



ANNEE 2008 THESE : 2008 – TOU 3 - 4090

---

**ENCEPHALE DU CHIEN :  
REALISATION DE COUPES IRM  
CHEZ L'ANIMAL SAIN.  
CONTRIBUTION A L'ELABORATION  
D'UN ATLAS DE REFERENCE.**

**THESE**

Pour obtenir le grade de  
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement le 20 octobre 2008  
devant l'Université Paul Sabatier de TOULOUSE  
par*

**Déborah LACROIX**

*Née le 16 octobre 1983 à HIRSON (Aisne)*

---

Directeur de thèse : M. le Maître de Conférences Giovanni MOGICATO

---

**JURY**

**PRESIDENT :**

Mme Berry

Professeur à l'Université Paul Sabatier de TOULOUSE

**ASSESEURS :**

M. MOGICATO      Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

M. SAUTET        Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

**MEMBRE INVITE :**

M CONCHOU      AERC à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE



Ministère de l'Agriculture et de la Pêche  
ECOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE

**Directeur** : M. A. MILON

**Directeurs honoraires** : M. G. VAN HAVERBEKE  
M. P. DESNOYERS

**Professeurs honoraires**

M. L. FALIU	M. J. CHANTAL	M. BODIN ROZAT DE MENDRES NEGRE
M. C. LABIE	M. JF. GUELFY	
M. C. PAVAU	M. EECKHOUTTE	
M. F. LESCURE	M. D. GRIESS	
M. A. RICO	M. CABANIE	
M. A. CAZIEUX	M. DARRE	
Mme V. BURGAT	M. HENROTEAUX	

**PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE**

M. BRAUN Jean-Pierre, *Physique et Chimie biologiques et médicales*  
M. DORCHIES Philippe, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*  
M. EUZEBY Jean, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*  
M. TOUTAIN Pierre-Louis, *Physiologie et Thérapeutique*

**PROFESSEURS 1<sup>re</sup> CLASSE**

M. AUTEFAGE André, *Pathologie chirurgicale*  
Mme CLAUW Martine, *Pharmaco-Toxicologie*  
M. CORPET Denis, *Science de l'Aliment et Technologies dans les Industries agro-alimentaires*  
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 2<sup>e</sup> CLASSE**

Mme BÉNARD Geneviève, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*  
M. BERTHELOT Xavier, *Pathologie de la Reproduction*  
M. BOUSQUET-MELOU Alain, *Physiologie et Thérapeutique*  
M. CONCORDT Didier, *Mathématiques: Statistique, Modélisation*  
M. DUCOS Alain, *Zootéchnie*  
M. DUCOS DE LAHITTE Jacques, *Parasitologie et Maladies parasitaires*  
Mme GAYRARD-TROY Véronique, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*  
M. GUERRE Philippe, *Pharmacie et Toxicologie*  
Mme HAGEN-PICARD Nicole, *Pathologie de la Reproduction*  
M. LEFEBVRE Hervé, *Physiologie et Thérapeutique*  
M. LIGNEREUX Yves, *Anatomie*  
M. PICAVET Dominique, *Pathologie infectieuse*  
M. SANS Pierre, *Productions animales*  
Mme TRUMEL Catherine, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*

**INGENIEUR DE RECHERCHE**

M. TAMZALI Youssef, *Responsable Clinique Equine*

**PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE**

Mme MICHAUD Françoise, *Professeur d'Anglais*

M. SEVERAC Benoît, *Professeur d'Anglais*

**MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE**

M. JOUGLAR Jean-Yves, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

**MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)**

M. ASIMUS Erik, *Pathologie chirurgicale*

M. BAILLY Jean-Denis, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*

Mme BENNIS-BRET Lydie, *Physique et Chimie biologiques et médicales*

M. BERGONIER Dominique, *Pathologie de la Reproduction*

M. BERTAGNOLI Stéphane, *Pathologie infectieuse*

Mme BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle, *Biologie cellulaire et moléculaire*

