est le meilleur moyen pour compenser les effets induits par la modification des autres paramètres. En augmentant le nombre d'excitations, on augmente le rapport signal sur bruit et le temps d'acquisition. Le rapport signal

sur bruit augmente car le signal est identique à chaque mesure alors que le bruit, lui, est aléatoire.

- La bande passante

Elle correspond à l'ensemble des fréquences contenues dans un signal enregistrées par le récepteur. Une bande passante étroite donne un meilleur rapport signal sur bruit des images. Cependant, une diminution de la bande passante augmente l'artéfact de déplacement chimique.

Ainsi il faut toujours trouver le bon compromis entre le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale et le temps d'acquisition.

## **1.7 Artefacts en imagerie par résonance magnétique**

Un artefact est un signal inapproprié qui apparaît avec une localisation spatiale précise au sein d'une image. Il est caractérisé par une augmentation de l'intensité du signal dans une zone qui n'est pas censé en produire, ou par une perte de signal alors que le signal devrait être produit.

L'IRM repose sur l'hypothèse que la fréquence des spins dépend uniquement du champ statique et des gradients appliqués. L'effet d'un gradient appliqué pendant un temps  $t$  peut être résumé par un déphasage du signal qui dépend de sa position dans l'image. Le problème de la localisation du signal réside dans le fait que la fréquence, et par conséquent la phase du signal observé, dépendent aussi d'autres mécanismes. Cela est à l'origine des artefacts de l'IRM.

### **1.7.1 Artefact de susceptibilité magnétique**

La susceptibilité magnétique d'un tissu est liée à sa faculté de s'aimanter lorsqu'il est placé dans un champ magnétique. Lorsque deux structures ayant des susceptibilités magnétiques très différentes (par exemple air/os au niveau des sinus, du nasopharynx, des poumons) il existe un gradient de champ magnétique au niveau de leur interface. Ce gradient induit un déphasage accéléré des spins responsables d'un signal hypo-intense et d'une distorsion de l'image à la zone d'interface.

Il est possible de diminuer les inhomogénéités de champ grâce à des bobines réglables appelées bobines de Shim. En ajustant ces bobines, les variations de champ induites par l'échantillon peuvent être compensées en partie. Si cela n'est pas suffisant, une augmentation de l'amplitude des gradients peut être envisagée (Messe 2010).

Les séquences en écho de spin  $y$  sont moins sensibles que les séquences en écho de gradient. Grâce à l'impulsion de rephasage de  $180^\circ$ , l'écho de spin permet de corriger les hétérogénéités de champ constantes au sein d'un voxel. Des TE courts peuvent réduire la perte de signal en laissant moins de temps au déphasage de se produire. Une bande passante de réception large (gradients élevés) autorise également une diminution du TE car l'écho de gradient de lecture du signal est plus précoce et l'acquisition du signal plus rapide.

Cet artefact peut cependant se révéler intéressant d'un point de vue diagnostic notamment en IRM fonctionnelle cérébrale. Ils sont également mis à profit pour la détection des hématomes. Les produits de dégradation du sang (déoxyhémoglobine et hemosidérine) ont des susceptibilités magnétiques élevées. Les séquences en écho de gradient avec une pondération en  $T2^*$  permettent de mettre en évidence de petits hématomes sous la forme de vides de signal.

### **1.7.2 Artefact de déplacement chimique**

Les protons situés dans des environnements différents (ex : graisse/eau) précèdent à des vitesses différentes. Lors de l'application des différents gradients de localisation, on aura un décalage au niveau de l'interface graisse/eau avec une ligne claire là où les signaux se superposent, et une ligne noire là où les signaux se séparent (Silvain 2012). Ces artefacts concernent essentiellement les appareils à haut champ.

Pour les diminuer, on peut augmenter la largeur de la bande passante, au détriment du rapport signal sur bruit, ou utiliser des méthodes de suppression de graisse.

### **1.7.3 Artefact de mouvement**

Les artefacts de mouvements peuvent être dus aux mouvements oscillatoires, aux mouvements volontaires ou aux mouvements physiologiques du cheval, ou encore aux mouvements liquidiens dans les vaisseaux sanguins. Lorsqu'ils surviennent ils engendrent des « images fantômes » qui gênent l'interprétation des structures anatomiques. Un certain nombre de stratégies peuvent être mises en œuvre pour les éviter : immobilisation maximale de la zone d'étude ou utilisation de techniques correctrices (McKnight 2004).

### **1.7.4 Artefact liés aux phénomènes de flux**

Le flux pulsatile du sang ou du LCS peut engendrer des images fantômes dans la direction du codage de phase : fantômes de renforcement (hyper-intense) ou fantômes d'annulation (hypo-intense).

Les moyens utilisés pour diminuer ces artefacts sont : la synchronisation cardiaque, les séquences avec gradient de compensation de flux, la présaturation, la compensation de flux, et l'inversion des gradients de codage de phase et de fréquence.

### **1.7.5 Artefact de troncature**

Ces artefacts consistent en de multiples bandes d'hyper- et d'hypo-signal parallèles à une interface entre deux régions de signal très différent (par exemple absence de signal de la corticale osseuse et hyper-signal marqué de la graisse sous-cutanée).

Ils sont dus au fait qu'il est difficile de représenter une zone où il existe une transition brutale de signal par une série de Fourier tronquée, c'est-à-dire comportant un nombre fini de fonctions sinusoïdales. Théoriquement, l'image est reconstituée par un nombre infini de sinusoïdes, de fréquences, phases et amplitudes différentes. En pratique ce nombre est fini, d'où des artefacts dans les zones de transitions brutales du signal.

Ils peuvent se manifester à la fois le long des codages de phase et de fréquence, permettant ainsi de les différencier d'un artefact de mouvement qui ne se produit que dans le sens du codage de phase.

Pour les corriger, il faut augmenter le nombre de phases, réduire le champ de vue (FoV) et augmenter la matrice de l'image.

### **1.7.6 Artefact de repliement ou d'aliasing**

Cet artefact survient lorsque le diamètre de l'objet à visualiser est supérieur au champ de vue utilisé (FoV) ou lorsque le patient est mal centré dans l'aimant. Il est lié à un échantillonnage insuffisant du signal IRM. Il se manifeste par un repliement des structures les plus périphériques sur le centre de l'image. Cet artefact peut se produire, théoriquement, dans les trois directions (sélection de coupe, codage de phase et codage de fréquence).

Des filtres permettent généralement de les corriger dans le sens du codage de fréquence et il ne reste ordinairement visible que dans le sens du codage de phase. Pour l'éliminer, il faut choisir un FoV plus large que l'objet examiné, au détriment de la résolution spatiale. L'utilisation d'antennes de surface permet également de réduire le risque de repliement ; ainsi, les structures éloignées de l'antenne ne participent pas au repliement.

### 1.7.7 Artefact métallique

La présence de corps ferromagnétiques s'accompagne de distorsions locales du champ. Il se présente sous la forme d'un vide de signal, entouré d'un arc en hypersignal, la déformation de l'image est caractéristique. L'image est d'autant plus détériorée que ces corps étrangers sont volumineux et les artefacts métalliques sont plus prononcés sur les IRM haut champ.

Pour le corriger il faut diminuer le TE, utiliser des séquences spin écho (plutôt qu'un écho de gradient) et préférer un champ magnétique bas.

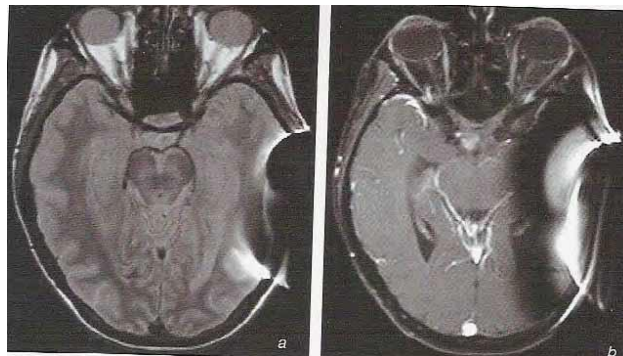


Figure 19 - Exemple sur encéphale humain d'artefact métallique

### 1.7.8 Phénomène d'excitation croisée

C'est l'excitation de coupes adjacentes d'une coupe donnée par une impulsion RF destinée normalement uniquement à cette coupe. Cet artefact réduit le rapport signal sur bruit et modifie le contraste. Il est surtout marqué pour les séquences d'écho de spin à TR et TE longs. L'espacement entre les coupes (minimum 1 mm) permet de l'éviter.

### 1.7.9 Le phénomène de l'angle magique

L'artefact de l'angle magique peut avoir lieu lorsque les fibres de collagène forment avec l'axe du champ magnétique principal un angle de  $54,7^\circ (\pm 10^\circ)$ . Les séquences ayant un temps d'écho court sont les plus sensibles. Une solution consiste à comparer systématiquement des images suspectes à celles réalisées en T2 FSE car cette séquence est moins sensible à l'artefact de l'angle magique.

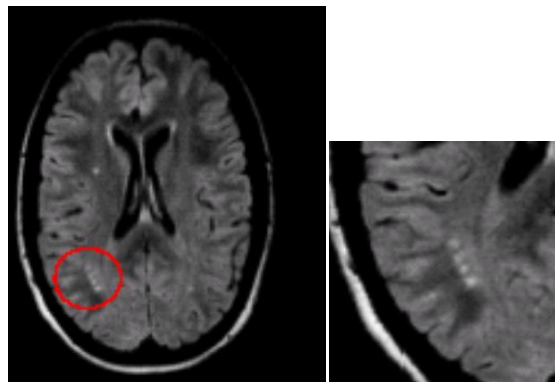
## 1.8 Intérêt de l'IRM haute résolution 3 Tesla et plus

Les IRM à haut champ assurent un rapport signal sur bruit plus élevé. D'après Werpy (2007) ce rapport augmente quasiment linéairement avec la force du champ. Les explorations de neuro-imagerie sur un appareil 3T bénéficient d'une augmentation de ce rapport d'un facteur 2 par rapport à l'IRM 1.5T. L'amélioration de ce rapport permet une augmentation de la résolution spatiale et/ou une diminution des temps d'acquisition. Ainsi, certaines lésions de petite taille et peu contrastées ne sauront être détectées qu'avec un haut champ. Par exemple, des défauts cartilagineux de petite taille qui peuvent avoir, à moyen ou long terme des répercussions cliniques, ne sont pas visualisés avec l'IRM bas champ (Falque 2010). Cette amélioration du rapport signal sur bruit permet



également de développer les potentialités fonctionnelles de la technique : diffusion et tractographie (cf paragraphe 2.5), spectroscopie et IRM d'activation.

L'augmentation du champ magnétique entraîne un allongement du T1 du tissu cérébral et améliore ainsi le contraste entre les structures vasculaires et le tissu adjacent. Ceci a pour effet d'optimiser considérablement l'angiographie cérébrale avec ou sans injection de produit de contraste. On peut ainsi explorer les structures vasculaires distales et réaliser de manière plus performante les séquences dynamiques. L'imagerie en pondération T2 est améliorée à 3T. En effet, on obtient une meilleure résolution spatiale, il devient donc possible de réaliser des acquisitions 3D en haute résolution dans des délais très courts, aussi bien en turbo spin écho T2 qu'en FLAIR. On peut grâce à cela étudier de manière très fine l'hippocampe, l'oreille interne et détecter de façon très précise les petites lésions de sclérose en plaques chez l'humain, notamment dans les localisations juxta-ventriculaire (Pattany 2004).



**Figure 20 - Séquence FLAIR 3 Tesla : mise en évidence de petites lésions de sclérose en plaque chez un patient humain (d'après le Dr J.F Luaba Tshibanda au CHU de Liège)**

Le passage au 3T s'accompagne d'une augmentation de sensibilité à la susceptibilité magnétique et donc d'une amélioration du contraste T2\*. Ceci présente un réel intérêt pour les séquences de perfusion avec injection de produit de contraste dont la qualité est meilleure par rapport à ce qu'on obtient à 1.5T. Ces séquences sont très utiles dans la mise au point précoce des accidents vasculaires ischémiques en mettant en évidence la zone de souffrance tissulaire susceptible d'être sauvée par un traitement thrombolytique rapide chez l'humain. Cette augmentation de sensibilité permet aussi une meilleure détection des hémorragies. Cependant avec l'IRM 3T il y a plus d'artefacts de susceptibilité magnétique.

L'apport du 3T en imagerie fonctionnelle d'activation cérébrale, qui permet de « voir travailler le cerveau », est indéniable. Cette imagerie bénéficie également de l'augmentation des effets de susceptibilité magnétique. Elle est à l'origine de beaucoup des recherches en neurosciences. Elle commence seulement à s'installer dans les consultations de neuroradiologie notamment en tant qu'outil de planification des interventions chirurgicales en localisant les zones fonctionnelles qui doivent être identifiées comme telles par le neurochirurgien au cours d'une intervention d'exérèse tumorale par exemple. Elle trouve aussi des applications dans l'évaluation des pathologies responsables des troubles cognitifs tels que la maladie d'Alzheimer et la sclérose en plaques (Luaba Tshibanda 2006).

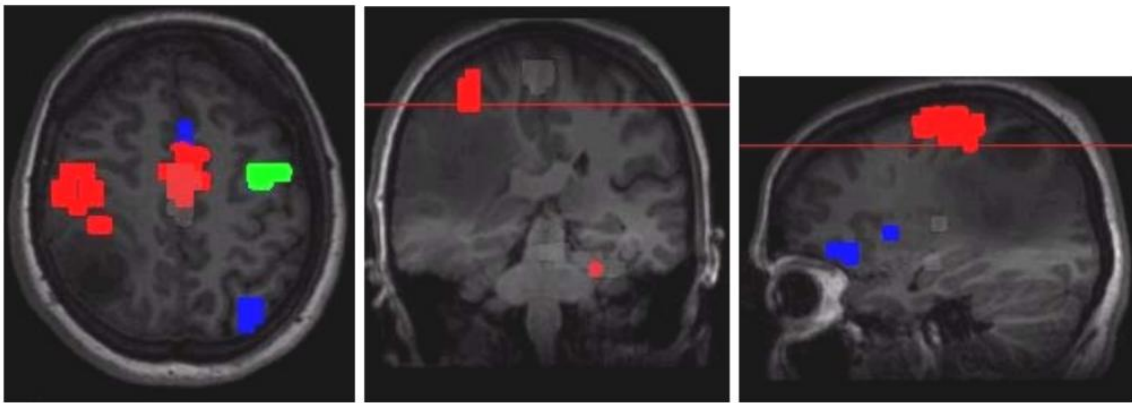


Figure 21 - Imagerie fonctionnelle d'activation cérébrale pré-opératoire à 3 Tesla sur cerveau humain : mise en évidence des zones corticales fonctionnelles à préserver lors d'exérèse tumorale (d'après Luaba Tshibanda 2006)

L'imagerie de diffusion donne une mesure du déplacement des molécules d'eau dans les tissus et permet d'avoir une vision des fibres qu'elles rencontrent. On peut ainsi étudier à 3T la structure cérébrale avec une haute résolution spatiale grâce à l'augmentation du rapport signal sur bruit et à l'utilisation des techniques d'imagerie parallèle qui diminuent les artefacts de distorsion. Elle permet de tracer les différents faisceaux neuronaux et de vérifier leur intégrité, leur envahissement ou dislocation au cours d'un processus pathologique notamment tumoral.

De plus, l'IRM haut champ est plus sensible aux sources d'artefacts, notamment aux artefacts de susceptibilité magnétique comme énoncé précédemment. Les artefacts de déplacement chimique sont exacerbés à haut champ car la différence de signal entre l'eau et la graisse est la plus importante (220 Hz contre 25 Hz à bas champ). Ceci se produit généralement à l'interface entre eau et graisse (Falque 2010). La spectroscopie bénéficie des effets combinés de l'augmentation du signal sur bruit et du déplacement chimique à 3T qui améliorent la résolution spectrale par rapport au 1.5T. Cette technique, autrefois réservée à la recherche, est entrée dans le bilan de routine de pathologies aussi différentes que les tumeurs cérébrales et les affections démyélinisantes en médecine humaine (Luaba Tshibanda 2006).

Par contre, les artefacts de mouvements sont moins fréquents du fait de la diminution du temps d'acquisition des coupes. Les artefacts de volume partiel, dus à la présence de plusieurs tissus différents dans un même voxel, sont quant à eux palliés en haut champ par le fait que l'épaisseur des coupes peut être diminuée sans perdre trop de signal.

Il persiste des contraintes techniques telles que les courants induits dans les tissus par la radiofréquence susceptibles de provoquer un échauffement du patient et les nuisances sonores dont il est tenu compte lors des explorations des patients. L'intérêt est important, cependant il faut savoir que le passage à un IRM haut champ impose des modifications des protocoles et un apprentissage particulier. L'aimant haut champ est supraconducteur et nécessite l'utilisation d'un cryogène pour éliminer la chaleur induite par la résistance électrique dans le circuit. Ce cryogène est l'un des éléments expliquant le coût élevé de l'IRM haut champ. L'entretien est aussi plus cher et la machine nécessite plus d'espace avec un renforcement de la cage de Faraday impliquant plus de frais à l'installation (Werpy 2007).

La place croissante de l'IRM 3T en neuro-imagerie clinique se justifie non seulement par le gain de temps de réalisation des examens lorsque les protocoles d'acquisition sont optimisés mais surtout

par la qualité des images et des informations qu'elles apportent et par le potentiel de recherche clinique. Les aimants 7 et 12 T sont employés dans un cadre expérimental.

On note que jusqu'à 4,5 Tesla, un champ magnétique n'entraîne aucun risque biologique ni génétique. Les contre-indications absolues sont rares en médecine vétérinaire car les pacemakers et les implants vasculaires et cérébraux ne sont que peu développés.

### **1.9 Exploitation pour l'imagerie du système nerveux : comparaison avec les autres techniques d'imagerie médicale**

L'exploration des pathologies neurologiques impliquent si possible le recours à une imagerie cérébrale. Outre la myélographie, les deux modalités d'imagerie utilisables sont la tomodensitométrie (scanner) et l'IRM. En médecine humaine, le scanner est essentiellement utilisé pour le dépannage rapide dans l'urgence, la recherche d'hémorragie et le traumatisme crânien. L'IRM est l'examen de référence dans tous les autres cas.

L'IRM est un l'examen d'imagerie du système nerveux qui donne la meilleure résolution en contraste des tissus. Comme vu précédemment, les différentes séquences d'acquisition permettent de distinguer, sans difficulté, au sein du parenchyme cérébral, les espaces sous-arachnoïdiens et la substance grise de la substance blanche. La plupart des lésions parenchymateuses apparaissent ainsi très clairement au cœur du tissu sain. Cet examen peut donc apporter des informations supplémentaires ou complémentaires à celles données par les autres techniques d'imagerie médicale telles que l'échographie, la radiographie et la tomodensitométrie (scanner). Il est possible de séparer plus spécifiquement deux tissus différents, ce qui permet de corréliser l'image à la nature histologique de la lésion.

L'IRM offre la possibilité d'acquérir des images dans les trois plans de l'espace, ce qui n'est pas le cas de la radiographie classique et du scanner qui ne permettent que l'obtention de coupes transversales. Certes, une reconstitution informatique est possible à partir des images obtenues en tomodensitométrie, mais cette reconstitution implique toujours une perte de résolution non négligeable, et par conséquent, une perte dans la qualité de l'interprétation ultérieure des images obtenues. Cette caractéristique propre de l'IRM est très intéressante dans l'exploration du SNC, elle précise la topographie des lésions (limites, origine, relation avec le système ventriculaire).

La tomodensitométrie permet une excellente visualisation des structures osseuses imbriquées du crâne. C'est une technique rapide permettant de limiter la durée d'anesthésie. Le scanner ne présente pas, contrairement à l'IRM d'artefacts liés aux implants ferromagnétiques. Elle permet de détecter avec une grande sensibilité les éléments minéralisés de petite taille et de mettre en évidence précocement les hémorragies. En revanche, la technique présente de nombreux artefacts, notamment de bord d'os, lors de l'exploration de la fosse postérieure, rendant difficile l'examen du cervelet et du tronc cérébral.

Un avantage sur la myélographie est la possibilité d'orienter le diagnostic lors de myélopathies cervicales. Lors de compression médullaire, la myélographie permet d'objectiver la compression, et de déterminer une éventuelle origine osseuse, alors que l'IRM donne souvent un diagnostic plus fin en permettant la visualisation du tissu à l'origine de cette compression. De plus, les caractéristiques des images obtenues traduisent un état de souffrance potentielle de la moelle, important à considérer pour le pronostic ou une chirurgie ultérieure.

L'IRM se révèle finalement supérieur à la tomodensitométrie et à la myélographie pour la détection et l'évaluation de nombreux éléments en position intracrânienne (tumeurs cérébrales, présence d'œdème, formation de kystes, troubles vasculaires, apparition de phénomènes nécrotiques). De plus la technique ne subit pas d'artefact au niveau de la fosse caudale, ainsi le cervelet est parfaitement exploré. Mais la tomodensitométrie permet tout de même de mettre en évidence des lésions subtiles des structures osseuses, en particulier de la boîte crânienne et de la lame criblée (Fusellier 2010).

De plus, le développement actuel de l'IRM structurelle et fonctionnelle permet d'aller beaucoup plus loin en neuro-imagerie, ce qui n'est pas possible avec les autres techniques d'imagerie (cf. paragraphe 2.6).

## **2<sup>E</sup> PARTIE : UTILISATION DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE POUR L'EXPLOITATION DU SYSTEME NERVEUX EN MEDECINE VETERINAIRE EQUINE**

L'imagerie du système nerveux en médecine équine est un domaine extrêmement spécialisé. L'accès aux machines telles que le scanner et l'IRM est restreint du fait des limites de poids qu'imposent les appareils, soit un maximum de 250 kg pour les machines IRM utilisées en médecine humaine (Maheut *et al.* 2006). L'accès est de plus limité en raison du coût et du risque de l'anesthésie générale pour le cheval ainsi que pour l'anesthésiste lors du réveil d'un cheval atteint de troubles neurologiques.

### **2.1 Regard sur l'utilisation actuelle de l'IRM en médecine vétérinaire équine**

Les premières études d'IRM réalisées sur des chevaux ont été faites sur des membres de cadavres par le docteur Richard Parc, en 1987, à l'université de l'état du Colorado (Etats-Unis). En 1997, l'université de Washington a acquis les premières images d'IRM sur cheval vivant, sous anesthésie générale, à l'aide d'une machine humaine de 1 Tesla. C'est en 1999 qu'un site français, le Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines (CIRALE), s'est équipé d'un IRM dédié aux chevaux.

#### **2.1.1 Différents équipements disponibles**

En France, la médecine équine a uniquement accès aux dispositifs « bas champ » pour cheval debout (cf. paragraphe 1.3.1) disponibles depuis 2003, à l'exception des poulains pesant moins de 250 kg (Maheut *et al.* 2006) qui peuvent quant à eux avoir accès aux appareils « haut champ », par exemple dans des cliniques canines équipées. La France ne possède pas encore de machine IRM haut champ adaptée pour les équidés mais l'acquisition d'une machine IRM 1.5 Tesla par le CIRALE est en cours. Aujourd'hui, l'imagerie médicale est en pleine expansion, les pays européens et américains se dotent d'appareils IRM de plus en plus puissants (1.5 Tesla et 3 Tesla) permettant d'accueillir des chevaux adultes (par exemple l'IRM 3 Tesla de la clinique Animal Imaging au Texas).

Comme vu précédemment (paragraphe 1.3.1.), la machine peut être *fermée* en tunnel, ou *ouverte* en forme de U. En France, les IRM accessibles aux équins sont des IRM bas champ ouverts sur cheval debout. Ils présentent l'avantage de ne pas avoir à réaliser d'anesthésie générale, mais la qualité de l'image est nettement inférieure (Falque 2010). Ces machines IRM sont utilisées pour imager les membres afin d'évaluer l'appareil musculo-squelettique (Falque 2010). Elles ont cependant été utilisées en neuro-imagerie sur des têtes de cadavres, l'objectif étant de pouvoir imager les lésions avec les moyens de la clinique (Tessier *et al.* 2012) avant de réaliser une découpe du cerveau à l'autopsie. Il apparaît donc intéressant de détailler le fonctionnement de ces appareils.

##### **2.1.1.1 IRM sur cheval debout**

La compagnie *Hallmarq Veterinary Imaging* (Guildford, Grande-Bretagne) est la première entreprise au monde à avoir développé en 2002 une technologie d'aimants à bas champs permettant de réaliser un examen sur cheval debout uniquement sous tranquillisation (Hallmarq 2015). Tout le membre

distal peut être imagé, du pied jusqu'au carpe, pour le membre antérieur, et du pied jusqu'à la partie distale du jarret, pour le membre postérieur.

Ces machines connaissent un franc succès aux Etats-Unis et en Europe, en raison notamment de la diminution du coût de l'examen et de l'absence d'anesthésie générale. *Hallmarq* a installé plus de 150 systèmes dans le monde dont six cliniques en France. Le coût moyen de l'examen sur un membre se situe aux alentours de 1000 euros, et le retour sur investissement est intéressant grâce à un diagnostic précis et un traitement plus ciblé.



Figure 22 – Photographie d'un examen IRM sous sédation dans un système Hallmarq (Clinique Equine de Livet)

Les machines *Hallmarq* utilisent un aimant d'une puissance de 0,27 Tesla (bas champ). Par rapport à l'examen sur cheval couché, la résolution des images produites est inférieure et les temps d'acquisition sont plus longs (Werpy 2007).

Cet examen possède de nombreux avantages mais se heurte à trois problèmes majeurs :

- L'examen est limité aux régions distales des membres (à partir du carpe sur les antérieurs, et de la partie distale du jarret sur les postérieurs).
- Les mouvements du patient ne sont pas complètement arrêtés par la sédation. Bien que des procédés de correction des mouvements aient été spécialement développés, cela reste un facteur limitant important pour la qualité des images (De la farge, 2009).
- Ces systèmes ne sont pas adaptables à l'examen de la tête de cheval vivant.

### 2.1.1.2 IRM sur cheval couché

L'IRM couché nécessite que le cheval soit allongé, sous anesthésie générale. Il doit être disposé dans une grande salle, équipée spécialement pour prendre en compte l'intensité du champ magnétique (renforcement de la cage de Faraday). Outre un box de couchage/réveil matelassé, il est nécessaire de disposer du matériel nécessaire à l'anesthésie. Le circuit anesthésique est composé presque exclusivement d'éléments amagnétiques (inox et aluminium). Ce matériel est placé à l'intérieur de la salle de l'aimant, le ventilateur étant situé à l'extérieur, principalement en raison de son alimentation électrique et de ses composants informatiques. Des ouvertures réalisées dans la cage de Faraday permettent le passage des tuyaux qui relient le ventilateur au circuit anesthésique. L'appareillage destiné au monitoring doit être compatible avec un usage dans la salle d'IRM. Une table de couchage amagnétique permet le positionnement précis de la partie à examiner au centre du champ (De la farge, 2009).

Une fois dans la salle, le membre ou la tête est placé dans un tunnel au sein de l'aimant. La région à examiner est entourée par une antenne qui capte le signal. Celui-ci est transmis à de puissants ordinateurs qui le transforment en une image matricielle.



Figure 23- Photographie d'un examen de la tête d'un cheval avec une IRM haut champ a) vue de côté, b) vue de face (Michigan State University)

Cet examen avec cheval couché possède de nombreux avantages de part la forme classique de l'aimant qui permet d'élargir les zones d'explorations par rapport aux machines avec cheval debout. Il permet d'obtenir des images des régions situées sous le coude ou le grasset, ainsi que la tête et les premières vertèbres cervicales sur un cheval vivant. Chez les poulains, ces zones sont encore plus nombreuses. En effet, de part leur faible gabarit, ils peuvent entrer plus loin dans la machine.

Les aimants des IRM à examen « couché » s'échelonnent de 0,2 à 11,7 Tesla. Les dispositifs pour examens couchés ne sont pas nécessairement haut champ, mais les dernières machines IRM bas champ avec cheval couché tendent à disparaître. En France, seul le CIRALE était équipé d'une machine IRM bas champ ouvert (avec cheval couché) pour usage vétérinaire présentant une configuration en U (Siemens Magnetom Open 0,2T). Elle avait été adaptée aux chevaux en remplaçant la table « patient » par un plateau amagnétique spécifique capable de supporter le poids de l'animal. Cette machine n'est plus utilisable depuis 2005 en raison de problèmes techniques, mais ce centre de référence a pour objectif d'acquérir une machine haut champ 1.5T en 2016.



Figure 24- Photographie d'un examen de l'antérieur droit d'un cheval avec une IRM en U bas champ (CIRALE-ENVA)

## 2.2 Démarche lors de l'interprétation des images

La démarche doit être systématisée afin de réaliser une interprétation correcte.

- L'examen clinique est le point de départ de la démarche diagnostique qui permet de localiser, au sein du système nerveux, l'origine des symptômes.
- L'IRM valide la localisation anatomique et précise la nature et l'extension des lésions.

Mais avant de pouvoir interpréter les images IRM, il faut connaître les plans de coupes utilisés.

### 2.2.1 Plans de coupe utilisés pour l'imagerie de l'encéphale du cheval

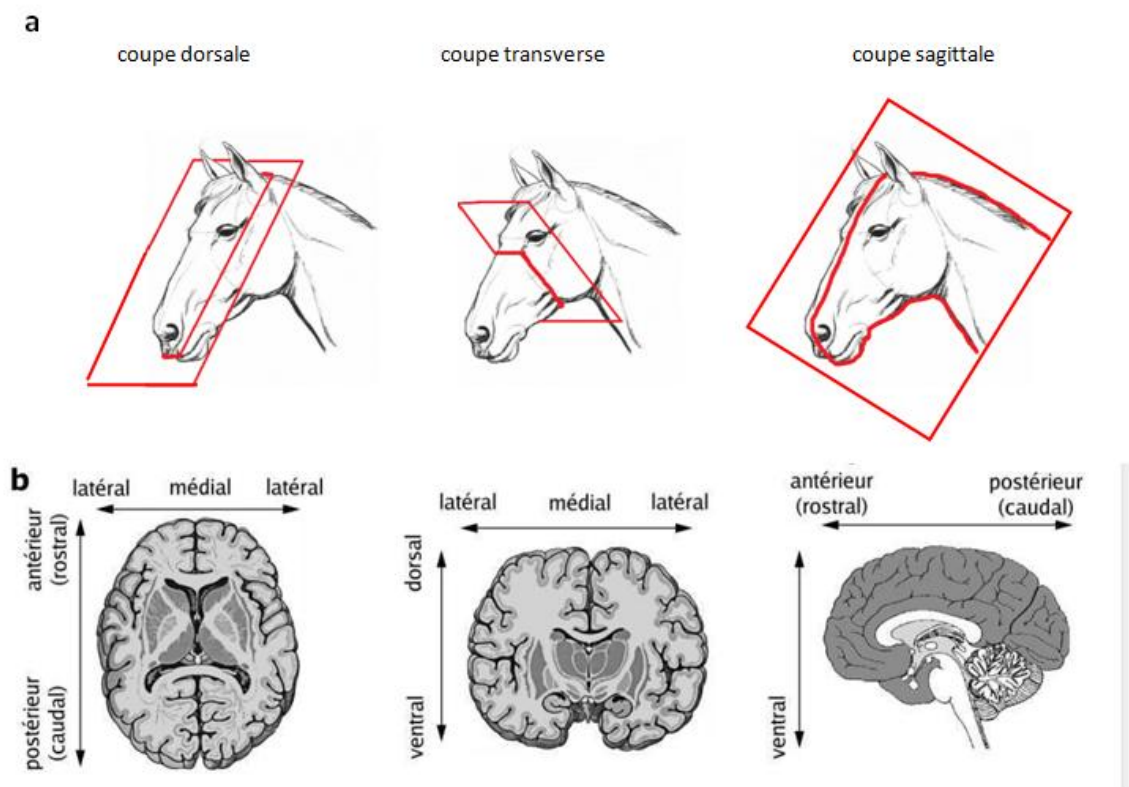


Figure 25 - Représentation en coupe du cerveau. a) Plans de coupe conventionnels de neuroanatomie et appellations correspondantes. b) Exemples de coupes et vocabulaire lié aux axes du plan de coupe.

Etant donné la complexité de l'anatomie cérébrale, le cerveau est conventionnellement imagé en plans de coupes. Il existe trois principales coupes en neuroanatomie vétérinaire :

- La coupe dorsale, plan de coupe qui est perpendiculaire au plan médian séparant les deux hémisphères. Elle correspond à la coupe « axiale » en imagerie humaine.
- La coupe transverse, coupe perpendiculaire à la moelle allongée. Elle correspond à la coupe « sagittale » en imagerie humaine.
- La coupe sagittale, perpendiculaire aux deux précédentes. Elle correspond à la coupe « coronale » en imagerie humaine.

Nous utilisons dans cette thèse le vocabulaire de convention en médecine vétérinaire (coupes dorsale, transverse et sagittale). Il existe un vocabulaire spécifique pour se repérer selon les axes dans les différentes coupes. Dans une coupe dorsale ou une coupe sagittale, une structure proche du plan médian est dite médiale, et une structure qui en est éloignée est dite latérale (Messe 2010).



## 2.2.2 Identification de la lésion

Les lésions se reconnaissent par :

1. Un changement morphologique
2. Un changement d'intensité du signal

Une altération ou une atténuation du signal indique des changements anormaux du tissu. Les variations d'intensité du signal sont à corrélérer avec la séquence utilisée.

## 2.2.3 Localisation du site de lésion

Il convient dans un premier temps de situer la lésion dans l'un des 6 segments définissant l'encéphale (Figure 26).

1. **Téleencéphale** (hémisphères cérébraux)
2. **Diencéphale** (thalamus et hypothalamus)
3. **Mésencéphale**
4. **Métencéphale ventral** (pont)
5. **Métencéphale dorsal** (cervelet)
6. **Myéleencéphale** (moelle et moelle allongée)

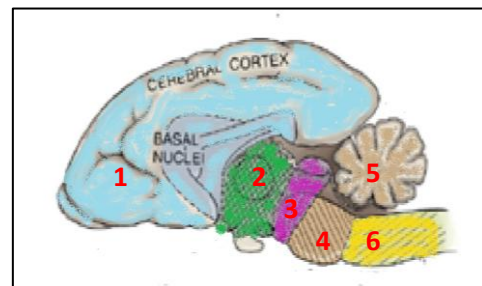


Figure 26 – Schéma de l'organisation de l'encéphale par segments, le téleencéphale correspond à la zone bleue, le diencéphale la zone verte, le mésencéphale la zone violette, le métencéphale la zone marron, et le myéleencéphale la zone jaune (d'après Hoerlein BF. 1978)

Contrairement à l'examen d'imagerie où l'on localise la lésion au sein d'un des 6 segments ci-dessus, lors d'examen neurologique, les lésions intracrâniennes sont souvent localisées, de manière moins précise, en regard des trois régions définissant l'encéphale (Scrivani 2011) :

- Le **cerveau** constitué du *téleencéphale* et du *diencéphale* contenant les deux hémisphères cérébraux (représentant 83% de la masse de l'encéphale), le thalamus (volumineux noyau gris), l'hypothalamus (juste au-dessus de l'hypophyse à laquelle il est relié par une tige appelée la tige pituitaire) et l'hypophyse.
- Le **tronc cérébral** composé du *mésencéphale*, *métencéphale ventral* et *myéleencéphale*. Il se prolonge par la moelle épinière, située à l'intérieur de la colonne vertébrale (rachis) et comprenant, de la zone dorsale vers la zone ventrale, le bulbe rachidien, la protubérance annulaire, et les pédoncules cérébraux.
- Le **cervelet** composé du *métencéphale dorsal*. Il est recouvert par la partie de la boîte crânienne appelée occiput, délimitant la fosse postérieure.

## 2.2.4 De la localisation au diagnostic

Le diagnostic est souvent directement lié à la localisation de la lésion, par exemple une lésion associée aux méninges a une forte probabilité d'être une méningite ou un méningiome.

### 2.2.4.1 Etendue de la lésion

Il est alors nécessaire d'évaluer l'étendue de la lésion, si cette dernière est focale ou diffuse.

Par exemple, la présence d'une masse en regard des méninges peut être focale ou diffuse. Si elle est focale, on suspectera plutôt un méningiome. Si elle est diffuse, on suspectera plus une méningite.

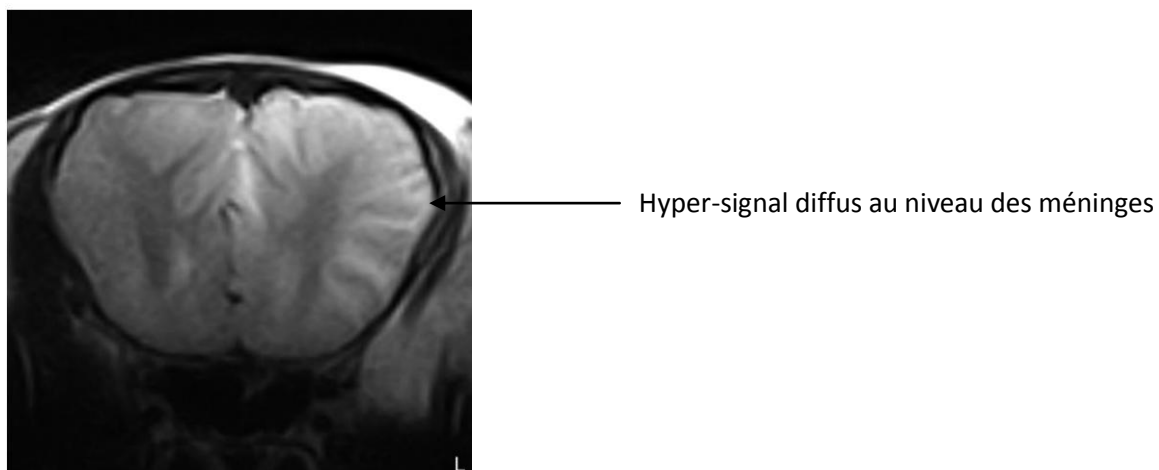


Figure 27- Image pondérée en T2 en coupe transverse de l'encéphale d'un poulain de 6 mois atteint de crises de convulsions dues à une méningite (d'après Scrivani 2011)

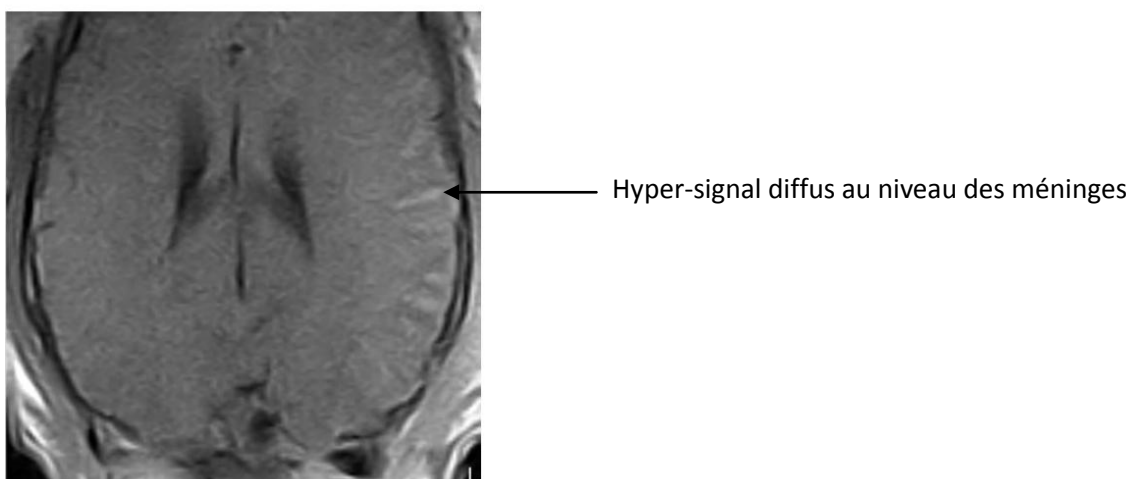


Figure 28- Image pondérée en T1 en coupe dorsale de l'encéphale d'un poulain de 6 mois atteint de crises de convulsions dues à une méningite, après injection intra-veineuse de produit de contraste (d'après Scrivani 2011)

### 2.2.4.2 Atteinte des différents tissus nerveux

On évalue ensuite si la lésion est prédominante au niveau de la substance blanche, de la substance grise, des ventricules, du canal central, des plexus choroïdes, de l'hypophyse ou d'une combinaison de ces derniers (Scrivani 2011).

- La **substance grise** est composée essentiellement des corps cellulaires et de l'arbre dendritique des neurones ainsi que de certaines cellules gliales. Elle est située en périphérie, c'est-à-dire autour de la substance blanche. Autour des ventricules cérébraux, la substance grise est agglutinée en amas cellulaires qui n'ont généralement pas l'organisation laminaire des cortex : ce sont les noyaux gris centraux (thalamus, ganglions etc.)
- La **substance blanche** est principalement composée d'axones associés à des gaines de myéline ou non des neurones. Elle constitue la partie interne du cerveau et la partie superficielle de la moelle épinière.
- La **substance noire** est un noyau du système nerveux situé au niveau du mésencéphale et du diencephale sus-jacent. Son nom provient de la couleur des cellules qui composent ce noyau en raison de la présence de neuromélanine dans les neurones dopaminergiques

Certaines lésions peuvent affecter le système nerveux central à des **localisations aléatoires** et imprévisibles. C'est le cas des lésions suites à des traumatismes, des abcès, des inflammations, des néoplasies, des occlusions vasculaires etc. (Scrivani 2011).

Les pathologies systémiques, toxiques ou métaboliques sont généralement **bilatérales** ou symétriques anatomiquement, ce qui signifie que les structures telles que les noyaux et voies nerveuses sont touchées bilatéralement mais les lésions gauche et droite n'ont pas nécessairement le même aspect.

#### *2.2.4.3 Caractérisation intra- ou extra-axiale*

La lésion doit ensuite être caractérisée comme intra- ou extra-axiale afin d'avoir une indication sur son origine :

- soit celle-ci provient directement du SNC (intra-axiale), elle est alors au niveau du parenchyme cérébral ou de la colonne vertébrale,
- soit son origine est extérieure au SNC (extra-axiale), elle est alors au niveau des méninges, de l'espace subarachnoïde, de l'espace sous-dural, de l'espace épidual, du crâne, des vertèbres, ou d'autres tissus mous.

Il n'est cependant pas toujours possible de distinguer les deux, notamment quand la lésion est très étendue (Scrivani 2011).

#### *2.2.4.4 Interprétation des différences d'intensité du signal*

En fonction de l'intensité du signal obtenu sur les différentes séquences, il est possible d'établir un diagnostic quant au type de lésion présent.

Par exemple, l'œdème et l'inflammation créent généralement une augmentation d'intensité de signal sur les séquences pondérées en T2, par contre ils créent une diminution d'intensité de signal sur les images acquises en pondération T1.

Là où il y a un abcès du cerveau, il est commun de trouver un effet masse avec de l'œdème environnant et un hyper-signal autour. Lors de méningites, il y a typiquement un hyper-signal au niveau des méninges et des tissus adjacents.

## **2.2.5 Exemple de démarche analytique : identification d'une anomalie de l'hypophyse**

Il s'agit de comparer les images aux caractéristiques anatomiques et IRM connues concernant cette glande. En effet, l'hypophyse est une glande endocrine qui se trouve dans une cavité osseuse dans l'os sphénoïde et protégée par la selle turcique. Cette glande était autrefois appelée « glande pituitaire ». Elle est reliée à l'hypothalamus sur la face ventrale du diencephale par une tige hypophysaire (également appelée tige pituitaire).

### ***2.2.5.1 Taille et forme de l'hypophyse***

La taille de l'hypophyse considérée comme normale chez un cheval adulte sain est de 8 à 10 mm dorso-ventralement, et de 18 à 25 mm transversalement et rostro-caudalement (Venske 1975). Des mesures IRM de l'hypophyse de chevaux sains ont été analysées, les résultats varient de 5 à 8mm dans l'axe dorso-ventral, 12 à 14 mm dans l'axe transversal et 11 à 14 mm dans l'axe rostro-caudal (Murray et Dyson 2011). Dans les cas d'anomalie de la glande, sa taille est augmentée.

### ***2.2.5.2 Intensité du signal et homogénéité de l'hypophyse***

Un signal hétérogène et une augmentation d'intensité du signal sur les images pondérées en T2 peuvent être une indication d'anomalie. Cependant, une région hyper-intense au centre de la glande a été rapportée chez des chevaux sains sur une pondération en T1. Cela s'explique probablement par le signal des neurotransmetteurs et la présence de cholestérol (Murray 2011).

### ***2.2.5.3 Augmentation de contraste***

Un renforcement de contraste de façon uniforme est considéré comme normal, mais si le renforcement se fait de façon hétérogène, cela peut être indicateur de pathologie. Des protocoles en tranches ultra-minces avec contraste pituitaire n'ont pas encore été mis en place en médecine équine, mais pourraient fournir des informations utiles non remarquées avec l'utilisation des séquences conventionnelles.

### ***2.2.5.4 Forme et intensité du signal au sein des structures adjacentes***

Les nerfs optiques et le chiasma optique peuvent être comprimés et ainsi avoir une forme altérée, ils peuvent également être partiellement déplacés.

## **2.3 Les indications de l'IRM en neurologie équine**

L'examen IRM est actuellement indispensable en neurologie. D'une part, parce qu'il apporte des informations supplémentaires par rapport au scanner ou à la myélographie et, d'autre part, il permet de diagnostiquer des maladies jusqu'alors non identifiables.

Lorsque l'examen IRM est envisagé, on effectue la balance bénéfices-risques entre une meilleure visibilité de la lésion (avec éventuellement une intervention chirurgicale directement à la suite de l'examen en gardant le cheval sous anesthésie générale), le coût de la procédure et, le risque de l'anesthésie générale.

Il convient par ailleurs de distinguer l'imagerie structurelle et fonctionnelle. L'imagerie structurelle correspond à la production d'images représentant l'anatomie. L'imagerie fonctionnelle correspond à la production d'images représentant l'activité physiologique, telle que les changements métaboliques, le flux sanguin, le flux cérébrospinal, la composition chimique d'un territoire spécifique ou encore, la diffusion des protons H<sub>2</sub>O. En médecine vétérinaire équine, l'imagerie fonctionnelle fait l'objet de recherches mais, n'est à notre connaissance pas encore utilisée en pratique.

### **2.3.1 Présence de troubles neurologiques ou endocriniens**

#### ***2.3.1.1 Localisation de troubles neurologiques***

Le diagnostic différentiel des troubles neurologiques est très vaste. En effectuant un examen neurologique complet, il est possible d'établir une suspicion d'atteinte neurologique rostrale au foramen magnum. Ces étapes ne seront pas développées dans cette thèse car c'est un examen très long et il faut coupler différents résultats avant d'arriver à une telle conclusion. Lorsque ce diagnostic est établi ou, que par défaut aucune autre localisation de lésion nerveuse n'a pu être déterminée, le seul examen permettant d'évaluer l'encéphale est l'IRM. Le scanner permet d'avoir quelques informations, notamment en périphérie de l'encéphale mais, ne permet pas d'évaluer le parenchyme cérébral.

L'IRM s'est en particulier révélée très performante dans le diagnostic précoce de cas de (méningo) encéphalites virales, à protozoaires et bactériennes ou encore, lors d'encéphalomalacie nigropallidale, de malformations congénitales telles que des hydrocéphales ou encore des masses associées à des abcès ou des néoplasies (Gray *et al.* 2001 ; Sanders *et al.* 2001 ; Ferrell *et al.* 2002, Audigié *et al.* 2004 ; Javiscas *et al.* 2008 ; Elliott *et al.* 2012).

#### ***2.3.1.2 Troubles neurologiques à conséquences endocrinologiques***

Lors d'anomalies endocriniennes, l'IRM peut être conseillée afin de déterminer si l'origine de ces troubles vient du système nerveux central (SNC).

##### ***2.3.1.2.1 Diagnostic d'une atteinte du SNC à répercussions endocriniennes***

Il est parfois possible de diagnostiquer une pathologie du SNC sans avoir recours à des examens neurologique ou d'imagerie, dans le cas où cette dernière a des répercussions connues au niveau endocrinologique. Les modifications endocrinologiques sont alors décelables par le laboratoire suite à des dosages sanguins.