Mlle BOULLIER Séverine, *Immunologie générale et médicale*

Mme BOURGES-ABELLA Nathalie, *Histologie, Anatomie pathologique*

M. BRUGERE Hubert, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*

Mlle CADIERGUES Marie-Christine, *Dermatologie*

M. CORBIERE Fabien, *Pathologie des ruminants*

Mlle DIQUELOU Armelle, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*

M. DOSSIN Olivier (DISPONIBILITE) *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*

M. FOUCRAS Gilles, *Pathologie du Bétail*

M. GUERIN Jean-Luc, *Elevage et Santé avicoles et cunicules*

M. JACQUIET Philippe, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*

M. JAEG Jean-Philippe, *Pharmacie et Toxicologie*

Mlle LACROUX Caroline, *Anatomie Pathologique des animaux de rente*

M. LYAZRHI Faouzi, *Statistiques biologiques et Mathématiques*

M. MATHON Didier, *Pathologie chirurgicale*

M. MEYER Gilles, *Pathologie des ruminants*

Mme MEYNAUD-COLLARD Patricia, *Pathologie Chirurgicale*

M. MOGICATO Giovanni, *Anatomie, Imagerie médicale*

M. MONNEREAU Laurent, *Anatomie, Embryologie*

Mlle PALIERNE Sophie, *Chirurgie des animaux de compagnie*

Mme PRIYMENKO Nathalie, *Alimentation*

Mme LETRON-RAYMOND Isabelle, *Anatomie pathologique*

Mme TROEGELER-MEYNADIER Annabelle, *Alimentation*

M. VOLMER Romain, *Microbiologie et Infectiologie*

M. VERWAERDE Patrick, *Anesthésie, Réanimation*

**MAITRES DE CONFERENCES CONTRACTUEL**

Mlle BUCK-ROUCH, *Médecine interne des animaux de compagnie*

M. CASSARD Hervé, *Pathologie du bétail*

M. DOUET Jean-Yves, *Ophthalmologie*

M. SEGUELA Jérôme, *Médecine interne des animaux de compagnie*

M. VERSET Michaël, *Chirurgie des animaux de compagnie*

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

Mlle BIBBAL Delphine, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*

M. CONCHOU Fabrice, *Imagerie médicale*

M. GIN Thomas, *Production et pathologie porcine*

M. LIENARD Emmanuel, *Parasitologie et maladies parasitaires*

M. NOUVEL Laurent, *Pathologie de la reproduction*

M. RABOISSON Didier, *Productions animales*

Mlle TREVENNEC Karen, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*



A notre Présidente de thèse,

**A Madame le Professeur BERRY Isabelle**

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier

*Biophysique*

qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse.

Hommages respectueux.

A notre jury de thèse,

**A Monsieur le Docteur MOGICATO,**

Maître de Conférences de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

*Anatomie, Imagerie Médicale*

qui s'est particulièrement investi dans l'élaboration de ce travail.

Qu'il trouve ici l'expression de notre reconnaissance et de notre profond respect

**A Monsieur le Professeur SAUTET**

Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

*Anatomie*

qui nous a aidé dans la réalisation de ce projet.

Sincère reconnaissance.

**A Monsieur le Docteur Fabrice CONCHOU**

Assistant d'Enseignement et de Recherche Contractuel de l'Ecole Nationale

Vétérinaire de Toulouse

*Imagerie Médicale*

Qui a accepté de participer à notre jury de thèse

Sincères remerciements.

**à mes parents,**

Pardonnez-moi pour tous mes doutes.

Merci d'avoir la confiance en l'avenir, en mon avenir, que je peine tant à avoir.

Merci de m'avoir fait comprendre que le bonheur n'est pas dans la maîtrise et la perfection.

Merci pour l'intérêt que vous avez manifesté pour mon travail.

Ces 7 années si particulières ont maintenant un sens.

**à mes frères,**

à **Samy**, merci de m'ouvrir l'esprit sur le vaste monde des maths et de l'informatique qui me semble parfois si obscur. Reste comme tu es : droit, intransigeant et épanoui. Savoure tes années d'étudiant. Vis-les dans l'insouciance.