A titre d'exemple, on peut citer une pathologie bien connue chez les Equidés : le Dysfonctionnement de la *Pars Intermedia* de l'Hypophyse (DPIH), couramment appelée « Dysfonctionnement de la *Pars Intermedia* de la glande pituitaire (DPIP) » car comme nous l'avons vu précédemment, selon Barone *et al.* (2004), la glande pituitaire correspond à l'ancien nom de l'hypophyse ; ou encore appelée par abus de langage « maladie de Cushing ». Ce dysfonctionnement hormonal a pour origine une hyperplasie ou d'un adénome de la *pars intermedia* de l'hypophyse. Ceci entraîne une dérégulation de la production de cortisol, l'apparition d'hypertrichose, de fourbure etc. Le diagnostic peut se faire

grâce à différents dosages, notamment 3 ayant fait preuves d'un niveau relativement élevé de certitude (tests saisons-dépendants) :

- Concentration plasmatique en adrénocorticotrophine (ACTH)
- Test nocturne de suppression à la dexaméthasone
- Test de stimulation à l'hormone thyrotrope (TRH) avec dosage de l'ACTH

#### 2.3.1.2.2 L'imagerie en coupes permet un diagnostic de certitude non invasif

Les dosages ci-dessus permettent parfois d'établir un diagnostic de DPIH. Cependant, l'aptitude à pouvoir établir une sensibilité et une spécificité pour ces dosages est limitée par le défaut de test *gold standard* défini, permettant de pouvoir comparer les résultats obtenus (Durham *et al.* 2014). Néanmoins, de nombreuses études se basent sur les signes cliniques observés pour définir la présence de la maladie, mais ce procédé sous-évalue la présence de DPIH car cette dernière peut être sub-clinique. Des études histopathologiques (Mc Farlane *et al.* 2005) ont permis de montrer que seuls les cas les plus avancés de pathologies de *pars intermedia* (grade 5/5) étaient systématiquement associées à la présence de signes cliniques de DPIH et à des résultats de dosages hormonaux positifs. Diagnostiquer des cas précoces de DPIH semble donc très difficile pour le clinicien. Il apparaît nécessaire de trouver une méthode afin d'avoir un diagnostic de certitude *in vivo* (et non par histopathologie).

Pease *et al.* ont employé en 2011 le scanner afin d'évaluer la taille d'hypophyse chez un cheval sain par rapport à un cheval atteint de DPIH, puis sa taille suite au traitement à base de pergolide (traitement pour les DPIH), et pour finir la corrélation des résultats de taille de la glande par images scanner avec celle trouvée à l'autopsie.



Figure 29 – Image tomodensitométrique en coupe transversale du cerveau en regard de la selle turcique d'un cheval atteint de DPIH ayant reçu un produit de contraste par voie intraveineuse. On note l'élargissement de l'hypophyse (flèche blanche) (d'après Pease *et al.* 2011).

Le scanner, avec utilisation de produit de contraste (250 mL de sodium de diatrizoate meglumine-diatrizoate), s'est révélé être une technique adéquate pour évaluer la taille de la glande et, a montré une augmentation de taille chez les chevaux atteints de DPIH. Cependant, une étude sur 100 glandes pituitaires de chevaux sains a révélé que la taille de la glande augmentait avec l'âge et que des lésions histologiques apparaissaient (Jahns *et al.* 2006). Néanmoins, l'augmentation de taille est significativement moins importante que celle constatée chez les chevaux avec signes cliniques. Et l'apparition de lésions peut être corrélée avec des cas de DPIH précoces. De plus, les cas précoces (DPIH de grade faible) avec simple hyperplasie de la *pars intermedia* ou micro-adénome pourraient ne pas être détectés au scanner car l'augmentation de taille serait trop faible.

Le scanner est donc une technique correcte pour évaluer la taille de la glande. Cependant, pour avoir plus de précisions quant à l'architecture interne de l'hypophyse des chevaux DPIH et pouvoir ainsi détecter les cas d'hyperplasie et de micro-adénome, il est nécessaire d'avoir recours à l'IRM haute résolution. L'IRM constitue la seule technique permettant un diagnostic de certitude précis et précoce de DPIH. Il n'est cependant pas encore actuellement utilisé à ces fins de part son coût et son accessibilité.

L'IRM permet donc, dans un premier temps, d'établir un diagnostic de certitude mais aussi, à plus long terme, de pouvoir mieux corrélérer l'évolution de la maladie avec l'étendue de la lésion.

#### **2.3.1.2.3 Evaluation de la réponse d'une lésion du SNC suite à un traitement**

Cette même étude de Pease *et al.* en 2001 est actuellement la seule à avoir investigué les effets du traitement du pergolide sur la variation de taille de l'hypophyse. Les 6 chevaux DPIH traités ont montré une régression des signes cliniques mais leurs hypophyses n'ont pas régressé de taille, elles ont même augmenté de taille 6 mois après le début du traitement. Cependant, la taille de l'échantillon ainsi que les changements de saisons entre les deux examens (6 mois d'intervalle) constituent des biais et ne permettent pas de conclure à des résultats statistiquement significatifs.

Savoir si le traitement permet de faire ralentir ou stopper l'augmentation de la taille de la glande chez les chevaux DPIH n'est actuellement pas découvert. L'IRM constituerait la meilleure technique de recherche afin d'investiguer les effets du traitement sur les lésions du SNC.

### **2.3.2 Exploration des anomalies des nerfs crâniens**

La connaissance du parcours anatomique des nerfs crâniens est essentielle, afin de pouvoir interpréter des images de patients présentant des neuropathies crâniennes. Les foramens de ces nerfs sont plus facilement identifiables à l'aide du scanner mais, les nerfs ne sont discernables qu'avec l'IRM. Il constitue alors l'examen de choix lorsque les signes cliniques sont compatibles avec une atteinte du tronc cérébral.

Gonçalves *et al.* (2015) ont montré qu'avec un IRM 1.0 Tesla, il est possible de visualiser de façon bilatérale les nerfs II, V, VII, VIII et XII ainsi que le groupe de nerfs crâniens III, IV et VI malgré la difficulté d'individualiser ces derniers. Les groupes de nerfs IX, X et XI sont identifiables dans certains cas mais, ils ne sont jamais individualisables. La séquence la plus adéquate pour l'évaluation de ces nerfs serait la séquence pondérée en T2 en coupes transverses.

### **2.3.3 Traumatismes crâniens**

Lorsqu'un cheval subit un traumatisme de la tête, des anomalies de structure musculo-squelettique devraient être recherchées ainsi qu'une évaluation de l'intégrité du système nerveux réalisée, ceci afin d'écartier la présence potentielle d'œdème, d'inflammation ou encore, d'hémorragie.

C'est un examen qui est systématiquement réalisé en médecine humaine lors de traumatisme crânien. Il n'est malheureusement pas réalisé en routine en médecine équine, principalement pour des raisons de coût. Pourtant, il est d'une grande utilité pour établir un diagnostic, notamment, dans le cas de fractures concomitantes de la face dans le but d'avoir connaissance de toutes les lésions avant de se lancer dans les traitements éventuels (chirurgicaux etc.).

### **2.3.4 Cas particulier des poulains à troubles neurologiques**

Les troubles neurologiques chez les poulains sont fréquents et présentent souvent un pronostic très défavorable. En néonatalogie humaine, lors de troubles neurologiques chez les nouveaux nés, l'IRM est systématiquement prescrite car elle permet d'obtenir un diagnostic et un pronostic. Par exemple, la fiabilité des images IRM dans l'établissement d'un pronostic a été démontrée pour les 14 premiers jours de vie lors d'asphyxie périnatale chez l'enfant nouveau né (Steinlin *et al.* 1991). Cette systématisation de l'IRM permet d'aller plus loin en développant nos connaissances sur la physiopathologie de certains troubles. On comprend alors l'intérêt clinique d'un tel examen chez le poulain atteint de troubles neurologiques, mais également en termes de recherche en médecine équine.

Chaffin *et al.* (1997) sont les premiers à avoir établi des images IRM de référence de cerveaux de poulains. Une difficulté majeure dans ce projet est la variabilité des images obtenues en fonction de l'âge du patient et s'il y a présence de lésion, de l'aspect de cette dernière en fonction du stade d'évolution.

Certaines pathologies chez le poulain sont bien connues, comme l'abiotrophie cérébelleuse du poulain Arabe. Or, l'abiotrophie peut être mise en évidence à l'IRM lors d'une asymétrie du cervelet. Il convient cependant d'avoir suffisamment d'images de référence afin de bien interpréter les images obtenues sur des poulains en croissance.

## **2.4 Applications cliniques : exemple de cas**

### **2.4.1 Anomalie de l'hypophyse**

#### **2.4.1.1 Signes cliniques conduisant à l'examen IRM**

Le cheval peut présenter des anomalies endocriniennes lors d'anomalie de l'hypophyse (Murray 2011). Il peut avoir les symptômes couramment observés lors de DPIH (hypertrichose, fourbure, dépôts adipeux localisés, perte de poids, baisse de vigilance etc.). Chez le cheval atteint d'une anomalie de l'hypophyse, on peut parfois observer une cécité due à la compression du chiasma optique et des nerfs environnants.

Le cas présenté par Tucker *et al.* (2011) est une poulinière trotteuse de 13 ans présentant une baisse de vigilance jusqu'à des périodes prolongées de somnolence, un mauvais appétit, une perte de poids et un arrêt des chaleurs. Une baisse progressive de la vision a aussi été mise en évidence, associée à une diminution de la réponse à la menace et du réflexe photomoteur. La jument présentait également une diminution de tonus lors du test neurologique de tirage de queue. Les taux d'hormones endogènes triiodothyronine et thyroxine étaient eux normaux.

Un diagnostic de lésion du système nerveux central rostralement au foramen magnum a été établi. L'examen IRM a donc été suggéré afin de trouver la cause des troubles neurologiques et de rechercher une possible lésion de l'hypophyse.



### 2.4.1.2 Analyses des images obtenues par résonance magnétique

Les images ci-dessous ont été obtenues :

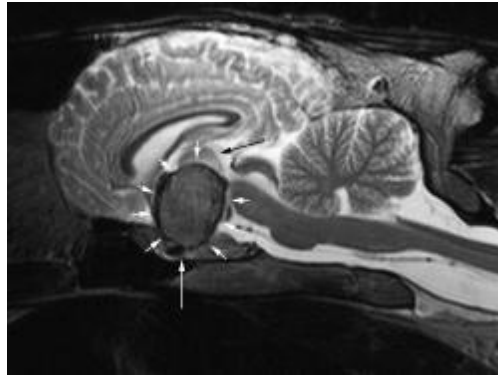


Figure 30- Image IRM en séquence pondérée en T2 turbo spin echo, coupe sagittale entre les deux hémisphères cérébraux. Présence d'une masse (petites flèches blanches) dorsalement à la selle turcique (d'après Tucker *et al.* 2011).

L'image IRM (1.0 Tesla) obtenue révèle la présence d'une masse centrale dans le diencéphale. La partie ventrale de cette masse est en regard de la selle turcique (*sella turcica*) et la partie dorsale, en regard de l'adhésion interthalamique. Cette masse comprime les côtés gauche et droit du thalamus et de l'hypothalamus. Elle déforme aussi le troisième ventricule. Les ventricules latéraux étaient ici légèrement dilatés, probablement à cause de la compression du troisième ventricule obstruant le flux du liquide cébrospinal. Une portion de la glande était discernable de la masse en région caudale et ventrale de la selle turcique.

La masse comprime le chiasma optique, ce qui est indiqué par la flèche blanche (figure a). Les flèches noires délimitent la compression de la masse dorsalement à l'adhésion interthalamique (figure a et b).

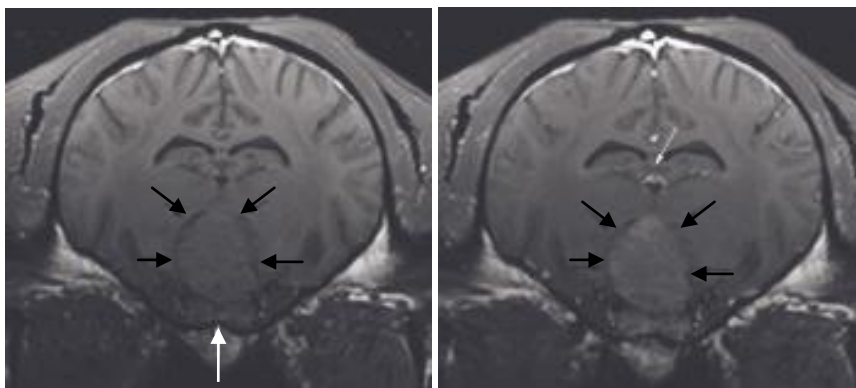


Figure 31 – (a) Image IRM en séquence pondérée en T1 spin-echo, coupe transverse au niveau de la selle turcique, d'un adénome hypophysaire (flèches noires). (b) Image IRM en séquence pondérée en T1 spin-echo réalisée au même niveau après administration de gadolinium. (d'après Tucker *et al.* 2011)

Sur les images de la séquence pondérée en T1 (figure 31.a), la masse est iso-intense par rapport au tissu qui l'entoure, l'intensité du signal est faible. Le liséré noir (signal de faible intensité) entourant l'adénome correspond à l'hémossidérine intracellulaire provenant d'une hémorragie chronique. Après administration de gadolinium (figure 31.b), il y a une augmentation de contraste. Cette masse est alors hyper-intense avec un signal hétérogène. L'augmentation du contraste se situe dans le plexus choroïde dans le ventricule latéral et le troisième ventricule (flèches blanches).

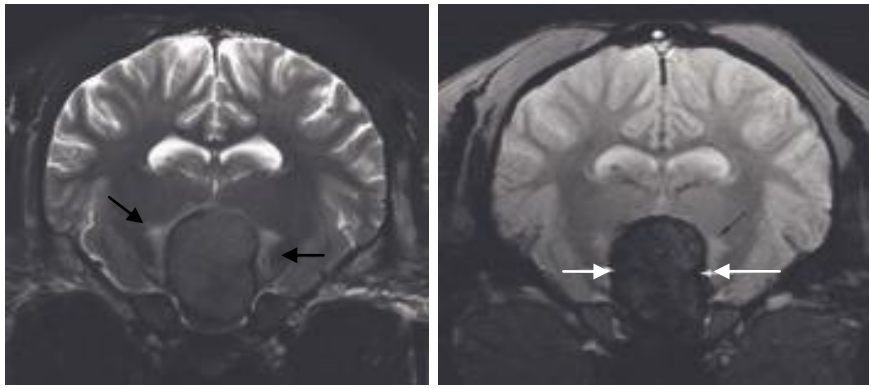


Figure 32 - (a) Image IRM en séquence pondérée en T2 spin-écho, coupe transverse 7 mm rostralement aux coupes de la figure 8. (b) Image IRM en séquence écho de gradient réalisée au même niveau. (d'après Tucker *et al.* 2011)

La masse est iso à hypo-intense sur la séquence pondérée en T2 spin-écho (SE) et la séquence écho de gradient (GRE) (figure 32.a et b). Sur la séquence pondérée en T2 (figure 32.a), on remarque un signal de forte intensité en regard des thalamus et hypothalamus (flèches noires). Il correspond à la présence d'inflammation et d'œdème dans le parenchyme du cerveau, cela étant secondaire à la compression et à l'effet masse de l'adénome. Sur la séquence écho de gradient (Figure 31.b), il y a des zones hypo-intenses entourant la masse (flèches blanches), correspondant aux inhomogénéités du champ magnétique dues à des zones hémorragiques.

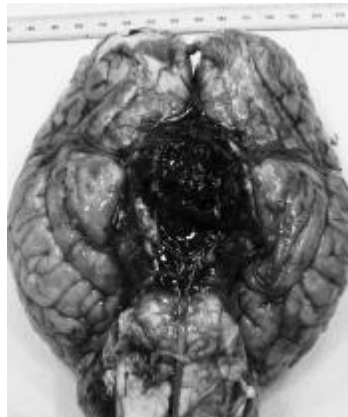


Figure 33 - Vue ventrale de cerveau à l'autopsie après retrait de ce dernier de la calotte crânienne. (d'après Tucker *et al.* 2011)

Le cheval a donc été traité pour DPIH, mais a dû être euthanasié quelques semaines plus tard à cause de la dégradation de son état général. L'autopsie (figure 33) a permis de confirmer une masse hypophysaire. L'histologie est compatible avec un macro-adénome hypophysaire de la *pars intermedia*. On remarquera qu'il restait du tissu de *pars intermedia* sain comprimé par la masse.

#### 2.4.2 Exemple d'inflammation dans le cerveau

Plusieurs types de lésions inflammatoires peuvent se développer dans le tissu du SNC. L'œdème et l'inflammation créent généralement une augmentation d'intensité de signal sur les séquences pondérées en T2 et en FLAIR, par contre ils créent une diminution d'intensité de signal sur les images acquises en pondération T1. Ces lésions sont généralement multi-focales et peuvent être retrouvées dans d'autres tissus que le SNC, les muscles et tous les tissus environnants doivent donc être bien évalués.

### 2.4.2.1 Signes cliniques conduisant à l'examen IRM

L'exemple ci-dessous (Tucker *et al.* 2011) est un hongre Pur Sang de 18 ans présentant de l'ataxie évoluant depuis 9 mois. Deux mois avant l'examen, il s'est mis à perdre du poids et être dysphagique. Il présentait une atrophie des muscles de la face gauche, ainsi que des muscles temporaux gauche et des masséters gauche (flèches blanches sur la figure 34a). Il avait été traité pour myélite équine à protozoaires (*Sarcocystis neurona*) à deux reprises. Lors de la consultation, il présentait une déviation du bout du nez vers la droite, et des difficultés à faire transiter les aliments jusqu'au pharynx.

Une atteinte multifocale des nerfs crâniens, notamment les V, VII, IX et X, était suspectée, ainsi qu'une atteinte de la colonne vertébrale et du cerveau. Un test Western Blot pour la myélite équine à protozoaires s'est révélé légèrement positif sur le liquide cébrospinal et positif sur le sérum.

### 2.4.2.2 Analyse des images obtenues par résonance magnétique

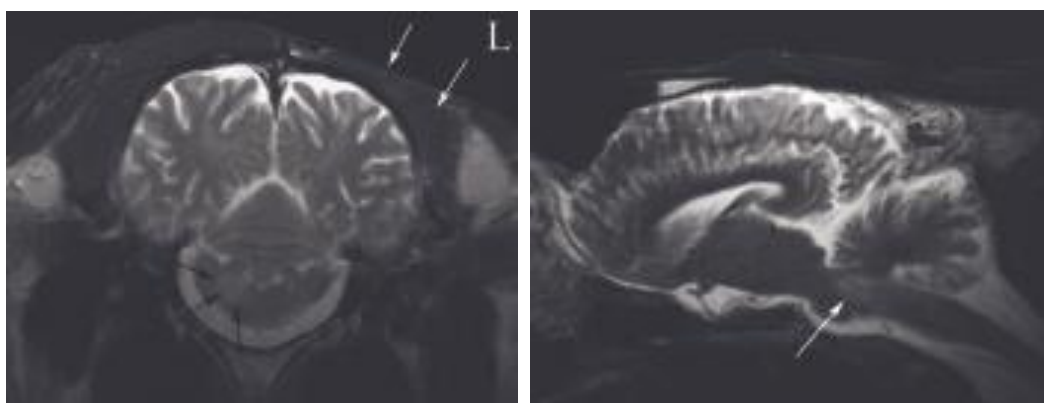


Figure 34- (a) Image IRM en séquence pondérée en T2 turbo spin-echo, coupe transverse au niveau caudal du pont. L, côté gauche. (b) Image IRM en séquence pondérée en T2 turbo spin-echo, coupe para-sagittale. (d'après Tucker *et al.* 2011)

Les images obtenues à l'aide de la séquence pondérée en T2 révèlent un signal de forte intensité compatible avec la présence d'inflammation et d'œdème en région caudale du pont, dans une zone comprenant les noyaux des nerfs crâniens V, VII, VIII et XII (flèches noires sur la figure 34.a). On remarque sur la coupe sagittale que la zone où le signal a une forte intensité se situe plus précisément ventralement au cervelet, dans le pont caudal (flèche blanche sur la figure 33.b). La petite quantité de fluide discernable dans le sinus frontal est secondaire à la position du cheval en décubitus dorsal.

Cette zone apparaissait pourtant iso-intense sur les séquences pondérées en T1.

Le nerf trijumeau étant en regard de la lésion, cela peut expliquer l'atrophie du muscle temporal gauche et du muscle masseter gauche. Les images obtenues sont compatibles avec des images réalisées sur des cas rapportés de myélite équine à protozoaires.

Le traitement n'a pas permis d'obtenir une guérison et le cheval a dû être euthanasié quelques semaines après l'examen. A l'autopsie, une dégénérescence neuronale, de l'inflammation et des protozoaires, compatibles avec une atteinte par *Sarcocystis neurona* ont été découverts au niveau des noyaux et des nerfs V, VII, VIII.

## 2.5 Perspectives d'avenir

Pour aller plus loin, on pourrait exploiter les possibilités qu'offre actuellement l'IRM structurelle et fonctionnelle.

La médecine humaine utilise de plus en plus l'IRM fonctionnelle, notamment l'IRM de diffusion. C'est une technique qui permet de calculer en chaque point de l'image la distribution des directions de diffusion des molécules d'eau. Cette diffusion étant contrainte par les tissus environnants, cette modalité d'imagerie permet d'obtenir indirectement la position, l'orientation et l'anisotropie des structures fibreuses, comme les faisceaux de matière blanche du cerveau. Cette technique innovante d'imagerie, pondérée en diffusion, permet de mettre en évidence les voies de connexions structurelles du cerveau, ceci par une méthode couramment appelée en neurosciences « la tractographie ». Accompagnée de la tractographie, l'IRM de diffusion permet de reconstruire des faisceaux de fibres de matière blanche reliant des régions corticales éloignées du cerveau et permet, la construction de réseaux de connectivité structurelle. C'est à ce jour la seule technique qui permet d'observer la connectivité cérébrale *in vivo* de manière non invasive.

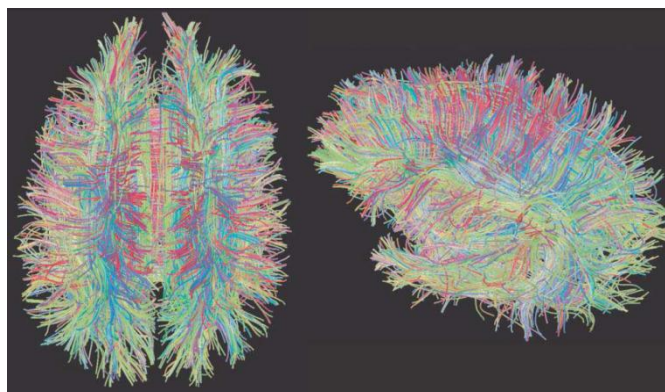


Figure 35- Illustration des méthodes de tractographie. Estimation des trajectoires axonales sur l'ensemble d'un cerveau humain, vues axiale (à gauche) et oblique (à droite). (d'après Hagmann 2005)

Le cheval utilisé dans cette thèse pour la réalisation de l'atlas a été gardé afin de poursuivre l'étude pour l'obtention d'images de tenseur de diffusion chez le Cheval, et cela à l'aide de la même machine IRM haut champ à 3 Tesla.

La réalisation d'un atlas sémiologique et lésionnel permettant la caractérisation morphologique de chaque lésion et son aspect en IRM pourrait être envisagée, mais cela nécessiterait un nombre de cas référencés élevé qui n'est actuellement pas disponible.

En outre, la médecine humaine a développé des référentiels de positionnement tel que le référentiel de Talairach (ou référentiel MNI) afin de localiser plus précisément les structures encéphaliques lésées ou les sièges d'activité cérébrale. Cela pourrait être mis en place en médecine équine grâce à la haute résolution des images acquises avec un appareil IRM à haut champ. L'établissement d'une cartographie cérébrale pourrait permettre de quantifier les variations physiologiques ou pathologiques en taille des différentes structures encéphaliques. Elle permettrait le développement de l'IRM interventionnelle voire fonctionnelle chez l'animal, étant donné que la connectivité structurelle et la connectivité fonctionnelle seraient liées (Messe 2010).

## **3E PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE – COMPARAISON COUPES ANATOMIQUES ET IMAGES PAR RESONANCE MAGNETIQUE HAUT CHAMP 3 TESLA DE L'ENCEPHALE DE CHEVAL SAIN**

Le travail que nous avons mené cette année en collaboration avec les Dr. Morigato et Dr. Deviers est actuellement soumis à publication dans une revue vétérinaire internationale à comité de lecture. En outre, cet atlas sera très prochainement mis librement à disposition des utilisateurs sur le site internet d'Anatomie et Imagerie Normale de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse à l'adresse suivante : <http://www.anatimagerie-envt.fr>

### **3.1 Objectifs de cette étude**

Cette étude consiste à obtenir des images IRM de hautes résolutions, ainsi que des coupes anatomiques macroscopiques d'encéphale d'un cheval sain, puis de les comparer. Ceci, dans le but d'établir un atlas intelligible et complet de l'encéphale du cheval adulte sain.