à **Boris**, j'espère que tu vas trouver ta voie,... Ne laisse personne profiter de ta gentillesse... Ne change pas surtout, c'est tête en l'air qu'on voit le mieux le ciel et qu'on a le plus de chance d'y croiser une étoile... laisse-toi être un artiste.

**à Virginie et Bérengère,**

Vous avez été là dans les moments les plus difficiles sans me juger. Je n'oublierai jamais. Jamais. Eternelle reconnaissance. J'espère que notre amitié est celle d'une vie. Mais de ça, je n'en doute pas. Merci à toutes les deux d'avoir été là pour tous les bons, les très bons, moments qui ont suivi, en mangeant, en marchant, en flânant, en rêvant... et surtout, en riant.

Virginie, tout le courage du monde pour ton année d'internat et pour la suite ... .

Bérengère (et Johan), déjà, VIVE L'AVEYRON (ça, c'est fait...). Je suis sûre que tu seras la meilleure véto de nos chères vaches.

**à Carole,**

Merci d'avoir partagé avec moi les laborieux débuts en équine, mon besoin de balades bucoliques avec un chien et de mojitos ;-). Je ne doute pas que tu continueras à soigner ces fichus canassons. Bonne continuation et vive la psychanalyse, les blogs et les hommes ! A bientôt où que tu seras. Merci pour ce que tu sais.

**à Giovanni,**

Merci de m'avoir toujours soutenue, d'avoir supporté mon tempérament anxieux dans le travail, d'avoir donné très très généreusement de votre temps pour m'aider et pour les moments d'amitié passés ensemble. Merci de m'avoir épaulée avec toutes vos compétences au cours de cette thèse et pour votre enthousiasme dans le travail... Je vous souhaite de continuer votre brillante carrière et beaucoup de bonheurs dans votre vie.

à **Pierre** (et Frédérique), « mon ch'ti bizuth », pour avoir toujours été là et pour ta grande gentillesse,

à **Claire** (et Eric), à nos indélébiles souvenirs d'enfance, à notre avenir),

à **Adèle** (et Pierre), à nos délires de prépa, à nos interminables mails, à nos passions communes,



à **Aurélie**, à nos footings, parce qu'on peut compter sur toi

à Justine (et Abdel), Hélène, Séverine, Anne-Elizabeth, Aurélie, Marion, Jean-Philippe, Sophie, Rémy, Florence, Yannick, Emilie

Merci à tous ceux qui m'ont aidé dans la réalisation de cette thèse :

à **Isabelle Berry**, pour la réalisation des images un soir de février

à **Roger Lasserre**, pour nos journées de "découpage" et de coloration dans la joie et la bonne humeur

à **Jean Sautet**, pour ses conseils et pour son aide dans la mise en place des légendes

à **Laurent Monnereau**, un des initiateurs de ce projet

à tous ceux auxquels j'ai demandé du temps

à **mes grands-parents**,

Juliette (†) et Camille (†), je regretterai toute ma vie de ne pas avoir pu plus vous connaître.

Huguette et Guy, j'espère que vous êtes fiers de moi. Je n'oublierai pas mes racines. Merci d'être venus.

**à mes grands-parents « d'adoption »,**

Marie (†) et Georges (†), à jamais dans mon cœur.

Roxane et Michel, votre courage est un exemple pour moi.

Josée, pugnace, courageuse et douce face aux épreuves de la vie.

Tous les 3, je vous admire.

Merci à tous les amis de mes parents qui, par leur intermédiaire, m'ont toujours témoigné leur soutien.

Un merci particulier aux Docteurs Rénate Eiber et André Inion.

Merci au Docteur Jean-Pierre Urbain qui a fait parti de ceux qui m'ont transmis leur passion de l'imagerie médicale

Aux acteurs de ma vocation : Briac, Mélina et Ramsès, Barnabé, Dounia.