Dans le domaine des neurosciences, les atlas sont des outils primordiaux à l'interprétation d'images IRM cérébrales auxquelles les cliniciens et imageurs sont confrontés. Bien que l'anatomie du cerveau varie indéniablement d'un individu à l'autre, elle présente suffisamment de régularités pour faire l'objet d'un atlas. Or, jusqu'à présent, dans la littérature scientifique, peu d'études se sont penchées sur le détail des structures cérébrales de l'encéphale de cheval.

Si l'on étudie l'état de l'art quant à l'étude de l'encéphale normal depuis l'utilisation des IRM haut champ dans la médecine vétérinaire, nous trouvons une étude réalisée en 2001 par les Dr Arencibia et Vazquez qui décrit l'aspect du cerveau équin à l'IRM et le compare à des sections anatomiques. Cette étude a fait l'objet de deux publications dans la même année. L'ouvrage scientifique *Equine MRI* écrit par Murray *et al.* en 2011 publie des coupes IRM réalisées à l'aide d'une machine 1.5 Tesla, sans section anatomique comparative associée. Néanmoins une autre étude comparative entre coupes anatomiques et coupes IRM a été menée par le Dr. Stuckenschneider et son équipe en 2014. Cette dernière étude avait pour objectif d'établir un protocole précis de séquençage en utilisant une machine IRM 3T, afin d'obtenir des images de bonne qualité dans un temps d'examen acceptable. A travers ces travaux, le Dr. Stuckenschneider critique, entre autre, les limites de l'examen IRM haute résolution. Cependant, l'article fournit seulement cinq coupes légendées en pondération T1 et T2. C'est pourquoi, il paraît nécessaire de mettre en place un atlas complet et actualisé de l'encéphale du cheval en utilisant les nouvelles technologies d'imagerie actuelles.

### **3.2 Matériel et méthode**

#### **3.2.1 Les animaux**

Les images IRM ont été obtenues à partir de la tête d'une jument Trotteur Français de 15 ans, pesant 456 kg, euthanasiée pour des raisons médicales nullement liées à des troubles neurologiques. Cette jument a pu être utilisée pour cette étude car elle ne présentait aucun antécédent de trouble neurologique ainsi qu'un examen neurologique précédant l'euthanasie qui n'a révélé aucune anomalie. La tête a été désarticulée en regard de l'articulation atlanto-occipitale. La réglementation en vigueur concernant le bien-être animal a été respectée et le certificat d'autorisation relatif à l'euthanasie de la jument à titre expérimentale obtenue (cf. annexe 2).

De plus, trois encéphales de chevaux appartenant à la collection du service d'Anatomie de l'École Vétérinaire de Toulouse, conservés et fixés dans une solution de formol à 10 %, provenant de chevaux euthanasiés lors de travaux pratiques de dissections, ont été mis à disposition de cette étude. Des coupes anatomiques ont été réalisées sur ces trois encéphales, en sélectionnant avec précautions les plans de coupe (cf. paragraphe 4.2.3).

### 3.2.2 L'examen IRM

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

L'examen IRM a été réalisé dans les 4 heures suivant l'euthanasie. En effet, plus le temps séparant la mort cérébrale de l'animal et la prise des images est court, plus les chances de limiter les modifications anatomiques post-mortem, qui influencent grandement la qualité de l'image, sont faibles. Ce délai a été réduit compte tenu des contraintes liées à l'euthanasie et au transport à l'hôpital.

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



Figure 36 - Antenne SENSE Flex Philips 3T Medium

Concernant le protocole opératoire, le choix des paramètres d'acquisition des images, de l'antenne et des pondérations a été réalisé par le personnel de l'hôpital de Purpan (31). L'équipe était composée d'une ingénieure de recherche Inserm, Mme GROS-DAGNAC, et d'un manipulateur en Radiologie, M. DESIRAT. Les images ont été obtenues grâce à une séquence Turbo Spin Echo 3D dénommée VISTA selon la spécificité des machines IRM Philips. Cela correspond à une séquence en trois dimensions isotropiques, en pondération T1, T2 et FLAIR.

Plan	Séquence	TR (msec)	TE (msec)	FA	FOV	Taille de matrice	Section/épaisseur (mm)	Espace (mm)	Temps
3D	T2W, Vista (TSE)	2500	342	90	250	168x168	1	0.5	06 :57.5''
3D	T1W, GRE	8	4	8	280	240x240	1	0	10 :27.5''
3D	FLAIR, Vista (TSE)	8000	337	50	220	148x148	1	0.5	12 :08.0''

Tableau 2- Séquences utilisées lors de l'examen IRM

### 3.2.3 Lecture des images IRM et validation du caractère sain de l'encéphale

L'intégralité des images obtenues par l'examen IRM sont enregistrées sous le format DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) et sont visualisées à l'aide du logiciel OsiriX.

Les images sont lues par trois spécialistes en anatomie : le Pr. Sautet, le Dr. Mogenicato titulaire de l'Habilitation à Diriger des Recherches et le Dr. Deviers chercheur en neurosciences. L'absence de lésions a été validée par consensus entre les lecteurs. Un examen tomodensitométrie (scanner) de la tête a ensuite été réalisé. Cet examen, bien qu'il ne soit pas abordé dans ce travail de thèse, fait l'objet d'une autre publication scientifique. Néanmoins, les résultats constituent pour nous un élément supplémentaire permettant de certifier le caractère sain de la tête de la jument.

### 3.2.4 Coupes anatomiques macroscopiques

Concernant les coupes anatomiques macroscopiques, rappelons qu'elles sont réalisées sur les cerveaux conservés dans une solution de formol à 10 %. La sélection des plans de coupe d'intérêt est basée sur l'observation des structures d'intérêt anatomique et clinique (Tucker *et al.* 2007) pour chaque région d'importance clinique : le prosencéphale, le diencephale, le mésencéphale, le métencéphale et le myélocéphale. Pour réaliser ces sections, il est nécessaire de limiter le nombre de coupes afin d'avoir suffisamment d'épaisseur de tranche pour que ces dernières soient franches et nettes (minimum 2.5cm). Au total, quatorze coupes ont été sélectionnées en prenant la précaution de disposer des quatorze coupes correspondantes en images IRM.

Les trois encéphales équins fournis par la collection du service d'Anatomie de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse ont pu être coupés chacun selon un axe déterminé : transversal, dorsal, et sagittal, correspondant aux axes de références en IRM (cf. paragraphe 2.2.1 et figure 25). Au total, les 14 coupes sélectionnées ont été réalisées avec une coupe sagittale, dix coupes transversales et trois coupes dorsales. Chaque coupe macroscopique a été associée à son image IRM correspondante, en pondération T1 et T2, afin d'obtenir la meilleure corrélation possible entre coupe anatomique et image IRM, dans le but de les comparer.

### 3.2.5 Légendes

Les structures anatomiques ont été identifiées selon des textes de références sur l'anatomie équine (Barone R *et al.* 2004) et l'IRM de cerveau (Murray 2001), puis légendées selon la nomenclature anatomique officielle de Sack W.O. et présentée par le Comité International de Nomenclature d'Anatomie Vétérinaire revue en 2012 (5<sup>e</sup> édition). Les images ont été légendées grâce au logiciel Microsoft PowerPoint. Elles sont inscrites directement en anglais car intégrées dans une publication internationale, puis retranscrites dans un lexique en anglais classé par ordre alphabétique, et traduit en français ainsi qu'en latin. Ce lexique est disponible en annexe 1.

Comme vu précédemment, les hémisphères cérébraux peuvent être segmentés par lobes : le lobe frontal, le lobe pariétal, le lobe occipital et le lobe temporal. Ces lobes seront également différenciés sur certaines coupes anatomiques et images IRM.

### 3.3 Résultats

#### 3.3.1 Coupes anatomiques macroscopiques

Quatorze coupes anatomiques macroscopiques sont présentées et légendées dans cet atlas. Les coupes macroscopiques et les images IRM en pondération T1 et T2 correspondantes sont mises en parallèle.

#### 3.3.2 Images pilotes

Des images pilotes permettent de définir les plans de coupes étudiés. Les coupes dans le plan dorsal sont prises parallèles au palais dur (ou encore à la voûte palatine). La coupe sagittale est quant à elle prise dans le plan médian.

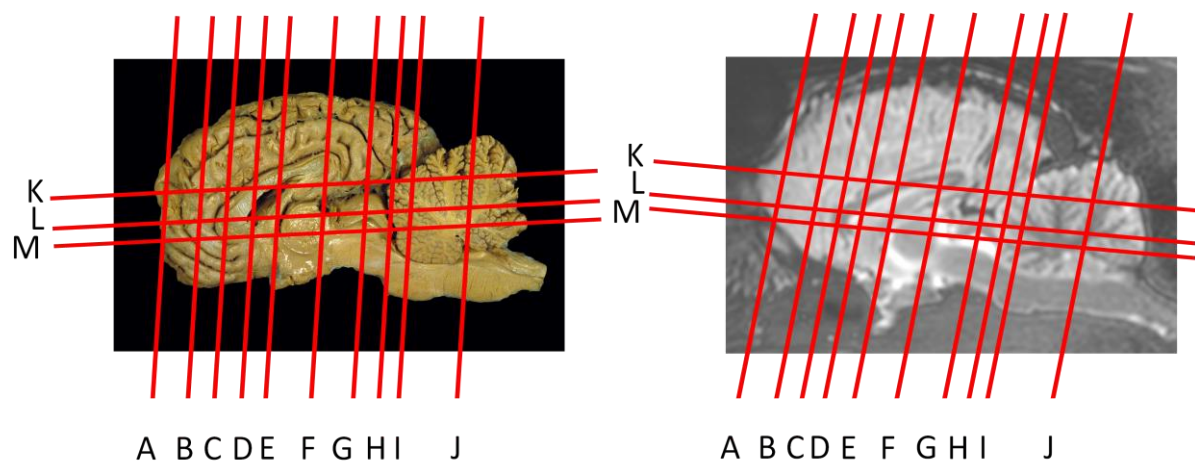


Figure 37 - Coupes pilotes

#### 3.3.3 Coupes dans le plan transversal

Les coupes transversales sont réalisées en pondération T1 et T2. La pondération FLAIR est en général très intéressante car permet de différencier œdème périphérique et hypertrophie du SNC. Mais dans notre cas, les images étaient réalisées sur un encéphale normal donc la FLAIR n'apportait pas d'information supplémentaire par rapport aux deux précédentes, de plus la qualité des images n'était pas optimale, nous avons donc décidé de ne pas la présenter.

Dix coupes sont sélectionnées, de la position rostrale à la position caudale, débutant en regard du bulbe olfactif et progressant au striatum, au thalamus, au cortex occipital, et au cervelet jusqu'à la moelle allongée. Ces coupes correspondent aux lignes de référence A-J tracées sur les images pilotes sagittale et dorsale.



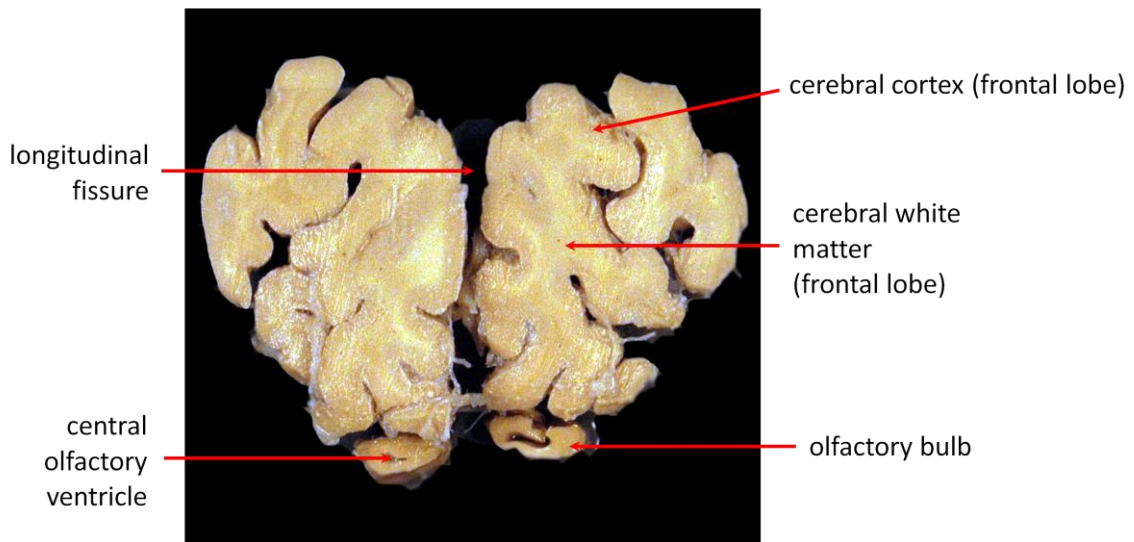


Figure 38 – Niveau A - Section anatomique transversale

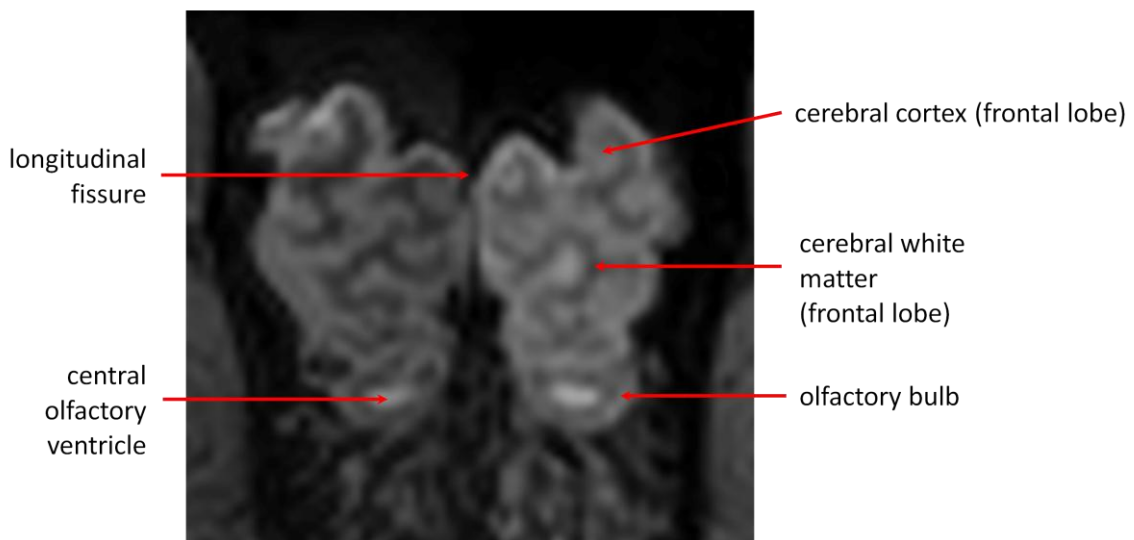


Figure 39 – Niveau A - Coupe transversale pondérée en T2

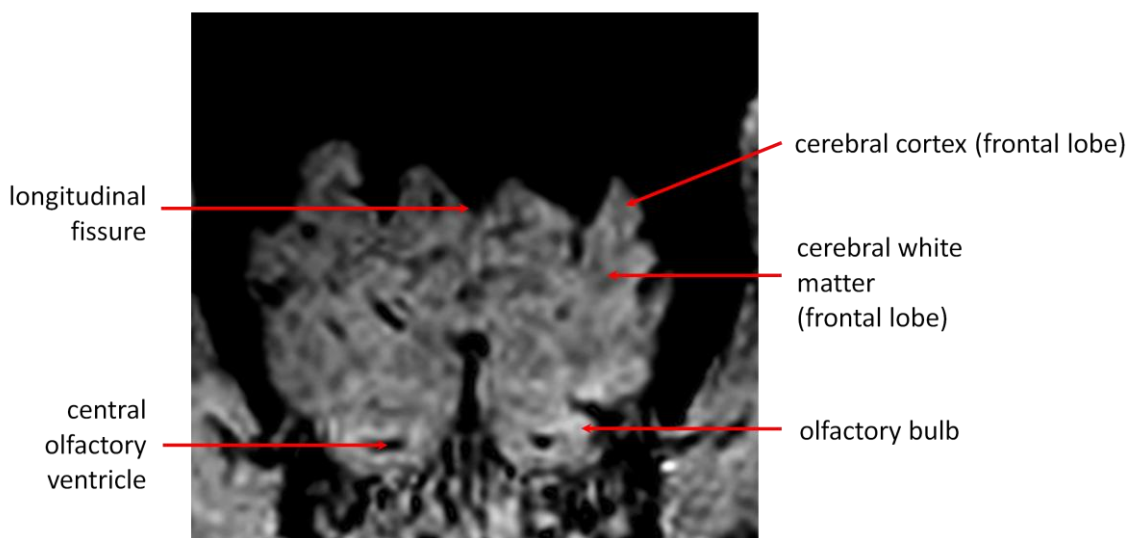


Figure 40 – Niveau A - Coupe transversal pondérée en T1

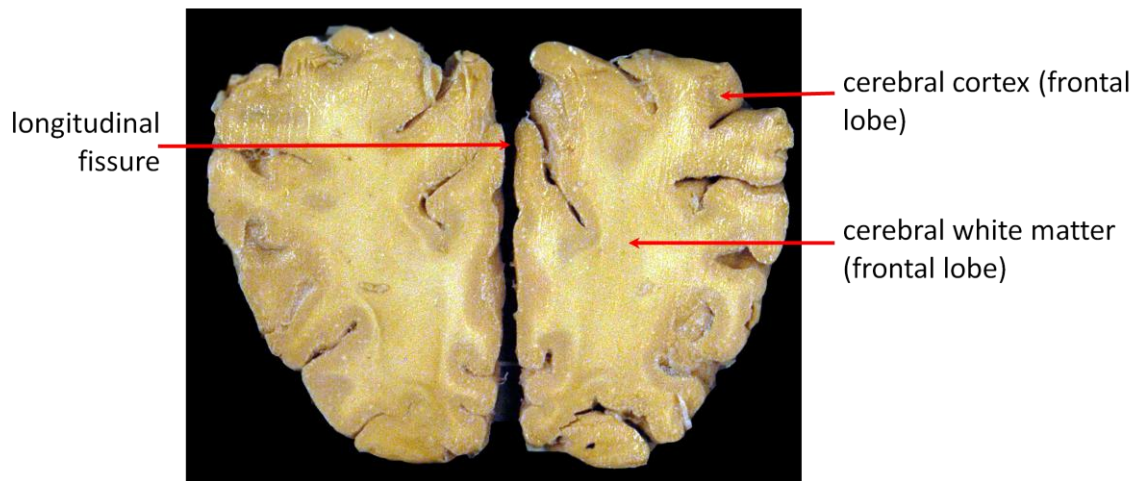


Figure 41 – Niveau B - Section anatomique transversale



Figure 42 – Niveau B - Coupe transversale pondérée en T2

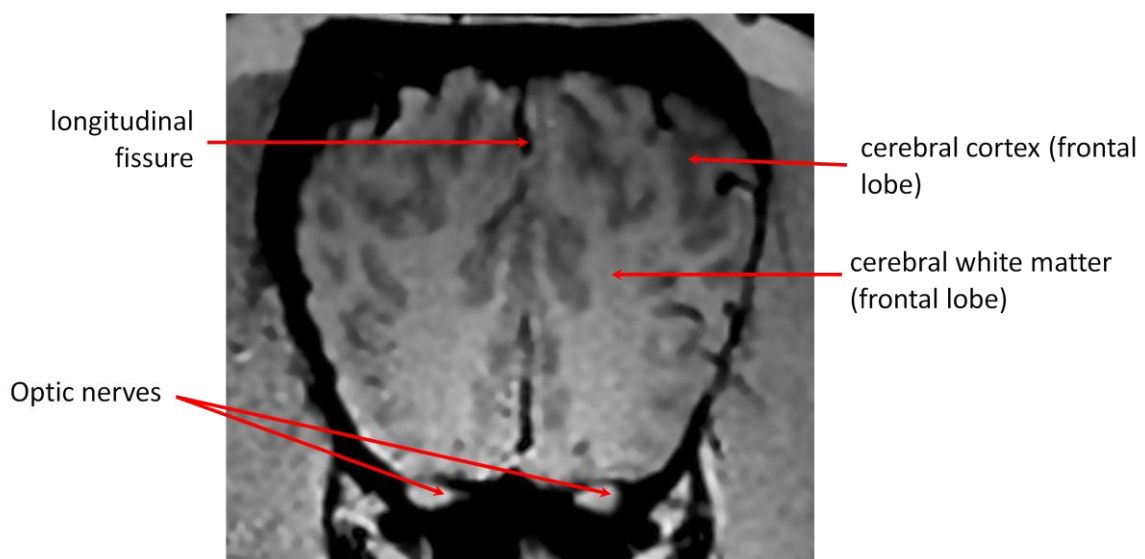


Figure 43 – Niveau B - Coupe transversale pondérée en T1

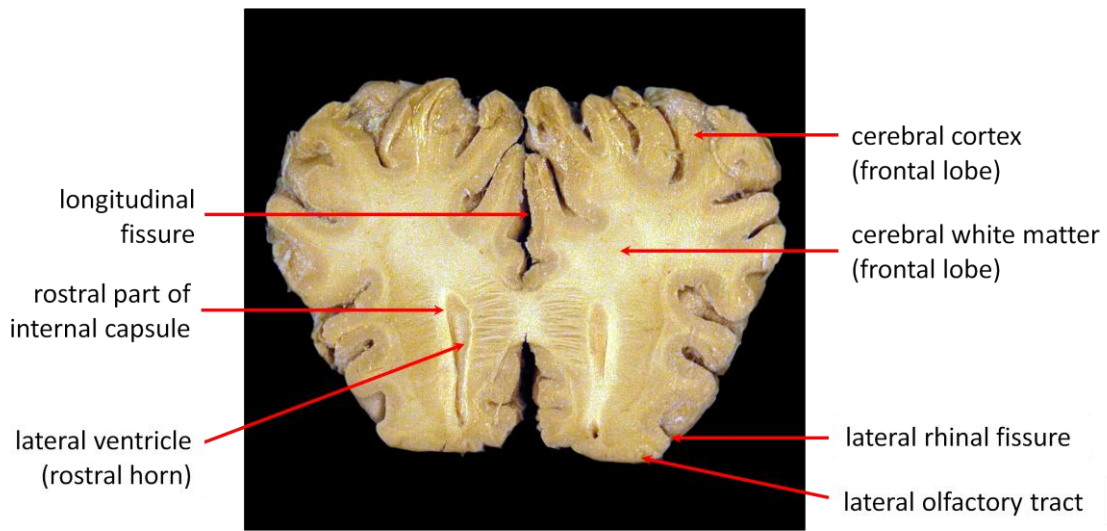


Figure 44 – Niveau C- Section anatomique transversale

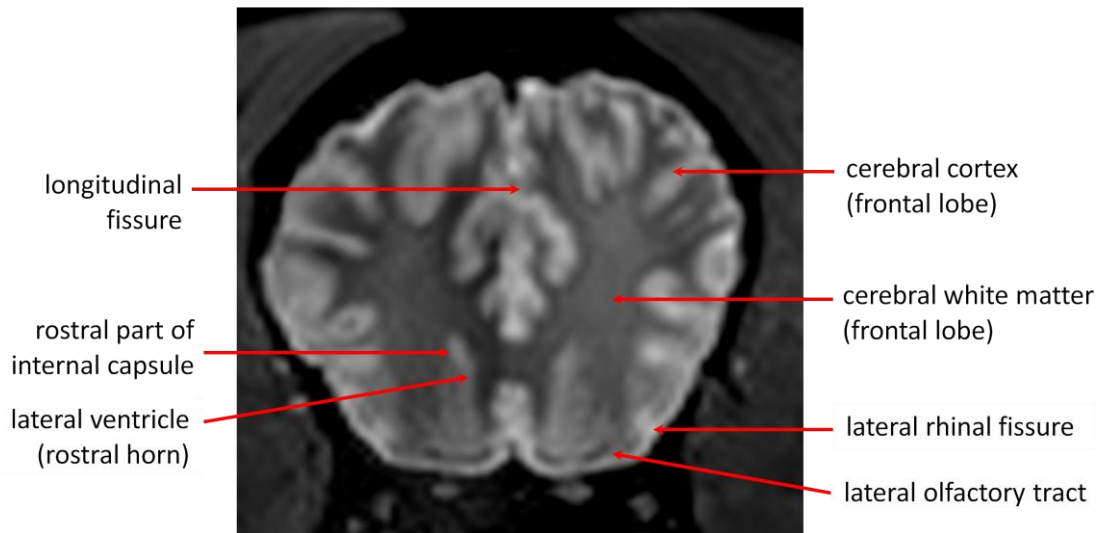


Figure 45 - Niveau C - Coupe transversale pondérée en T2

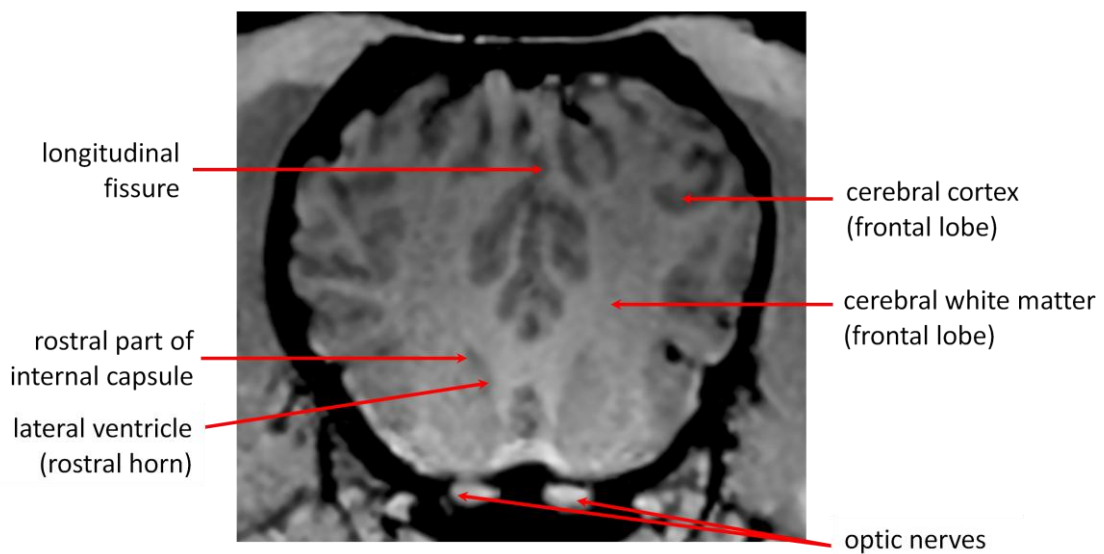


Figure 46 – Niveau C - Coupe transversale pondérée en T1

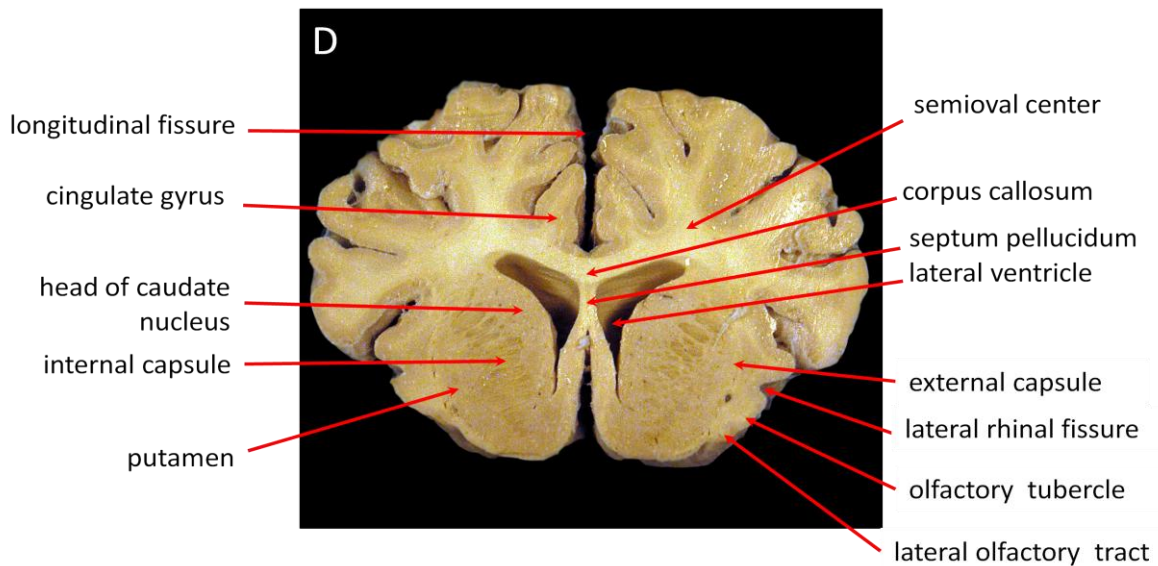


Figure 47 - Niveau D - Section anatomique transversale

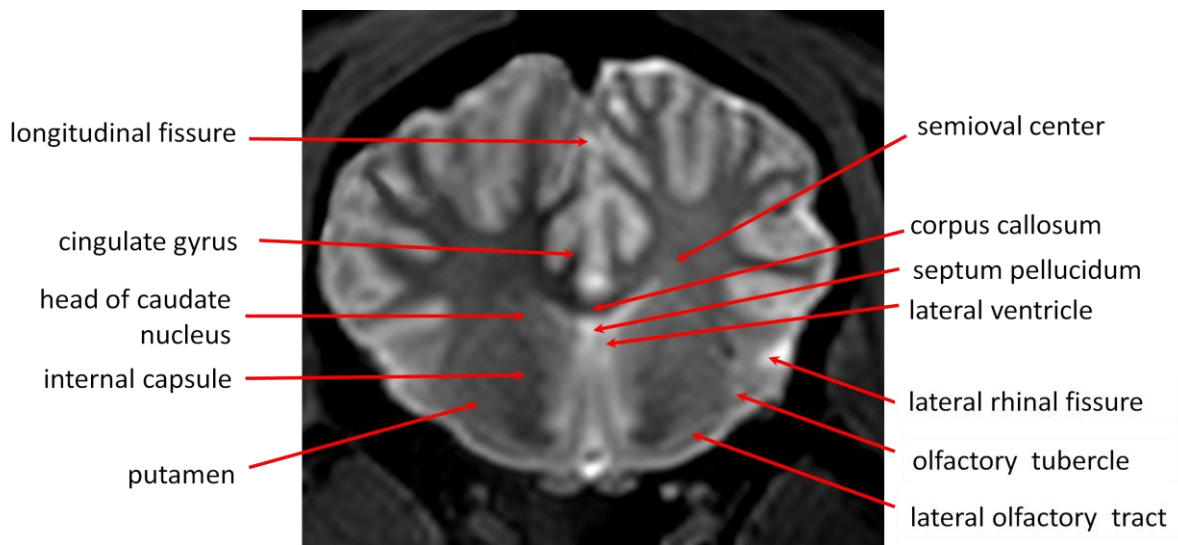


Figure 48 - Niveau D - Coupe transversale pondérée en T2

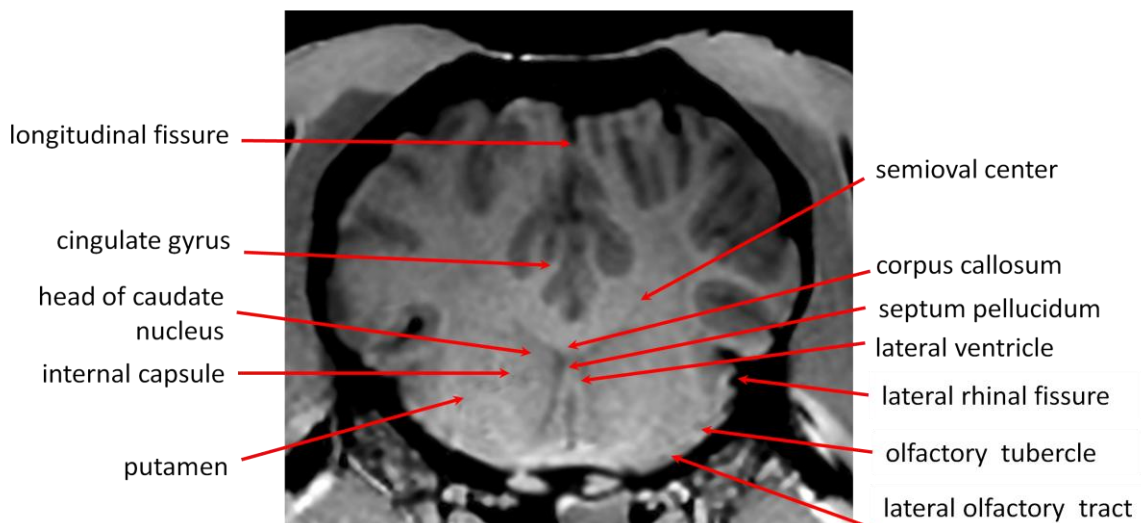


Figure 49 - Niveau D - Coupe transversale pondérée en T1

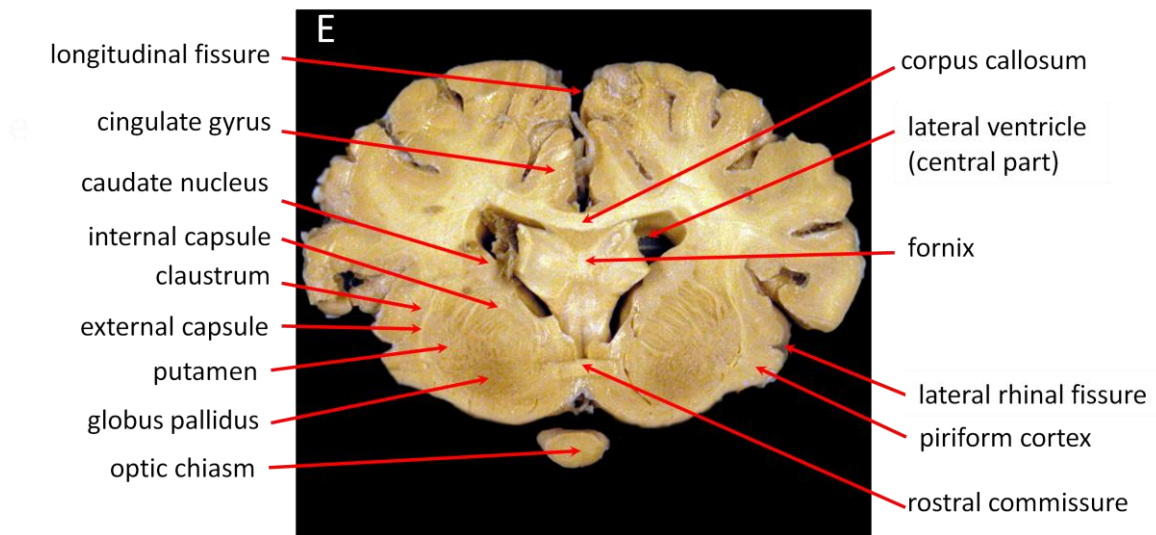


Figure 50 - Niveau E - Section anatomique transversale

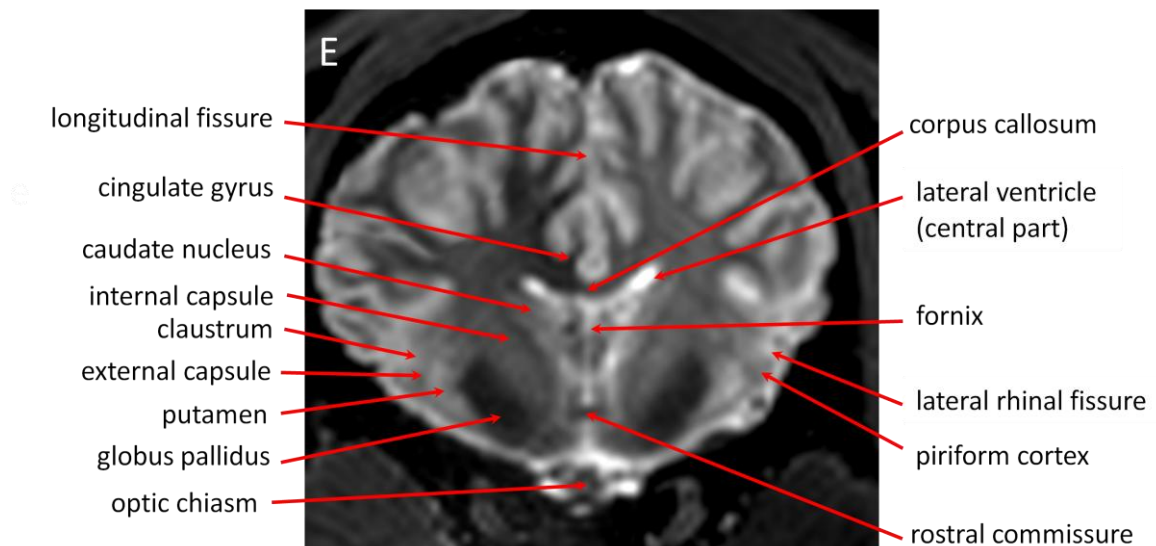


Figure 51 - Niveau E - Coupe transversale pondérée en T2

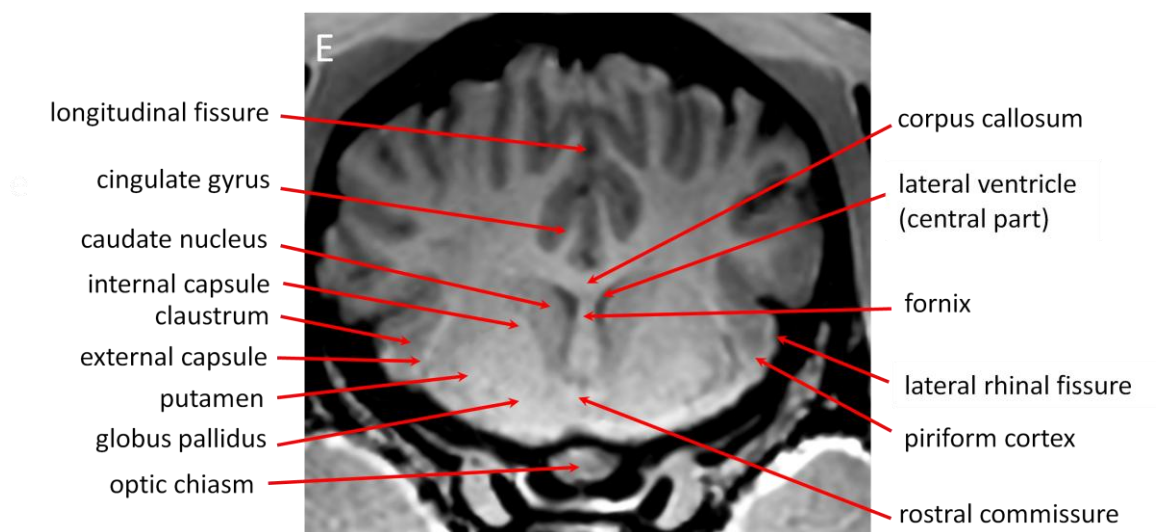


Figure 52- Niveau E - Coupe transversale pondérée en T1

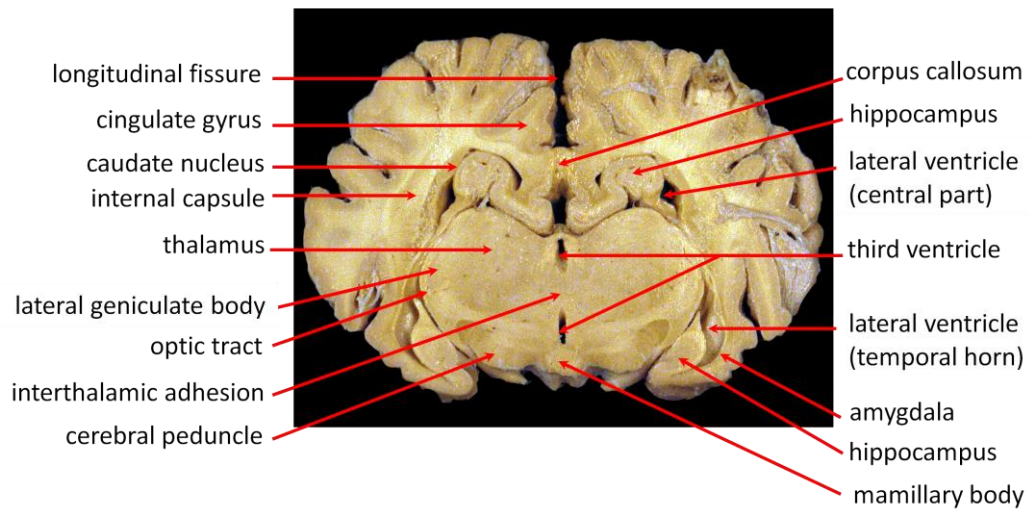


Figure 53 - Niveau F - Section anatomique transversale

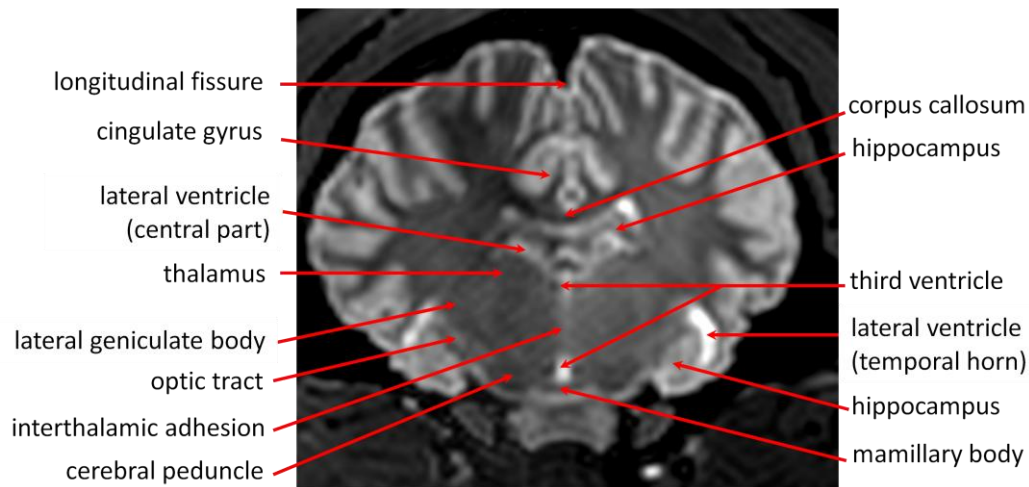


Figure 54 - Niveau F - Coupe transversale pondérée en T2

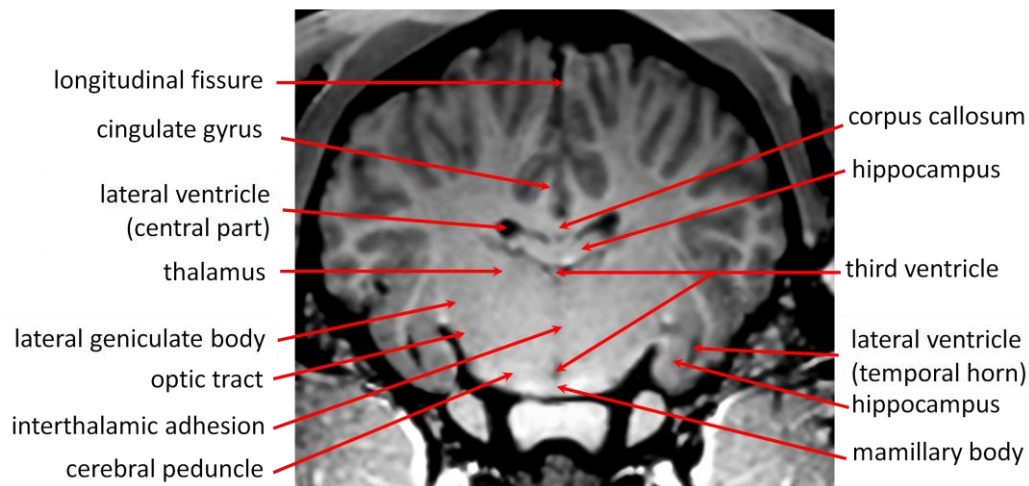


Figure 55 - Niveau F - Coupe transversale pondérée en T1

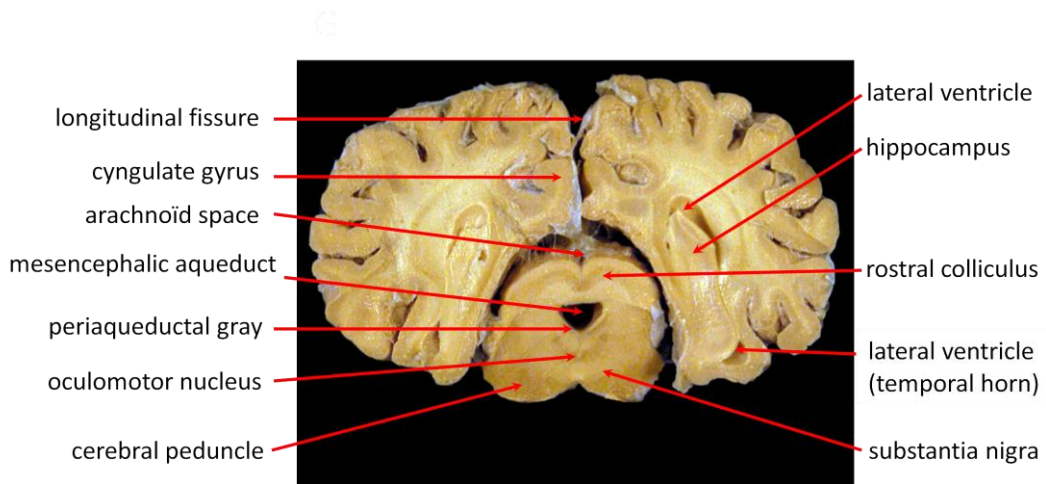


Figure 56 - Niveau G - Section anatomique transversale

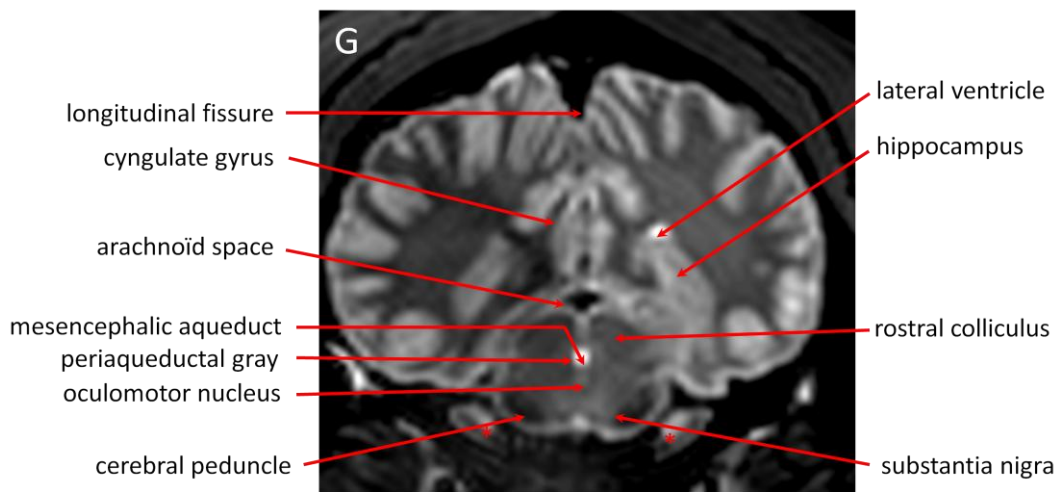


Figure 57 - Niveau G - Coupe transversale pondérée en T2

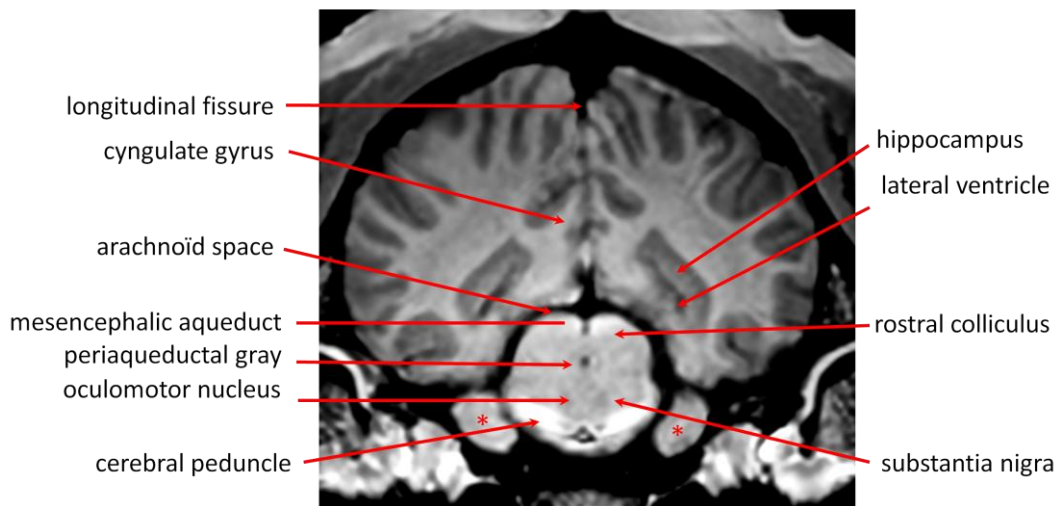


Figure 58 - Niveau G - Coupe transversale pondérée en T1

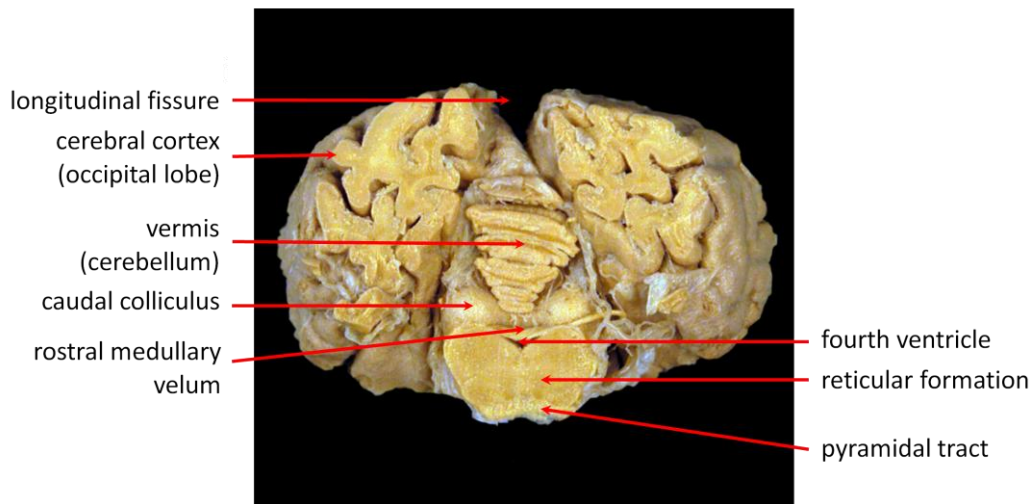


Figure 59 - Niveau H - Section anatomique transversale

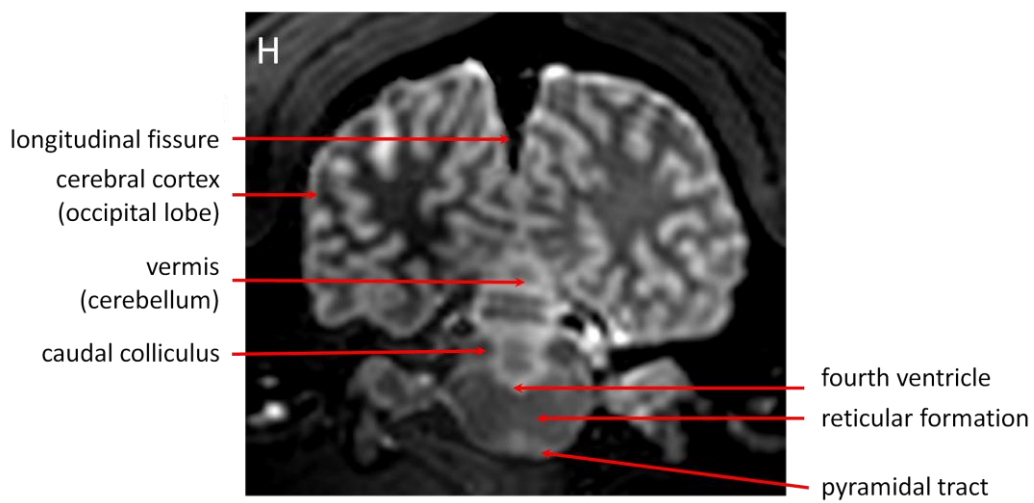


Figure 60 - Niveau H - Coupe transversale pondérée en T2

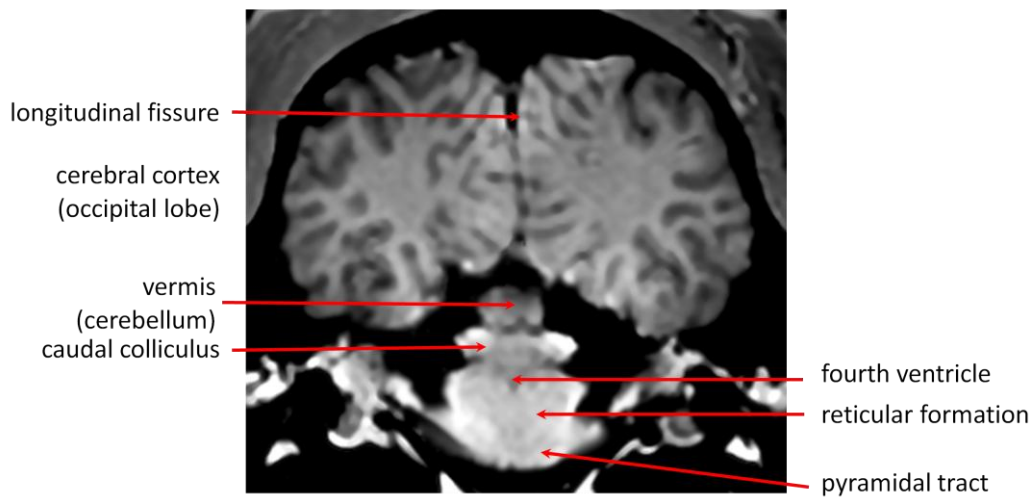