*à Cédric, l'Attendu, l'Inattendu. Merci pour ta patience et ton humour.  
Merci pour ta gentillesse, tes attentions et ta sincérité.  
Le reste nous appartient...*

## **ARSLONGAVITABREVIS**



# Sommaire

Introduction	p 19
<u>I Fonctionnement de l'IRM</u>	p 22
Introduction et notion élémentaire de magnétisme nucléaire	p 22
I.1. Le phénomène de résonance magnétique	p 22
I.1.1. Modèle classique du phénomène de résonance magnétique	p 23
I.1.2. Modèle quantique du phénomène de résonance magnétique	p 27
I.2. Les phénomènes de relaxation	p 29
I.2.1. La relaxation longitudinale ou T1 = relaxation spin-réseau	p 29
I.2.2. La relaxation transversale ou T2 = relaxation spin-spin	p 30
I.2.3. Notion de T2*	p 31
I.3. Contraste en T1, T2 et densité protonique ( $\rho$ ) : origine et interprétation	p 33
I.3.1. Influence du temps de répétition	p 33
I.3.2. Influence du temps d'écho	p 35
I.3.3. Applications	p 36
• séquence courte pondérée en T1	
• séquence longue pondérée en T2	
• pondération en densité de proton ou $\rho$	
• pondération en T1, T2 et $\rho$	
I.3.4. Limites d'action sur le TR et le TE	p 36
I.3.5. Principales caractéristiques des tissus en IRM	p 37
I.3.6. Interprétation du contraste selon la pondération de la séquence	p 37
I.3.7. Application au contraste du système nerveux central et en pathologie	p 38
I.4. Mesure du signal RMN	p 39
I.4.1. Equation du signal RMN	p 39

I.4.2. Caractéristiques du signal RMN	p 40
I.4.3. Réception du signal par l'antenne	p 40
I.4.4. Système d'acquisition du signal	p 41
I.5. Codage spatial du signal	p 41
I.5.1. Définitions préliminaires	p 41
I.5.2. Localisation spatiale du signal	p 41
I.6. Reconstruction de l'image	p 44
I.6.1. Notion de Plan de Fourier	p 44
I.6.2. Notion de transformée de Fourier	p 45
I.6.3. Propriétés du plan de Fourier	p 47
I.7. Les principales séquences utilisées et leur déroulement	p 48
I.7.1. La séquence de base : séquence d'écho de spin ou spin-écho (ES ou SE)	p 48
• <i>principe</i>	
• <i>contraste en écho de spin</i>	
I.7.2. Séquence d'écho de gradient	p 50
• <i>principe</i>	
• <i>contraste en imagerie d'écho de gradient</i>	
I.7.3. Séquence en Inversion récupération (IR)	p 51
I.7.4. Chronogrammes des événements d'une séquence IRM et durée d'acquisition	p 53
• <i>chronogramme des évènements (impulsions RF et trois gradients) dans une séquence écho de spin</i>	
• <i>chronogramme des évènements (impulsions RF et trois gradients) dans une séquence écho de gradient standard</i>	
• <i>durée d'une séquence = temps d'acquisition (Tac)</i>	
I.8. Imagerie rapide	p 55
I.8.1. Origine des temps long d'acquisition	p 55
I.8.2. Réduction du TR	p 55

<p>I.8.3. Réduction du nombre de mesures</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>réduction du nombre d'excitations</i></li> <li>• <i>réduction de la taille de la matrice</i></li> <li>• <i>réduction du champ de vue</i></li> </ul>	p 56
<p>I.8.4. Utilisation des propriétés du plan de Fourier</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>imagerie en demi-plan de Fourier</i></li> <li>• <i>séquences d'écho de spin rapide (RARE et dérivés)</i></li> <li>• <i>séquences d'écho de spin ultra rapide</i></li> <li>• <i>EPI : Echo Planar Imaging</i></li> </ul>	p 57
<p>I.8.5. Le mode multicoupe</p>	p 60
<p>I.8.6. Imagerie rapide par écho de gradient</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>réduction de l'angle de bascule</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ <i>séquences d'EGR avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle (spoiled gradient écho)</i></li> <li>○ <i>séquences d'EGR avec l'état d'équilibre de l'aimantation transversale résiduelle par gradient « rephaseur » seul (steady state coherent gradient écho)</i></li> <li>○ <i>séquence type d'état d'équilibre avec contraste renforcé en T2 (contrast enhanced steady state gradient echo)</i></li> </ul> </li> </ul>	p 60
<p>I.8.7. Techniques d'imagerie instantanée</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>écho de gradient « ultra-rapide »</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ <i>écho de gradient à l'équilibre avec gradients équilibrés</i></li> <li>○ <i>Snapshot Imaging</i></li> <li>○ <i>l'écho planar</i></li> </ul> </li> </ul>	p 61
<p>I.8.8. Les techniques d'acquisitions parallèles</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>acquisitions parallèles reconstruites dans le domaine image : technique SENSE ou équivalent</i></li> <li>• <i>acquisitions parallèles reconstruites dans le domaine fréquentiel : technique SMASH ou équivalent</i></li> </ul>	p 62
<p>I.9. Imagerie 3D</p>	p 63
<p>I.10. Imagerie de flux sanguin : l'angiographie par résonance magnétique (ARM)</p>	p 64
<p>I.10.1. Rappel : signal IRM du sang et des hématomes</p>	p 64
<p>I.10.2. Caractéristiques du flux sanguin flux</p>	p 64