Figure 61 - Niveau H - Coupe transversale pondérée en T1



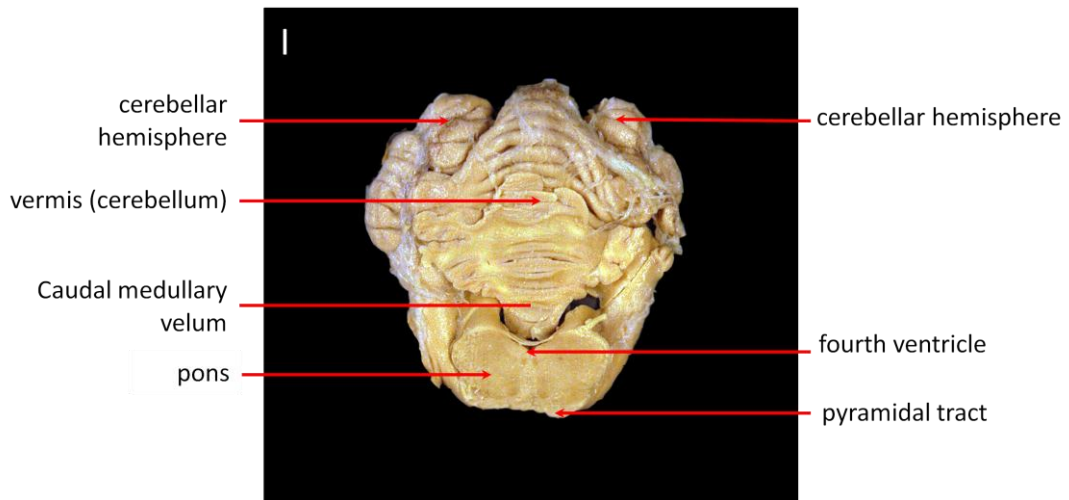


Figure 62 - Niveau I - Section anatomique transversale

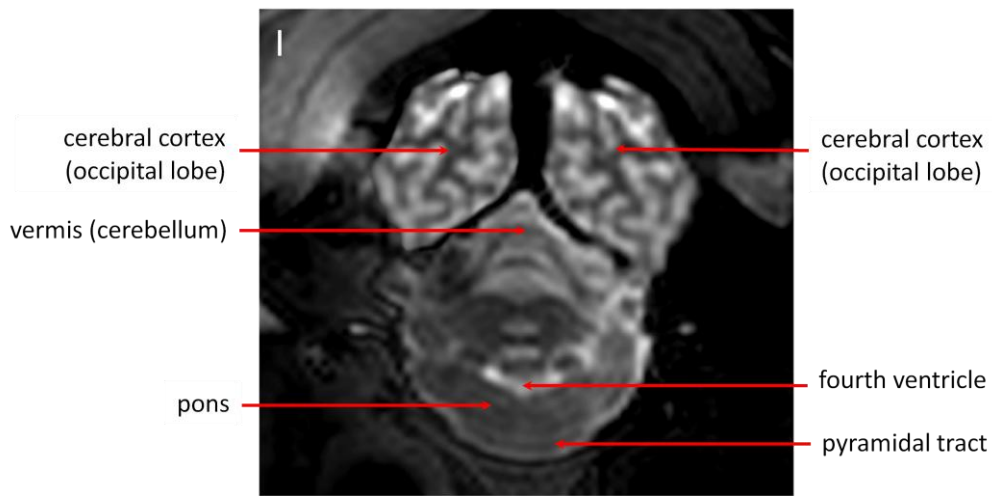


Figure 63 - Niveau I - Coupe transversale pondérée en T2

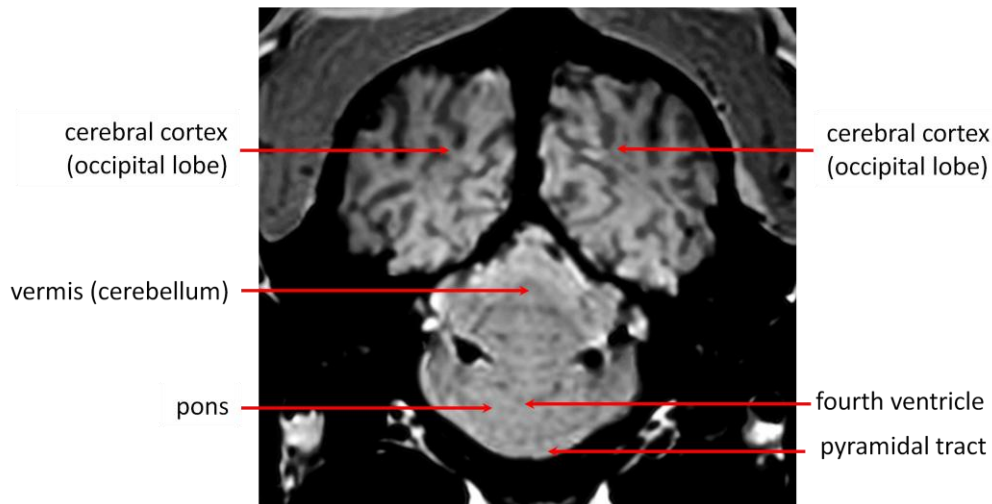


Figure 64 - Niveau I - Coupe transversale pondérée en T1

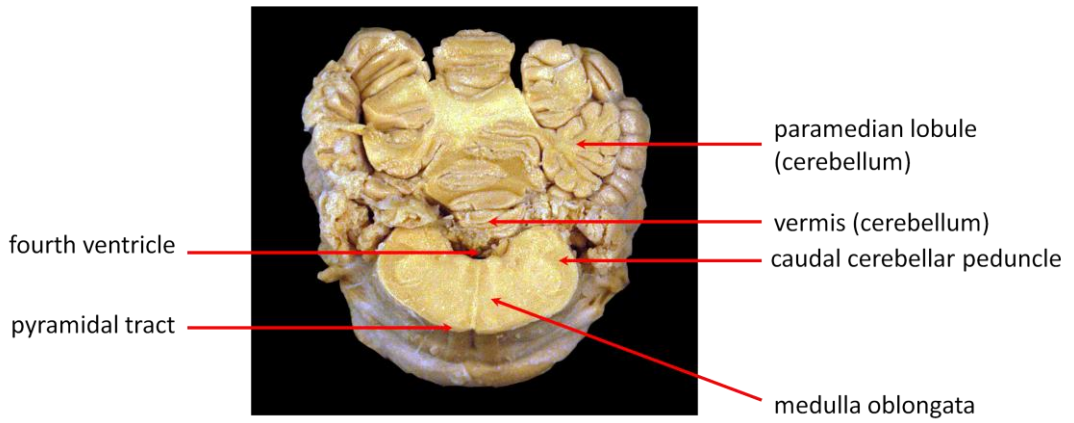


Figure 65 - Niveau J - Section anatomique transversale

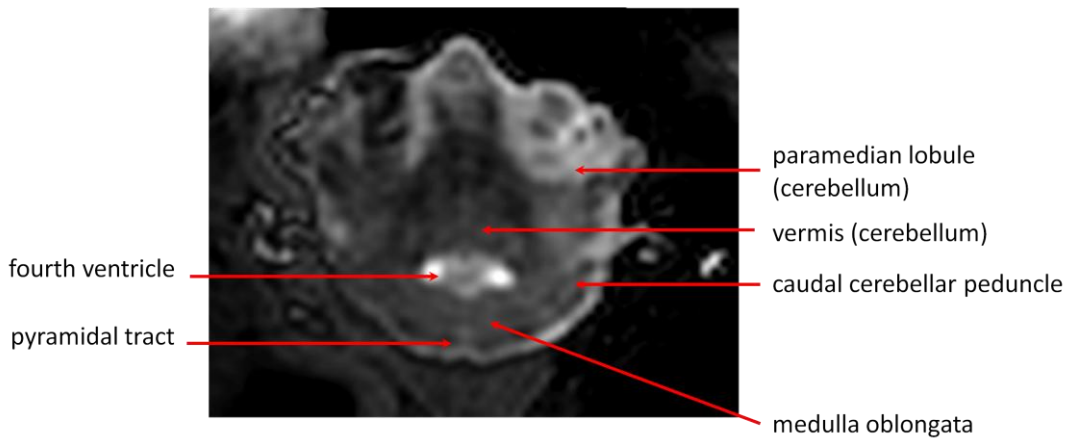


Figure 66 - Niveau J - Coupe transversale pondérée en T2

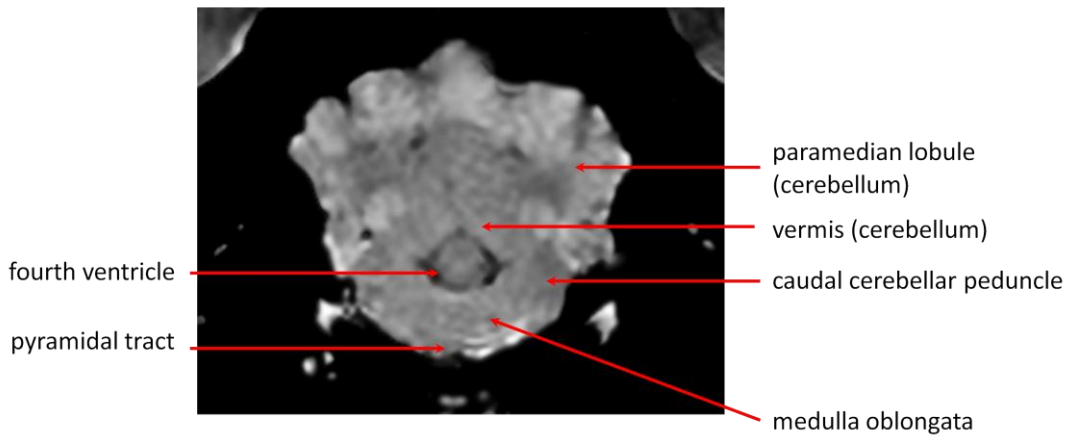


Figure 67 - Niveau J - Coupe transversale pondérée en T1

Sur les coupes transversales rostrales, les structures prédominantes sont celles du télencéphale. Le *Corpus striatum* est très bien distinguable du niveau C au niveau F, notamment avec son noyau caudé et sa capsule interne qui sont, dans l'article du Dr. Stuckenschneider, considérés comme des points de repère de référence vu qu'ils sont facilement identifiables. Le détail des structures du *Corpus striatum* tels que le *Putamen*, le *Clastrum* et la capsule externe et la capsule interne sont ici bien visualisables (notamment sur le niveau E), alors que ces structures n'étaient jusqu'à présent pas ou peu identifiables sur les images pondérées en T2 (Stuckenschneider *et al.* 2014). Sur les coupes transversales plus caudales, les structures prédominantes sont celles en regard du diencéphale et du mésencéphale.

### 3.3.4 Coupes dans le plan dorsal

Les coupes dorsales sont réalisées en pondération T1 et T2. Pour les mêmes raisons que précédemment pour les coupes transversales, la pondération FLAIR n'est ici pas présentée.

Trois coupes sont ensuite choisies, de la position dorsale à la position ventrale, débutant en regard de la portion dorsale du gyrus et s'étendant jusqu'au plancher du tronc cérébral. Les structures telles que le *striatum*, le *thalamus*, les replis du cervelet, l'*hypothalamus*, le noyau cérébelleux et le tronc cérébral sont nettement discernables. Ces coupes correspondent aux lignes de référence K-M tracées sur les images pilotes sagittales et transverses.

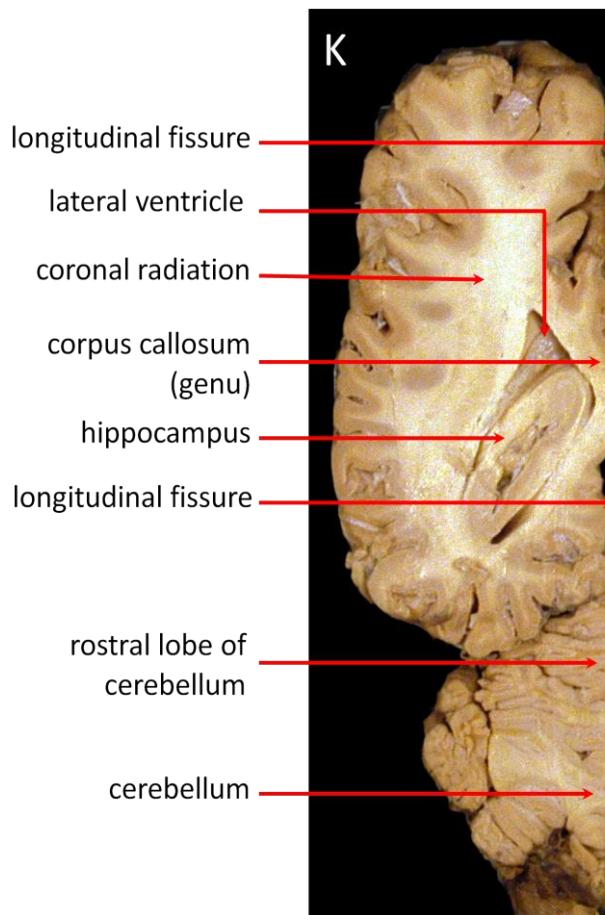


Figure 68 - Niveau K - Section anatomique dorsale

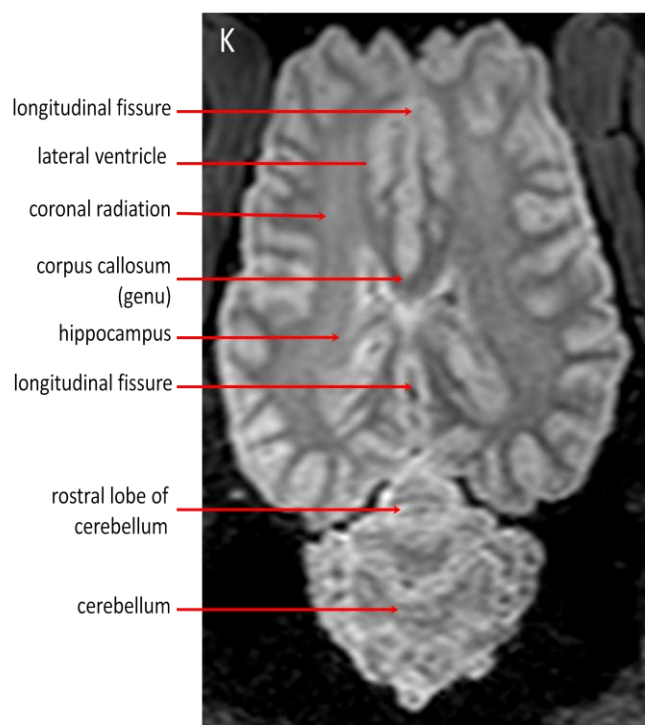
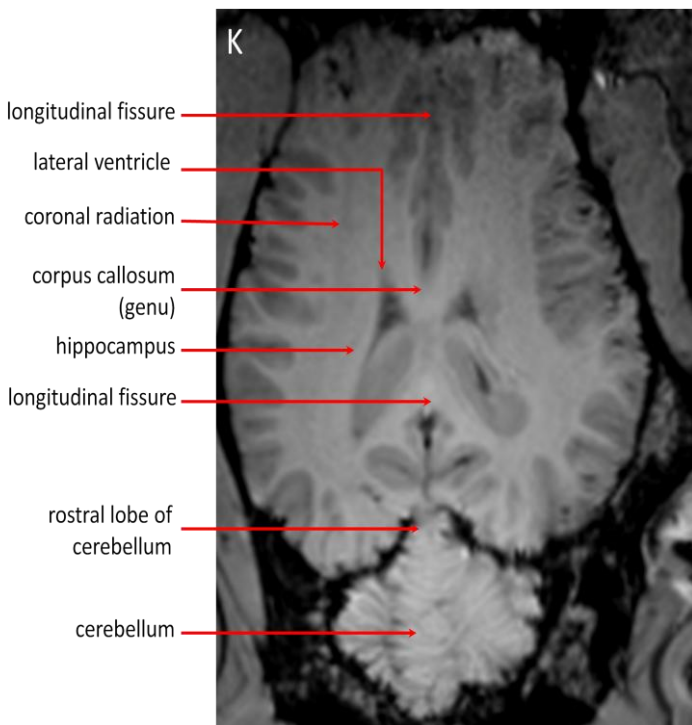