<ul style="list-style-type: none"> <li>I.10.3. Les phénomènes de flux</li> <li>• <i>le phénomène de temps de vol</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ <i>absence de signal ; phénomène de sortie de coupe</i></li> <li>○ <i>phénomène d'entrée de coupe : renforcement paradoxal</i></li> </ul> </li> <li>• <i>variation de la phase des spins circulants</i></li> <li>• <i>erreur de localisation des fluides en mouvement</i></li> <li>• <i>exemple de correction des artéfacts liés aux phénomènes de flux</i></li> </ul>	p 65
<ul style="list-style-type: none"> <li>I.10.4. Angiographie par résonance magnétique</li> <li>• <i>ARM par temps de vol</i></li> <li>• <i>angiographie par soustraction - angiographie par contraste de phase</i></li> <li>• <i>ARM avec injection de produit de contraste</i></li> </ul>	p 67
I.10.5. Présentation et traitement de l'image en ARM	p 68
I.10.6. Méthodes pour améliorer en contraste en ARM	p 68
<b>I.11. Séquences de suppression tissulaire</b>	<b>p 68</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>I.11.1. Suppression de graisse</li> <li>• La séquence STIR</li> <li>• Technique de saturation sélective</li> <li>• Séquences dixon et dérivés</li> <li>• Méthode d'excitation de l'eau</li> </ul>	p 68
I.11.2. Suppression de liquide	p 71
I.11.3. Transfert d'aimantation	p 72
<b>I.12. Qualité de l'image en IRM</b>	<b>p 72</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>I.12.1. Critères de qualité de l'image</li> <li>• <i>Le rapport signal sur bruit</i></li> <li>• <i>Le contraste</i></li> <li>• <i>La résolution spatiale</i></li> <li>• <i>Les artéfacts</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ <i>les artéfacts liés au système IRM</i></li> <li>○ <i>les artéfacts liés au patient</i></li> </ul> </li> <li>• <i>le temps d'acquisition</i></li> </ul>	p 72
<ul style="list-style-type: none"> <li>I.12.2. Paramètres techniques influençant la qualité de l'image</li> <li>• <i>les paramètres non opérateurs dépendants</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ <i>paramètres inhérents aux tissus étudiés</i></li> <li>○ <i>paramètres dépendants du système</i></li> </ul> </li> </ul>	p 74

- *aimant*
  - *émetteur*
  - *gradient*
  - *antennes*
- *les paramètres opérateurs dépendants*
  - *les paramètres qui modifient le contraste*
  - *les paramètres qui ne modifient pas le contraste*
    - *épaisseur de coupe*
    - *champ de vue et matrice*
    - *nombre d'excitations*
    - *la bande passante du signal*

## I.13. Artéfacts en imagerie par résonance magnétique

p 77

I.13.1. Artéfacts métalliques p 77

I.13.2. Artéfacts de mouvement p 78

I.13.3. Artéfacts liés aux phénomènes de flux p 79

I.13.4. Artéfacts de troncature p 79

I.13.5. Aliasing p 80

I.13.6. Artéfacts de déplacement chimique p 81

I.13.7. Artéfacts de susceptibilité magnétique p 82

I.13.8. Phénomène d'excitation croisée p 82

I.13.9. Artéfacts liés à la technique p 82

- *artéfacts liés aux techniques d'imagerie ultra-rapide*
- *artéfacts liés aux antennes en réseau phasé*
- *artéfacts liés aux antennes en quadrature*  
*distorsion de l'image*
- *saturation du convertisseur analogique digital*
- *artéfact de radiofréquence*

I.13.10 Le phénomène de l'angle magique p 83

## I.14. Les produits de contrastes

p 84

I.14.2. Rappels sur la notion contraste p 84

I.14.2. Mode d'action et propriétés des produits de contraste p 84

- *les agents de contraste à effet T1 prédominant*
- *les agents de contraste à effet T2 prédominant*

I.14.3. Type de produits de contraste p 84

I.14.4. Indications des produits de contraste p 85

I.14.5. Modalités d'administration et tolérance p 85

I.15. Déroulement d'un examen	p 85
I.15.1. Installation et centrage	p 85
• <i>positionnement du patient et choix de l'antenne</i>	
• <i>centrage</i>	
I.15.2. Particularités des examens pédiatriques	p 86
I.16. Contre-indications et risques liés à l'examen IRM	p 86
I.16.1. Risques	p 86
I.16.2. Surveillance et précautions	p 87
I.16.3. Contre-indications	p 87
• <i>contre-indication absolue : le stimulateur cardiaque (pace-maker)</i>	
• <i>contre-indications relatives</i>	
I.17. Instrumentation IRM	p 88
I.17.1. Principaux éléments constitutifs de la machine	p 88
• <i>l'aimant principal</i>	
○ <i>les aimants résistifs</i>	
○ <i>les aimants permanents</i>	
○ <i>les aimants supraconducteurs</i>	
• <i>les bobines de gradient</i>	
• <i>les antennes</i>	
○ <i>les antennes de volume</i>	
○ <i>les antennes de surface</i>	
• <i>les autres organes de l'appareil</i>	
I.17.2. Règles de sécurité liées à l'instrumentation IRM	p 93
I.18. Le paramétrage d'une séquence	p 93
I.18.1. Programmation des séquences	p 94
• <i>Choix du plan de coupe</i>	
• <i>Choix du type de séquence</i>	
• <i>Choix des paramètres qui modifient le contraste : TR, TE, angle de bascule</i>	
• <i>Choix des paramètres qui ne modifient pas le contraste</i>	
○ <i>Epaisseur de coupe</i>	
○ <i>Champ de vue</i>	
○ <i>Matrice</i>	
○ <i>Nombre d'excitations</i>	
○ <i>Bande passante</i>	
• <i>Techniques particulières</i>	

I.18.2. Traitement des images – archivage	p 94
<b><u>II Matériel et méthodes - modalités d'obtention des images et des coupes anatomiques</u></b>	<b>p 98</b>
II. 1. Choix des animaux	p 98
II. 2. Protocole anesthésique	p 98
II. 3. Obtention et traitement des images	p 99
II. 4. Obtention des coupes anatomiques - protocole de dissection et de coloration	p 100
II. 4. 1. Sacrification	p 100
II. 4. 2. Extraction de l'encéphale [1,2]	p 101
II. 4. 3. Protocole de coloration de coupes épaisses d'encéphale	p 101
<b><u>III Atlas</u></b>	<b>p 106</b>
III.1. Mesures	p
106	
III.2. Coupes transversales	p
106	
III.3. Plans médians : tête et encéphale	p 132
III.4. Reconstructions 3D	p 135
<b><u>IV Discussion</u></b>	<b>p 137</b>

IV. 1. Choix de l'animal	p 137
IV. 2. Choix du protocole anesthésique	p 137
IV. 3. Choix des paramètres d'acquisition des images, 138 de l'antenne et des pondérations	p
IV.4. Choix des coupes et de la coloration utilisée	p 141
IV. 5. Choix du logiciel utilisé	p 141
IV. 6. Utilisation actuelle en neurologie de l'IRM et revue des travaux récemment publiés	p 141
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>le chien</i></li> <li>• <i>le cheval</i></li> <li>• <i>le chat</i></li> <li>• <i>le dromadaire</i></li> <li>• <i>le pigeon</i></li> <li>• <i>le renard</i></li> </ul>	
IV. 7. Perspectives d'avenir 143	p
<b>Conclusion</b>	p 145
<b>Table des illustrations</b>	p 148
<b>Références bibliographiques</b>	p 150