Figure 69 - Niveau K - Coupes dorsales pondérées en T2 et T1

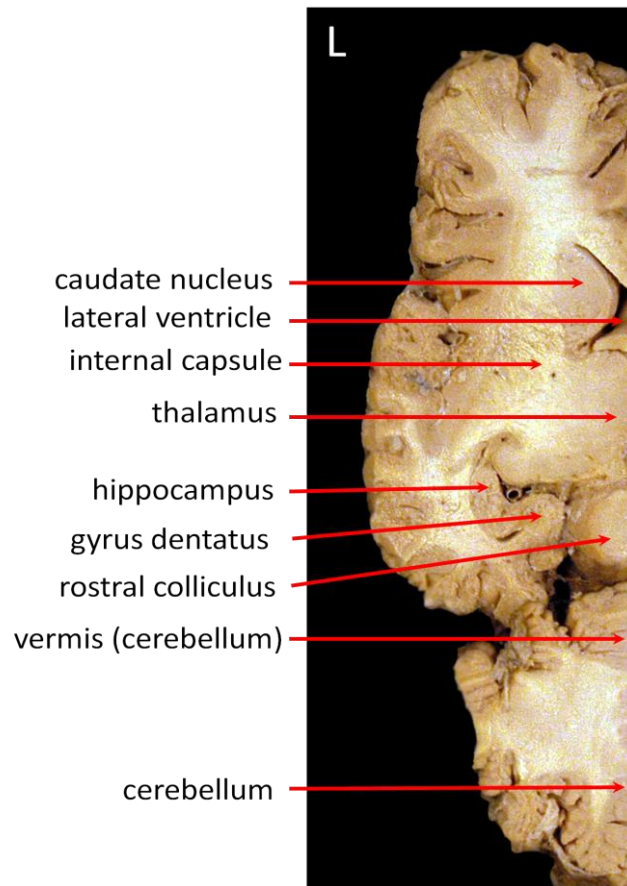


Figure 70 - Niveau L - Section anatomique dorsale

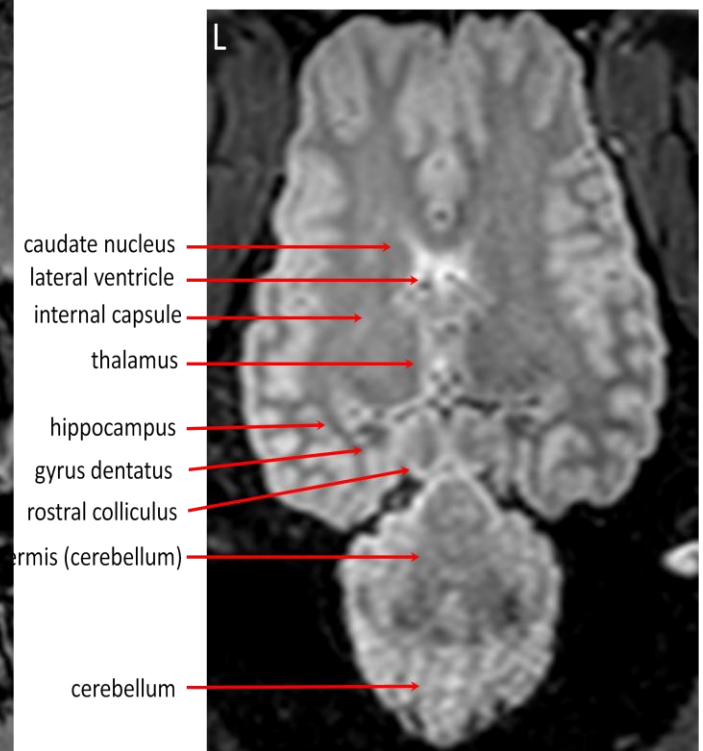
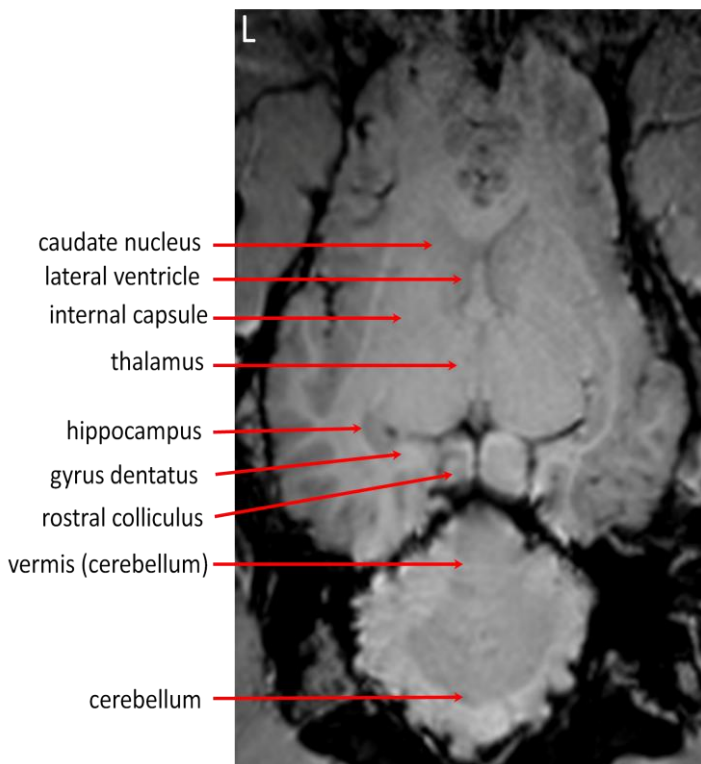


Figure 71 - Niveau L - Coupes dorsales pondérées en T2 et T1

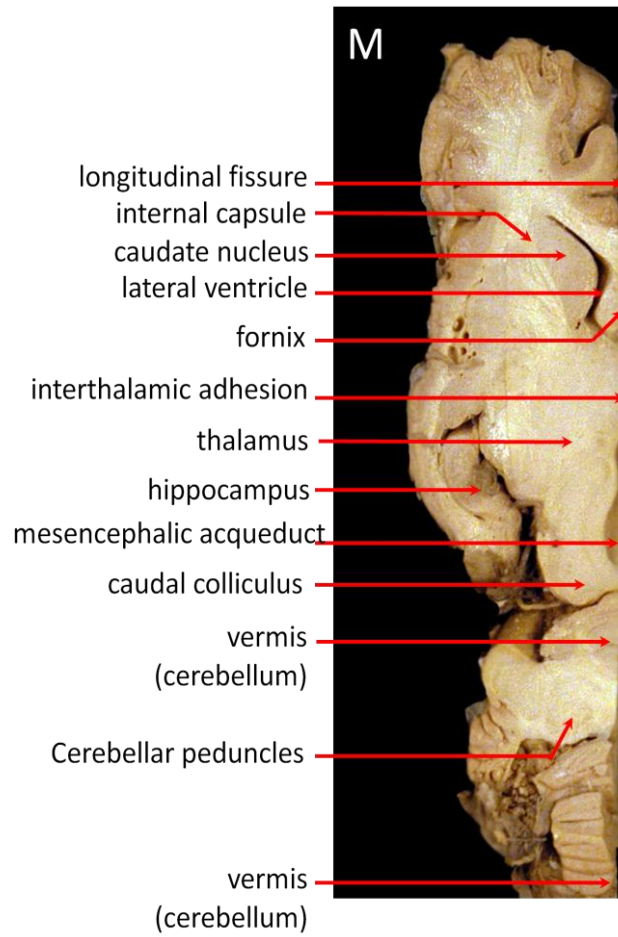


Figure 72 - Niveau M - Section anatomique dorsale

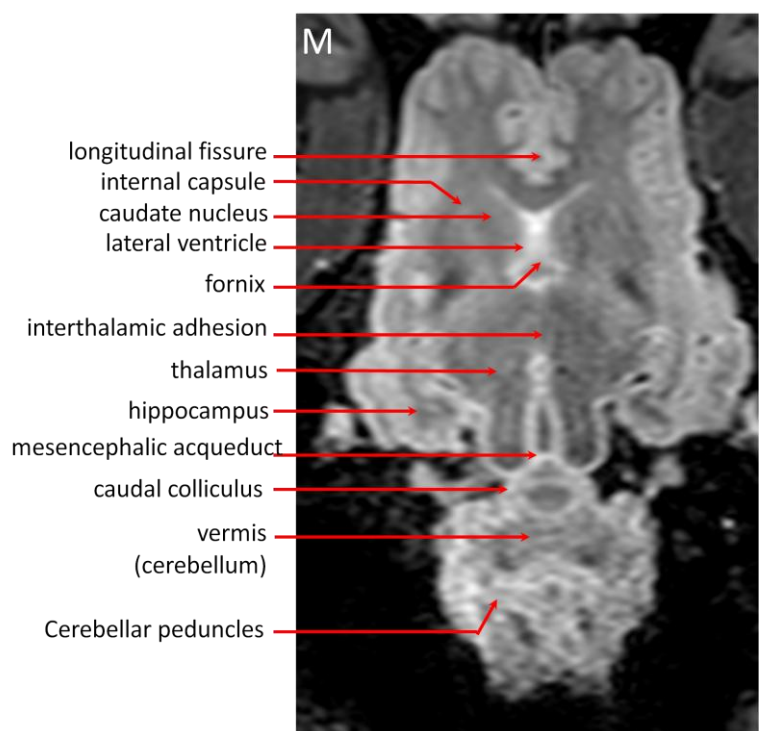
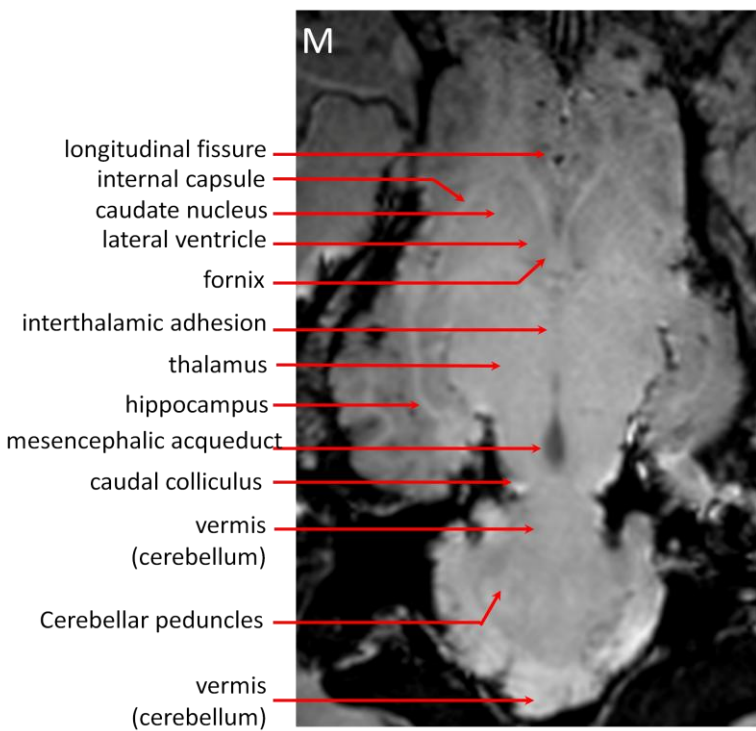


Figure 73 - Niveau M - Coupes dorsales pondérées en T2 et T1

Les structures anatomiques identifiées sur les coupes dans le plan transversal sont, pour la plupart, également identifiables sur les coupes dorsales. On y distingue en outre la *Corona radiata* (niveau K) et le *Gyrus dentatus* (niveau L) plus facilement que sur les coupes dans le plan transversal.

### **3.3.5 Coupes dans le plan sagittal**

La coupe sagittale présentée est réalisée en pondération T2. La pondération T1 n'est pas présentée car la qualité de l'image obtenue était moyenne. Pour les mêmes raisons que précédemment pour les coupes transversales, la pondération FLAIR n'est ici pas présentée. Seule une coupe a été sélectionnée, passant par le plan médian, car les coupes para-sagittales n'apportent pas de structure anatomique d'intérêt en plus des transverses et dorsales.

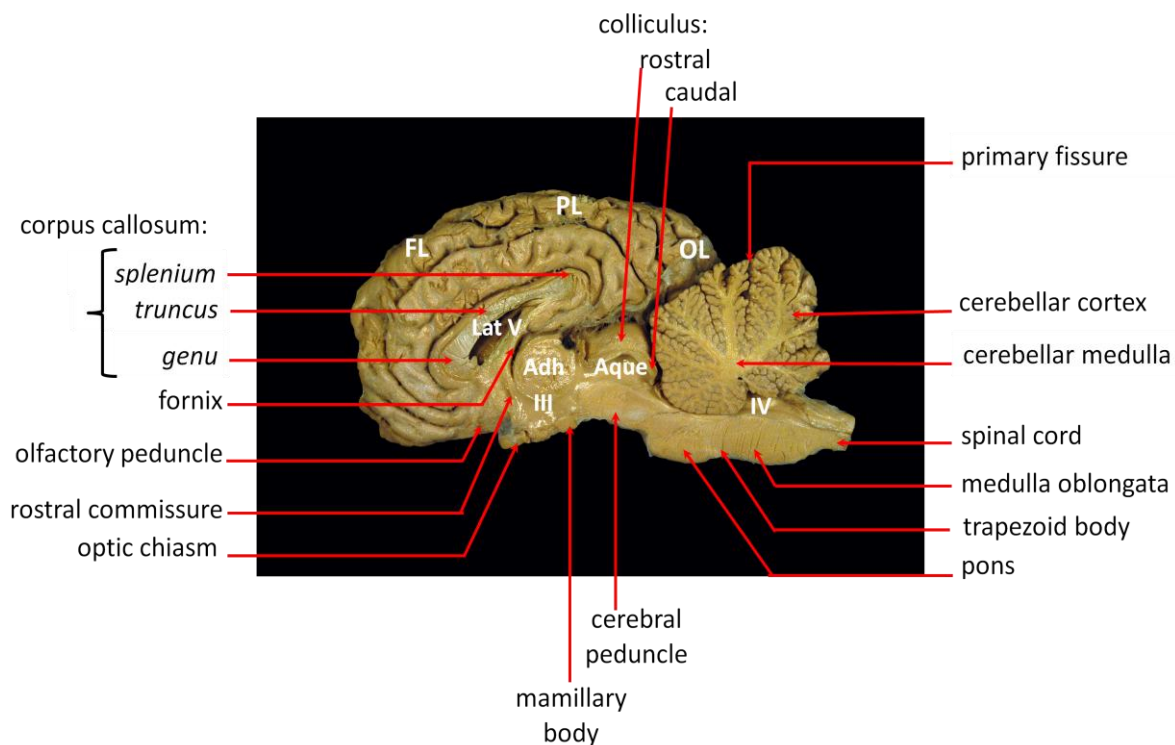


Figure 74 - Section anatomique dans le plan sagittal. FL : Frontal Lobe (lobe frontal) ; PL : Parietal Lobe (lobe pariétal) ; OL : Occipital Lobe (lobe occipital) ; Adh : Adhésion interthalamique ; Aque : Aqueduc mésencéphalique ; III : Troisième ventricule ; IV : Quatrième ventricule

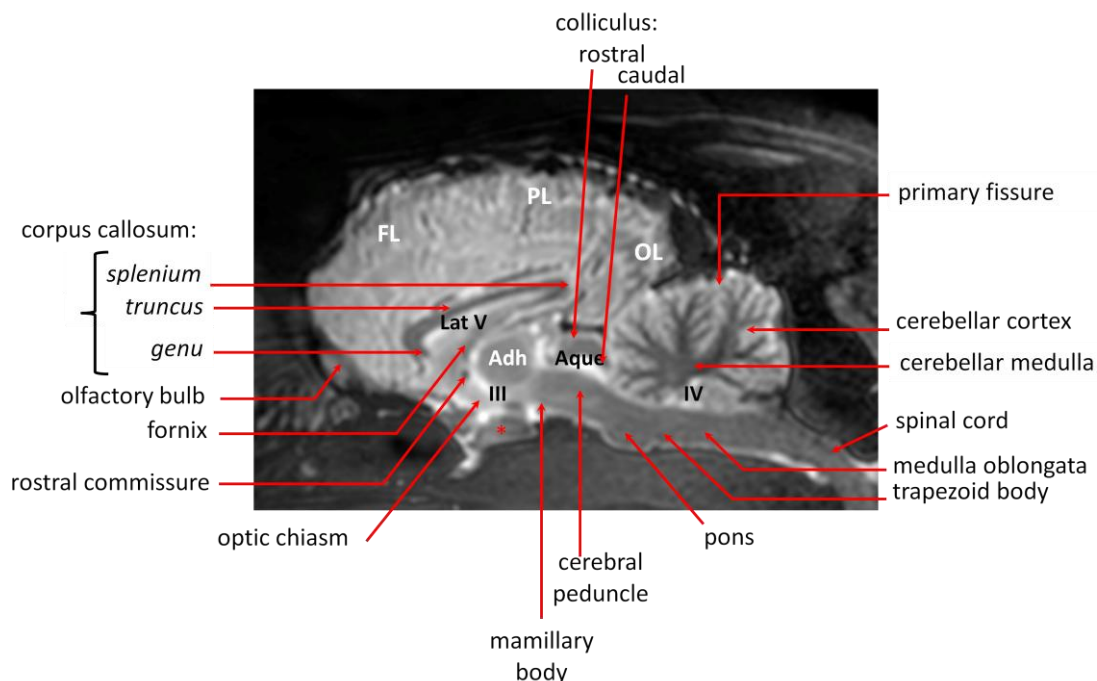


Figure 75 - Coupe sagittale pondérée en T2. FL : Frontal Lobe (lobe frontal) ; PL : Parietal Lobe (lobe pariétal) ; OL : Occipital Lobe (lobe occipital) ; Adh : Adhésion interthalamique ; Aque : Aqueduc mésencéphalique ; III : Troisième ventricule ; IV : Quatrième ventricule

Cette coupe médiane permet de visualiser le système ventriculaire dans son intégralité, et le LCS est nettement distinguable.



La comparaison entre coupes macroscopiques anatomiques et images IRM révèle que les premières images apportent de façon générale un niveau de détails anatomique plus élevé que celles obtenues par résonance magnétique. Toutefois, la résolution de l'image offre une quantité et une qualité d'information significatives.

### **3.3.6 Séquences IRM**

Les séquences IRM utilisées permettent d'identifier la plupart des structures anatomiques de l'encéphale grâce à l'excellent contraste obtenu entre la substance grise, la substance blanche et les ventricules.

Sur les images pondérées en T1, le tissu cérébral renvoie un signal d'intensité moyenne. La substance grise apparaissant grise, légèrement plus foncée que la substance blanche qui apparaît plus blanche. Ainsi, elle fournit une excellente représentation anatomique de l'encéphale et des structures associées. Le LCS inclus dans les systèmes ventriculaires et dans l'espace sous-arachnoïdien renvoie un signal de faible intensité.

Les images pondérées en T2 offrent une résolution en contraste excellente entre la substance grise, la substance blanche et les structures ventriculaires. La substance blanche apparaît hypo-intense en comparaison avec la substance grise. Le LCS possède un signal de forte intensité et apparaît blanc lumineux dans les ventricules et dans l'espace sous-arachnoïdien. La pondération en T2 permet ainsi une meilleure résolution en contraste que la pondération en T1, bien que la résolution spatiale soit meilleure en T1.

La surface des gyrus (circonvolutions cérébrales) et des sulcus (sillons cérébraux) sont facilement distinguables sur toutes les images, ainsi que les structures plus profondes dans le cortex frontal, la capsule interne, le striatum, le thalamus, le cervelet et le tronc cérébral.

Les images en pondération FLAIR n'ont, dans notre cas, fourni aucune information supplémentaire. Elles ne sont donc pas incluses dans cet atlas. Le rôle de cette séquence est d'annuler le signal de tout liquide (LCS, hémorragie, œdème etc.) mais, dans notre cas, le LCS avait par exemple un signal de forte intensité. Il est fort probable que cela soit dû au fait que l'examen soit réalisé post-mortem.

## **3.4 Discussion**

L'examen IRM haut champ reste aujourd'hui un examen rarement réalisé par les vétérinaires équins. Ceci s'explique principalement par le manque d'accessibilité à ce type de machines et par le prix très élevé de l'examen. De plus, cet examen n'est que très peu prescrit, car la lecture des résultats est très délicate et nécessite d'être envoyée à des imageurs professionnels ayant une expérience dans ce domaine très spécifique et peu développé, actuellement peu nombreux. Il n'existe actuellement pas de support détaillé de référence nécessaire aux vétérinaires équins pour se familiariser avec les images cérébrales IRM, et ainsi faciliter l'interprétation des images de cas cliniques. Néanmoins, plusieurs facteurs nous incitent à prévoir une démocratisation de l'usage de l'IRM en médecine équine, au moins dans le domaine de la recherche.

D'une part, nous constatons une confrontation de plus en plus régulière des vétérinaires équins aux diagnostics neurologiques, notamment sur les chevaux de grande valeur économique. D'autre part, le développement technologique d'aimants de plus en plus puissants, combiné avec la qualité grandissante des images obtenues, nous confronte à une excellence opérationnelle et se traduit par la popularisation de l'utilisation de cet outil d'imagerie.

Ces prévisions sont de bon augure, car tous les domaines où l'IRM a été intégrée ont connu un développement exponentiel en neurosciences. C'est pourquoi il est conféré à l'IRM une notoriété importante dans le monde de la recherche scientifique (cf. paragraphe 1.8).

Actuellement, la recherche en neurologie équine ne voit que très peu de nouvelles avancées publiées. En outre, face à l'émergence de nouvelles techniques d'imagerie innovantes, notamment en médecine humaine et en parallèle en médecine canine, il semble nécessaire de développer ces capacités également dans le secteur de la médecine équine. Cela peut représenter un enjeu important de la médecine vétérinaire équine. En effet l'exigence des clients tend à augmenter dans un monde où nous pouvons prétendre entreprendre des chirurgies à cœur ouvert sur petits animaux, ou encore à l'utilisation de biomatériaux pour des remplacements partiels de cornée en ophtalmologie équine. Il est important pour le milieu vétérinaire de toujours travailler en parallèle des avancées en recherche médicale humaine, afin de pouvoir proposer les meilleurs diagnostics possibles, voire les meilleurs traitements. Il convient d'être apte à répondre à cette demande grandissante.

C'est dans cette démarche qu'a débuté ce travail de thèse. En créant cet atlas IRM haut champ d'encéphale de cheval avec les machines les plus puissantes actuellement utilisées en cliniques humaines, nous espérons apporter une contribution au développement des neurosciences équines.

Notre étude vient donc s'ajouter à la littérature scientifique actuelle et s'inscrit dans une démarche de progression en imagerie équine. Comme vu précédemment, il n'y a, à notre connaissance, que deux études récentes et un ouvrage analysant l'anatomie de l'encéphale du cheval sain par résonance magnétique :

- l'article de Arencibia et al. de 2001 et l'ouvrage de Murray et al. de 2011 présentent des images 1.5 Tesla dans les trois plans de l'espace (et la dernière ne présente aucune section anatomique comparative). Notre étude apporte un plus haut degré de détail anatomique grâce à une puissance supérieure (3 Tesla) et donc à une meilleure résolution spatiale. Cette meilleure qualité des images contribue à un enrichissement de la littérature vétérinaire en publications sur l'IRM 3 Tesla.
- l'étude de Stuckenschneider et al. de 2014 repose sur l'utilisation d'une machine IRM 3 Tesla. Elle présente en détail les meilleurs paramétrages pour une utilisation de la machine en un temps d'examen acceptable pour les équidés. Elle fournit quelques exemples illustrés. Cependant cette étude ne fournit que quatre différentes coupes de l'encéphale.

Notre travail est plutôt orienté sur l'identification d'un maximum de structures anatomiques de l'encéphale visibles à l'IRM 3 Tesla. A travers celui-ci, nous présentons une liste plus exhaustive de coupes de l'encéphale sous les différents plans. Cependant, face aux difficultés d'accès aux IRM très haut champ aptes à recevoir des équidés, notre étude porte sur une tête imagée ex-vivo. Elle possède donc les inconvénients liés à l'utilisation d'un cadavre (perte de contraste entre la substance blanche et la substance grise en pondération T1, difficulté à visualiser le LCS en pondération T2, difficulté à visualiser les grands vaisseaux sanguins en pondération T2 etc.). En optimisant le délai entre l'examen d'imagerie et l'euthanasie de la jument (inférieur à 4 h), ces inconvénients ont été diminués au maximum et le contraste obtenu en pondération T1 est satisfaisant.

L'ensemble de nos images ont été réalisées en adéquation avec ce qui a déjà été décrit dans la littérature scientifique, ce qui en fait un document de référence. Toutefois, le fait que notre étude porte sur l'encéphale d'une seule tête de cheval constitue une limite de l'étude. Pour pallier à cette faiblesse, nous avons confronté nos images aux coupes anatomiques macroscopiques réalisées sur les cerveaux d'autres chevaux. Cette comparaison a mis en évidence une excellente corrélation entre les différentes structures.

Nous pouvons donc conclure que l'encéphale étudié peut être considéré comme une référence et peut prétendre à servir de support pour un atlas. D'autre part, pour des raisons éthiques, l'utilisation d'une unique tête de cheval apparaît préférable.

Par contre, il serait intéressant de disposer de davantage de données provenant d'examen IRM haut champ sur chevaux vivants. Ce travail n'est actuellement possible, pour des raisons matérielles, que dans une clinique en Europe, située en Allemagne à l'Université Vétérinaire de Hanovre (Stuckenschneider *et al.* 2014). Il pourrait également être intéressant de disposer plusieurs antennes simultanément sur la tête à examiner, afin d'agrandir le champ de vision et ainsi s'affranchir de la perte de résolution que nous obtenons sur l'encéphale rostralement et caudalement.

## CONCLUSION

L'obtention de clichés IRM haute résolution et la comparaison des coupes anatomiques avec ces mêmes clichés IRM a rendu possible la création de cet atlas détaillé. La compréhension du phénomène physique de résonance magnétique et du rôle des différentes séquences utilisées nous a permis de mieux appréhender l'utilisation et l'interprétation de ces images IRM haute résolution.

L'IRM cérébrale représente aujourd'hui un examen complémentaire idéal dans l'exploration du système nerveux central. Cette technologie a l'avantage d'être non invasive et de n'émettre aucune radiation dangereuse. Il s'agit cependant d'un examen onéreux et dont l'application à l'encéphale nécessite une anesthésie générale, ce qui en limite l'usage. L'utilisation d'IRM cérébrale 1.5 Tesla pour les équidés vient de démarrer et devrait devenir accessible en 2016 en France avec l'achat d'une IRM haut champ par le CIRALE.

Disposer d'images de référence de qualité des différentes formations anatomiques est un atout critique pour l'interprétation des images d'IRM. Ces images de référence, obtenues avec une machine 3 Tesla non encore disponible en clinique vétérinaire, permettent de plus d'appliquer les progrès de la médecine humaine à la médecine équine et de participer à la recherche.