# Introduction

L'IRM, bien qu'encore peu usitée en Médecine Vétérinaire, voit son utilisation se développer ces dernières années tant cette technique d'exploration est puissante. Les performances diagnostiques de cet outil d'imagerie médicale méritent que l'on s'y intéresse pour apporter aux vétérinaires des années à venir une aide précieuse dans l'élaboration de leurs diagnostics.

Néanmoins, avant d'être un nouvel examen complémentaire utilisé en pratique courante, il est nécessaire pour les vétérinaires praticiens de posséder une bonne connaissance des images anatomiques normales obtenues par IRM.

Le but de cette thèse est donc d'apporter sa contribution à la réalisation d'un atlas de référence des images anatomiques de l'encéphale du chien sain.

Mais, pour une bonne appréhension des contrastes visibles sur les clichés, il est nécessaire de comprendre les phénomènes physiques à l'origine de l'image. La résonance magnétique nucléaire peut apparaître difficile à aborder dans un premier temps. Il est cependant possible à l'aide de schémas expliquant le phénomène à l'échelle atomique d'avoir une vision plus simple des mécanismes physiques mis en jeu.

Une fois les phénomènes physiques élucidés, la réalisation de clichés est possible. Le protocole utilisé dans cette thèse pourrait être à l'avenir facilement reproductible pour tout praticien intéressé par la technique.

Pour une meilleure clarté, les coupes anatomiques de l'encéphale imagé ont été mises en parallèle avec les clichés obtenus. Ainsi, la similitude entre l'anatomie et les images obtenues par IRM est explicitée. Le rapprochement entre la structure et le pixel est alors possible.



# Fonctionnement de l'IRM



# I Fonctionnement de l'IRM [7, 23, 28, 29, 37, 42, 48, 49, 69, 79, 91]

## Introduction et notion élémentaire de magnétisme nucléaire

Cette technique d'exploration est issue d'un phénomène physique connu depuis 1946 que l'on appelle la résonance magnétique nucléaire (RMN).

A l'échelle de l'atome, les protons et les neutrons du noyau sont animés d'un mouvement individuel de rotation autour d'un axe passant par leur centre. Une charge qui tourne induit un champ magnétique appelé moment magnétique. Ce moment magnétique est représenté par un **vecteur d'aimantation microscopique  $\mu$** . La valeur du moment magnétique  $\mu$  est proportionnelle à une grandeur caractéristique de la particule en rotation que l'on appelle moment cinétique de spin ou tout simplement **spin**.

Ainsi, le proton peut être assimilé à un petit aimant avec un pôle Nord et un pôle Sud.

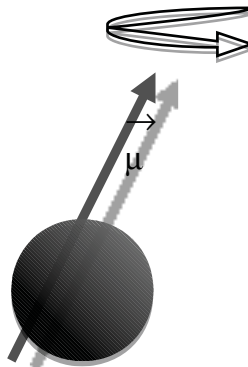


Figure 1 : une charge qui tourne induit autour d'elle un champ magnétique.

C'est ce **magnétique d'origine nucléaire** que l'on mesure et qui est à la base de la technique d'IRM.

Seuls les atomes à nombre impair de nucléons ( $A$ ) possèdent un moment magnétique "total" que l'on qualifie d'intrinsèque ou élémentaire. C'est le cas de  $H^1$ ,

$C^{13}$ , et  $P^{31}$ . L'atome d'hydrogène, composé d'un proton chargé positivement et appartenant à cette catégorie est le principal utilisé en imagerie médicale. Il représente en effet 2/3 des atomes de l'organisme.