Nous savons aujourd'hui que le cerveau a la capacité de s'adapter, voire de se réparer. Un enjeu essentiel sera de reconnaître et d'analyser l'impact des traitements sur l'encéphale. Il serait ainsi intéressant d'évaluer par exemple l'effet du pergolide lors de Dysfonctionnement de la *Pars Intermedia* de l'Hypophyse (DPIH) sur la taille de l'hypophyse.

Cette étude démontre à l'évidence que l'usage de machines IRM puissantes présente des perspectives extraordinairement prometteuses pour le développement de la neuroscience en médecine équine. Il reste à souhaiter que la généralisation de cette technologie, tant en médecine humaine qu'en médecine équine, permettra rapidement d'en abaisser les coûts à un niveau acceptable pour les propriétaires d'équidés.

**AGREMENT SCIENTIFIQUE**

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

Je soussigné, MOGICATO Giovanni, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **MONTEIL Sophie** intitulée « **Encéphale du cheval sain : comparaison coupes anatomiques et images par résonance magnétique haut champ 3 Tesla.** » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 19 juin 2015  
Docteur MOGICATO Giovanni  
Enseignant chercheur  
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse



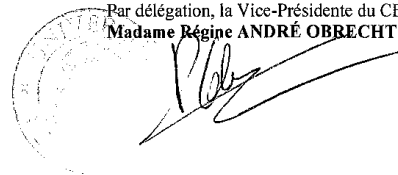
Vu :  
La Directrice de l'Ecole Nationale  
Vétérinaire de Toulouse  
Isabelle CHMITTELIN



Vu : 2017/15  
Le Président du jury :  
Professeure Isabelle BERRY



Vu et autorisation de l'impression :  
Le Président de l'Université  
Paul Sabatier  
Professeur Bertrand MONTHUBERT  
Par délégation, la Vice-Présidente du CEVU  
Madame Régine ANDRÉ OBRECHT



Conformément à l'Arrêté du 20 avril 2007, article 6, la soutenance de la thèse ne peut être autorisée qu'après validation de l'année d'approfondissement.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- ARENCEBIA A., VAZQUEZ J.M., RAMIREZ J.A., RAMIREZ G., VILAR J.M., RIVERO M.A., ALAYON S., GIL F. (2001) Magnetic resonance imaging of the normal equine brain, *Vet Radiol & Ultrasound*, **42**, 405-408
- AUDIGIE F, TAPPREST J, GEORGE C, DIDIERLAURENT D, FOUCHER N, FAURIE F, HOUSSIN M, DENOIX J.M. (2004) Magnetic resonance imaging of a brain abscess in a 10-month-old filly, *Vet Radiol & Ultrasound*, **45**, 210-215
- BARONE R., BORTOLAMI R. (2004) *Anatomie comparée des mammifères domestiques Tome 6 Neurologie I Système nerveux central*, Paris, France, Vigot Frères, 652p. ISBN : 978-2-7114-8194-1
- CHAFFIN MK, WALKER MA, McArthur NH, PERRIS EE, MATTHEWS NS. (1997) Magnetic resonance imaging of the brain of normal neonatal foals, *Vet Radiol & Ultrasound*, **38**, 102-111
- CHU de Liège. *Présentation des avantages de l'IRM 3 Tesla en neuroimagerie par le Dr Jea-Flor*
- Clinique Equine de Livet. *Présentation de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) chez le cheval*. Disponible sur : <http://www.hallmarq.net> (consulté le 09/10/2015)
- COLAMONICO C. (2015). Apport de l'IRM et de la tomodensitométrie dans le diagnostic des affections de l'oreille chez les carnivores domestiques. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Paul Sabatier de Toulouse, 153p.
- DE LA FARGE S (2009). *Les techniques de saturation de graisse en imagerie par résonance magnétique, étude expérimentale chez le cheval*. Thèse de doctorat vétérinaire, Faculté de médecine de Créteil, 84p.
- DURHAM A.E., GEOR R.J., IRELAND J.L., MCGOWAN C.M., SCHOTT H.C. (2014). Science-in-brief: Report from the Second European Equine Endocrinology Symposium, *Eq.Vet. J.*, **46**, 525-528
- ELLIOTT CRB, MACCOWAN CL. (2012) Nigropallidal encephalomalacia in horses grazing *Rhaponticum repens* (creeping knapweed), *Aust. Vet.J.*, **90**, 151-154
- FALQUE L (2010). *IRM du carpe chez le cheval : images de références*. Thèse de doctorat vétérinaire, Faculté de médecine de Créteil, 62p.
- FERRELL EA, GAVIN PR, TUCKER RL, SELTON DC, HINES MT (2002) Magnetic resonance for evaluation of neurologic disease in 12 horses, *Vet Radiol & Ultrasound*, **43**, 510-516
- FUSELLIER M. (2010). Lors de suspicion d'affection de l'encéphale, scanner ou IRM ? *Le Point Vet.*, **306**, p. 3
- GALANAUD D. (2013). Quelle imagerie pour explorer les pathologies cérébrales ? In : Entretiens de Bichat, 28 sept. 2013, salle 353, Le Palais des Congrès de Paris.
- GONCALVES R, MALALANA F, McCONNELL JF, MADDOX T. (2015) Anatomical study of cranial nerve emergence and skull foramina in the horse using magnetic resonance imaging and computed tomography, *Vet Radiol & Ultrasound*, **00**, 1-7
- GRANGER N, THIBAUD J-L, BLOT S (2005) Les indications de l'IRM en neurologie *Le point Vétérinaire*, **252**, 68-73

- GRAY LC, MAGDESIAN KG, STURGES BK, MADIGAN JE (2001) Suspected protozoal myeloencephalitis in a two-month-old colt, *Vet Rec*, **149**, 269-273
- HAGMANN P. (2005) *From diffusion MRI to brain connectomics*. Thèse de doctorat en Sciences, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne.
- HALLMARQ VETERINARY IMAGING LTD. *Hallmarq Veterinary Imaging* [en ligne]. Disponible sur : <http://www.hallmarq.net> (consulté le 15/08/2015).
- HOA D., MICHEAU G., GAHIDE E., LE BARS E., TAOUREL P. (2008). *L'IRM pas à pas*. Editions Sauramps Médical, 267p.
- HOERLEIN B.F. (1978). *Canine Neurology*. 3e édition. Philadelphia: WB Saunders Company. 791p. ISBN: 978-0-721647-12-8
- HOLMES SP. (2014) Equine skull magnetic resonance imaging: The where, when and why? *Eq. Vet. Ed.*, **26**, 605-609
- INTERNATIONAL COMMITTEE ON VETERINARY GROSS ANATOMICAL NOMENCLATURE, Hannover (Allemagne), Columbia (Etats-Unis), Ghent (Belgique), Sapporo (Japon). (2012) *Nomina Anatomica Veterinaria*. 5e édition. WAVA 177p. ISBN : 978-0-960044-47-4
- JAHNS H., CALLANAN J.J., McELROY M.C. (2006). Age-related and non-age-related changes in 100 surveyed horse brains, *Vet. Pathol*, **43**, 740-750
- JAVISCA LH, WATSON E, MACKAY RJ. (2008). What is your diagnosis? Equine protozoal myeloencephalitis, *J. Am. Vet. Med. As.*, **232**, 201-204
- KASTLER B., VETTER D. (2011). *Comprendre l'IRM, Manuel d'auto-apprentissage*. 7e édition. Elsevier Masson, 408 p. ISBN: 978-2-2947-1044-5
- KLEITER M, KNEISSL S. (1999). Evaluation of Magnetic Resonance Imaging Techniques in the Equine Digit, *Vet Radiol & Ultrasound*, **40**, 15-22
- LABRUYERE J., SCHWARZ T. (2013). CT and MRI in veterinary patients: an update on recent advances, *Practice November/December 2013*, **35**, 546-536
- LACROIX D. (2008). *Encéphale du chien : réalisation de coupes IRM chez l'animal sain. Contribution à l'élaboration d'un atlas de référence*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Paul Sabatier de Toulouse, 206p.
- LAVAUD A. (2013). *Mise au point d'un atlas en ligne tomодensitométrique et IRM de l'encéphale du chien sain*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Paul Sabatier de Toulouse, 66p.
- LUABA TSHIBANDA J.-F. (2006). *Avantages de l'IRM 3 Tesla en neuroimagerie*, CHU de Liège, disponible sur : [http://jl.domec.free.fr/siteDjl\\_fichiers/TP-cours\\_STIDD/TSTIDD/TSTIDD\\_ChampB\\_DiagnoMedic/%20CHU-LiegeIRM3tesla.pdf](http://jl.domec.free.fr/siteDjl_fichiers/TP-cours_STIDD/TSTIDD/TSTIDD_ChampB_DiagnoMedic/%20CHU-LiegeIRM3tesla.pdf) (consulté le 11/07/2015)
- MAHEUT M., VELEINE T. (2006) IRM : différenciation des gammes, diversification des applications ! *J. Radiol*, **87**, 910-918

- McFARLANE D., MILLER L.M., CRAIG L.E., DYBDAL N.O., HABECKER P.L., MILLER M.A., PATTERSON J.S., CRIBB A.E. (2005). Agreement in histologic assessments of the pituitary *pars intermedia* in aged horses, *Am. J. Vet. Res*, **66**, 2055-2059
- McKNIGHT A., MANDUCA A., FELMEE J., ROSSMAN P., McGEE K., EHMAN R. (2004). Motion-correction techniques for standing equine MRI, *Vet Radiol & Ultrasound*, **45**, 513-519
- MESSE A (2010). *Caractérisation de la relation structure-fonction dans le cerveau humain à partir de données d'IRM fonctionnelle et de diffusion : méthodes et applications cognitive et clinique*. Thèse de doctorat en Sciences, Université de Nice – Sophia Antipolis, 222p.
- MURRAY RC (2011). *Equine MRI*. New Market: Blackwell Publishing Ltd. 610p. ISBN: 978-1-4051-8304-8
- NAZARIAN B. (2002). Imagerie médicale 3D : visualisations, segmentations et reconstructions (CNRS), disponible sur : <http://bnazarian.free.fr/MyUploads/ImagerieMedicale3D.pdf> (consulté le 11/07/2015)
- OLIVE J., D'ANJOU M.-A. (2008). Comparatif des systèmes d'imagerie par résonance magnétique chez le cheval. *Prat. Vet. Eq.*, **40**, 47-56
- PATTANY P.M. (2004). 3T MR imaging: the pros and cons. *Am. J. Neuroradiol*, **25**, 1455-1456
- PEASE A.P., SCHOTT H.C., HOWEY E.B., PATTERSON J.S (2011). Computed Tomographic Findings in the Pituitary Gland and Brain of Horses with Pituitary Pars Intermedia Dysfunction, *J. Vet. Intern. Med*, **25**, 1144-1151
- POOLEY R.A. (2006). AAPM/RSNA physics tutorial for residents: fundamental physics of MR imaging. *Radiographics* **25**, 1087-1099
- RUTT BK, LEE DH (1996). The impact on field strength on image quality in MRI, abstract. *J Magn Reson Imaging*, **6**, 57-62
- SANDERS SG, TUCKER RL, BAGLEY RS, GAVIN PR (2001) Magnetic resonance imaging features of equine nigropallidal encephalomalacia, *Vet Radiol & Ultrasound*, **42**, 291-296
- SCRIVANI PV. (2011) Advanced Imaging of the Nervous System in the Horse, *Vet Clin North Am Equine Pract*, **27**, 439-453
- SILVAIN C. (2012). *IRM debout et affections de la région du boulet chez le cheval : étude rétrospective de cas rencontrés au pôle équin du campus vétérinaire de Lyon (2009-2011)*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Claude-Bernard, 151p.
- STEINLIN M, DIRR R, MARTIN E, BOESCH C, LARGO RH, FANCONI S, BOLTSHAUSER E. (1991). MRI following severe perinatal asphyxia : Preliminary experience, *Pediatric Neurology*, **7**, 164-170
- STUCKENSCHNEIDER K., HELDIGE M., FEIGE K., GASSE H. (2014) 3-T magnetic resonance imaging of the equine brain in healthy horses – Potentials and limitations, *Pferdeheilkunde*, **30**, 657-670
- STUCKEY S.L., GOH T.D., HEFFERNAN T, ROWAN D. (2007). Hyperintensity in the subarachnoid space on FLAIR MRI, *AJR Am J Roentgenol*, **4**, 21-913
- TESSIER C., BRÜHSCHWEIN A., LANG J., KONAR M., WILKE M., BREHM W., KIRCHER P. (2013). Magnetic resonance imaging features of sinonasal disorders in horses, *Vet Radiol & Ultrasound*, **54**, 54-60



- THRALL D.E. (2013). Principles of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. In *Textbook of veterinary diagnostic radiology*. 6<sup>th</sup> Edition. J. St Louis, Missouri, USA: Elsevier Saunders, p. 50-73
- TUCKER R, GARRETT K, REED S, MURRAY RC (2011). The head. In *Equine MRI*. New Market: Blackwell Publishing Ltd. 610p. Chapter 19, p. 467-488
- TUCKER R.L., GAVIN P.R. (1996). Brain imaging, *Vet. Clin. North Am. Small Anim Pract.*, **26**, 735-758
- TSUCHIYA K., KATASE S., YOSHINO A., HACHIYA J. (2001). FLAIR MR imaging for diagnosis intracranial meningeal carcinomatosis, *AJR Am J Roentgenol*, **6**, 8-1585
- VAZQUEZ J.M., RIVERO M., RAMIREZ J.A., RAMIREZ G., VILAR J.M., ARENCIBIA A. (2001) Magnetic resonance imaging of two normal equine brains and their associated structures, *Vet Record*, **148**, 229-232
- VENZKE WG. (1975). Equine endocrinology. In *Sisson and Grossman's The Anatomy of the domestic Animals*. Getty R. (ed.) Philadelphia : WB Saunders.
- WERPY N. (2007). Magnetic resonance imaging of the equine patient: a comparison of high and low-field systems, *Clin Tech Equine Pract*, **6**, 37-45

# ANNEXES

## Annexe 1 - Lexique

Nom anglais - Nom Français – *Nom latin*

*Amygdala*- *Amygdala* - *Amygdala*

Arachnoïd space – Espace arachnoïdien – *Arachnoidea encephali*

Caudal culliculus – Colliculus caudal – *Colliculus caudalis*

Caudal cerebellar peduncle – Pédoncule cérébelleux - *Pedunculus cerebellaris caudalis*

Caudate nucleus – Noyau caudé – *Nucleus caudatus (Corpus striatum)*

Cerebellar hemisphere – Hemisphere cerebral – *Hemispherium cerebelli*

Cerebral cortex – Cortex cérébral – *Cortex cerebrum*

Cerebral peduncle – Pédoncule cérébral – *Pedunculus cerebrum (Sectiones ponti)*

Cerebral white matter – Substance blanche – *Substantia alba*

Cerebellum – Cervelet - *Cerebellum*

Cingulate gyrus – Gyrus cingulaire – *Gyrus cinguli (Neopallium)*

Clastrum- *Clastrum* – *Clastrum (Corpus striatum)*

Coronal radiation – Corona radiata - *Corona radiata (Sectiones neopallii)*

Corpus callosum – Corps calleux – *Corpus callosi*

External capsule – Capsule externe - *Capsula externa (Corpus striatum)*

Fornix – Fornix - *Fornix*

Fourth ventricle – Quatrième ventricule – *Ventricularis quartus*

Geniculate body – Corps géniculé – *Corpus geniculatum*

Genu of corpus callosum – Genou du corps calleux – *Genu corporis callosi (Corpus callosum)*

Globus pallidus - *Globus pallidus* - *Globus pallidus (Pallidum - Corpus striatum)*

Gyrus dentatus – Gyrus denté – *Gyrus dentatus (Pars limbica rhinencephali)*

Hippocampus – Hippocampe – *Hippocampus (Pars limbica rhinencephali)*

Internal capsule – Capsule interne – *Capsula interna (Corpus striatum)*

Interthalamic adhesion – Adhésion interthalamique – *Adhesio interthalamica (Diencephalon)*

Lateral ventricle – Ventricule latéral – *Ventriculus lateralis*

Lateral rhinal fissure – Fissure rhinale latérale – *Sulcus rhinalis lateralis*

Longitudinal fissure – Fissure longitudinale - *Fissure longitudinalis*

Mamillary body – Corps mamillaire - *Corpus mamillare (Hypothalamus)*

Medulla oblongata – Moelle allongée – *Medulla oblongata*

Mesencephalic aqueduct – Aqueduc mésencéphalique - *Aqueductus mesencephali*

Oculomotor nucleus – Noyau oculomoteur – *Nucleus motorius n. oculomotoria*

Olfactory bulb – Bulbe olfactif – *Bulbus olfactorius (Pars basalis rhinencephali)*

Olfactory tubercle – Tubercule olfactif – *Tuberculum olfactorium (Pars basalis rhinencephali)*

Olfactory tract – Tractus olfactif – *Tractus olfactorius (Pars basalis rhinencephali)*

Olfactory ventricle – Ventricule olfactif – *Ventriculus olfactorius*

Optic chiasm – Chiasma optique – *Chiasma opticum (Hypothalamus)*

Optic nerves – Nerf optique – *Nervus opticus*

Optic tract – Tractus optique- *Tractus opticus (Hypothalamus)*

Paramedian lobule – lobule paramédian - *Lobulus paramedianus*

Periaqueductal gray – Substance grise périaqueduc - *Substantia grisea centralis*

Piriform cortex – Cortex piriform - *Piriformis cortex*  
Pons – Pont – *Pons (Cerecellum)*  
Primary fissure – Fissure primaire – *Fissura prima*  
Putamen – Putamen – *Putamen (Corpus striatum)*  
Pyramidal tract – Tractus pyramidal – *Tractus pyramidalis (sectiones mesencephali)*  
Reticular formation – formation réticulaire – *formatio reticularis*  
Rostral colliculus – Colliculus rostral - *Colliculus rostralis*  
Rostral commissure – Commissure antérieure - *Commissura rostralis*  
Rostral medullary velum – Voile médullaire rostral – *Velum medullare rostrale*  
Semioval center – Centre semi-ovale – *Centrum semiovale (sectiones neopallii)*  
Septum pellucidum - Septum pellucidum - *Septum pellucidum*  
Spinal cord – Moelle épinière – *Medulla spinalis*  
Splenium corpus callosum – Splenium du corps calleux – *Spleniumcorporis callosi (Corpus callosum)*  
Substantia nigra – Substance noire - *Substantia nigra*  
Thalamus – Thalamus - *Thalamus*  
Third ventricle – Troisième ventricule – *Ventricularis tertius*  
Trapezoid body – Corps trapézoïde - *Corpus trapezoideum (Sectiones pontis)*  
Truncus corpus callosum – Tronc du corps calleux - *Truncus corporis callosi (Corpus callosum)*  
Vermis – Vermis - *Vermis*

## Annexe 2 - Certificat d'autorisation d'expérimenter sur des animaux vertébrés vivants



PREFECTURE DE LA HAUTE-GARONNE

Direction Départementale  
de la Protection des Populations  
de la Haute-Garonne

### CERTIFICAT D'AUTORISATION D'EXPERIMENTER SUR ANIMAUX VERTÉBRÉS VIVANTS

Code rural articles R.214-93 et R. 214-99 à R. 214-102  
relatif à l'expérimentation animale  
Arrêté du 19 avril 1988 modifié  
fixant les conditions d'attribution de l'autorisation de pratiquer des expériences sur les animaux

NUMERO DE L'AUTORISATION : 311255507

Docteur **MOGICATO Giovanni**  
*Ecole Nationale Vétérinaire*  
23, chemin des Capelles  
BP 87614  
31076 TOULOUSE Cédex 3

est autorisé à réaliser des expériences sur animaux vertébrés vivants dans les conditions suivantes :

#### DOMAINES D'ACTIVITE :

- Recherche Fondamentale ;
- Recherche zootechnique et médicale vétérinaires ;
- Essais d'efficacité ou d'innocuité de médicaments, d'autres substances chimiques ou de produits biologiques ;
- Diagnostic ;
- Enseignement Supérieur .

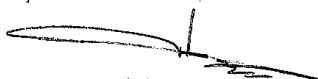
#### TYPES DE PROTOCOLES EXPERIMENTAUX MIS EN OEUVRE ET ESPECES ANIMALES UTILISEES :

- **Interventions chirurgicales:**  
Souris, Rats, Chiens, Chats, Ruminants Domestiques, Equidés Domestiques ;
- **Administration de substances sur animaux vigiles:**  
Souris, Rats, Chiens, Chats, Ruminants Domestiques, Equidés Domestiques ;
- **Examens cliniques sur animaux vigiles :**  
Souris, Rats, Chiens, Chats, Ruminants Domestiques, Equidés Domestiques ;
- **Examens cliniques sur animaux anesthésiés :**  
Souris, Rats, Chiens, Chats, Ruminants Domestiques, Equidés Domestiques ;
- **Euthanasie des animaux en vue d'examens et / ou de prélèvements :**  
Souris, Rats, Chiens, Chats, Ruminants Domestiques, Equidés Domestiques ;
- **Administration de substances sur animaux anesthésiés:**  
Souris, Rats, Chiens, Chats, Ruminants Domestiques, Equidés Domestiques ;
- **Prélèvements sur animaux vigiles :**  
Souris, Rats, Chiens, Chats, Ruminants Domestiques, Equidés Domestiques ;
- **Prélèvements sur animaux anesthésiés :**  
Souris, Rats, Chiens, Chats, Ruminants Domestiques, Equidés Domestiques ;

Autorisation valable jusqu'au : **3 février 2017**  
RENOUVELABLE SUR DEMANDE ECRITE ADRESSEE EN RECOMMANDE AVEC AVIS DE RECEPTION

Fait à TOULOUSE le 3 février 2012

*L'Adjoint au Chef de Service santé et protection animales  
protection de l'environnement*

  
Dr Michel TOULZE

Toulouse, 2015

**NOM : MONTEIL    PRENOM : Sophie**

**TITRE : ENCEPHALE DU CHEVAL SAIN - COMPARAISON COUPES ANATOMIQUES ET IMAGES PAR  
RESONANCE MAGNETIQUE HAUT CHAMP 3 TESLA**

**RESUME** : Aujourd'hui l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est la technique d'imagerie de référence pour l'examen du système nerveux central (SNC) chez les humains comme chez les animaux. L'objectif de cette thèse est de proposer un atlas de l'anatomie normale de l'encéphale de cheval adulte sain à l'aide de coupes IRM haute résolution utilisant les relaxations T1 et T2 et de coupes anatomiques. Dans une première partie, les principes physiques à l'origine du signal de résonance magnétique nucléaire (RMN) sont définis, puis dans une seconde partie, l'utilisation de cet examen dans l'exploitation du système nerveux central (SNC) en médecine vétérinaire équine est développée. Enfin, l'auteur présente dans une troisième partie le protocole expérimental utilisé pour la réalisation des coupes anatomiques et des séquences IRM, ainsi que l'atlas comparatif entre les coupes anatomiques macroscopiques et les coupes haute résolution obtenues par IRM, pour finir par une discussion sur cette étude. Les images d'encéphale de cheval adulte sain ont été obtenues à l'aide d'une IRM 3,0 Tesla avec une antenne FLEX. Quatorze coupes pertinentes IRM ont été sélectionnées et légendées avec précision en utilisant des ouvrages d'anatomie et des études déjà publiées. L'atlas est disponible en anglais et contient un lexique en anglais, français et latin.

**MOTS-CLES** : Cheval ; Encéphale ; IRM ; Atlas

---

**TITLE : HEALTHY BRAIN HORSE – COMPARISON OF CROSS-SECTIONAL ANATOMY AND HIGH FIELD  
MAGNETIC RESONANCE IMAGES 3 TESLA**

**ABSTRACT** : Nowadays Magnetic Resonance Imaging (MRI) is the referential imaging technique for investigating the central nervous system (CNS) in humans as well as in animals. The purpose of the thesis is to provide a normal brain anatomy atlas of an healthy adult horse using high resolution MRI splits with T1 and T2 relaxations and cross sectional anatomy. The first part is dedicated to the physical principles underlying the nuclear magnetic resonance (NMR) signal and to MRI operations. The second part details the use of such examination on the central nervous system (CNS) in equine veterinary medicine. The third part details the experimental protocol used for making cross-sectional anatomy and MRI sequences, presents the atlas including the legends of the slices and shots, ending with a discussion about this study. The brain images of the adult healthy horse where obtained with a 3 Tesla MRI using a FLEX coil. Fourteen relevant IRM sections were selected and precisely labeled using anatomic texts and previously published studies. The atlas is available in English and includes a glossary of Latin nomenclature.

**KEY WORDS** : Horse ; Brain; MRI; Atlas