## I.1. Le phénomène de résonance magnétique

La résonance magnétique nucléaire (RMN) consiste à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action simultanée de 2 champs magnétiques :

- $B_0$  : champ magnétique statique élevé
- $B_1$  : champ électromagnétique tournant = onde électromagnétique = onde de radiofréquence = onde RF

### 1.1.1. Modèle classique du phénomène de résonance magnétique

En l'absence du champ magnétique  $B_0$ , les protons sont répartis aléatoirement dans toutes les directions de l'espace. Le vecteur d'aimantation macroscopique  $M$  résultant de tous les vecteurs d'aimantation microscopique  $\mu$  est donc nul.

Soumis à un champ magnétique  $B_0$ , les protons vont tourner autour de  $B_0$  avec un angle de précession selon l'axe Oz et s'orientent dans 2 directions :

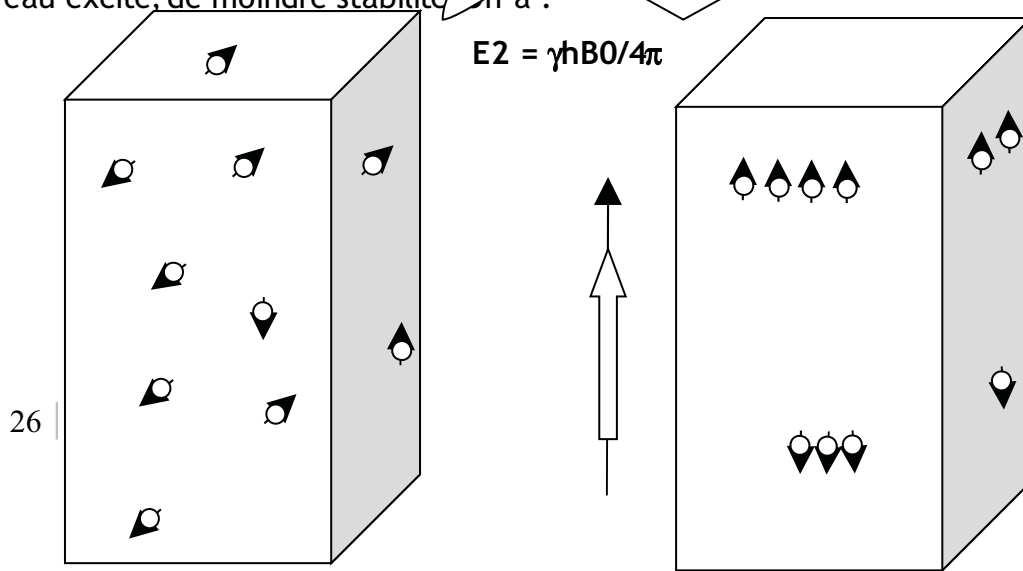
- dans le sens de  $B_0$  : **parallèle, niveau de basse énergie E1**. C'est le niveau fondamental, de meilleure stabilité. On a :

$$E1 = -\gamma h B_0 / 4\pi$$

avec  $\gamma$  = rapport gyromagnétique du noyau

- dans le sens contraire à  $B_0$  : **antiparallèle, niveau de haute énergie E2**. C'est le niveau excité, de moindre stabilité. On a :

$$E2 = \gamma h B_0 / 4\pi$$



z



$B_0$

Figure 2 :

En l'absence de champ magnétique l'aimantation résultante est nulle (à gauche).  
En présence d'un champ magnétique l'aimantation résultante n'est pas nulle (à droite).

Les protons décrivent ainsi un double cône dont les sommets se rejoignent en son centre de gravité. M tourne car il est soumis à un couple de forces.

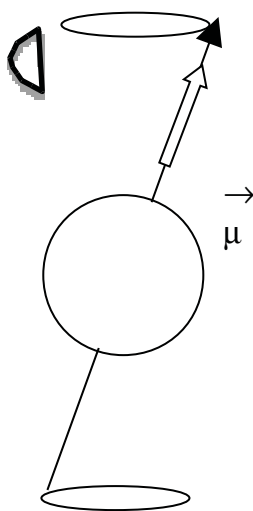


Figure 3 : le proton décrit un double cône.



La fréquence angulaire de rotation des protons est égale à :

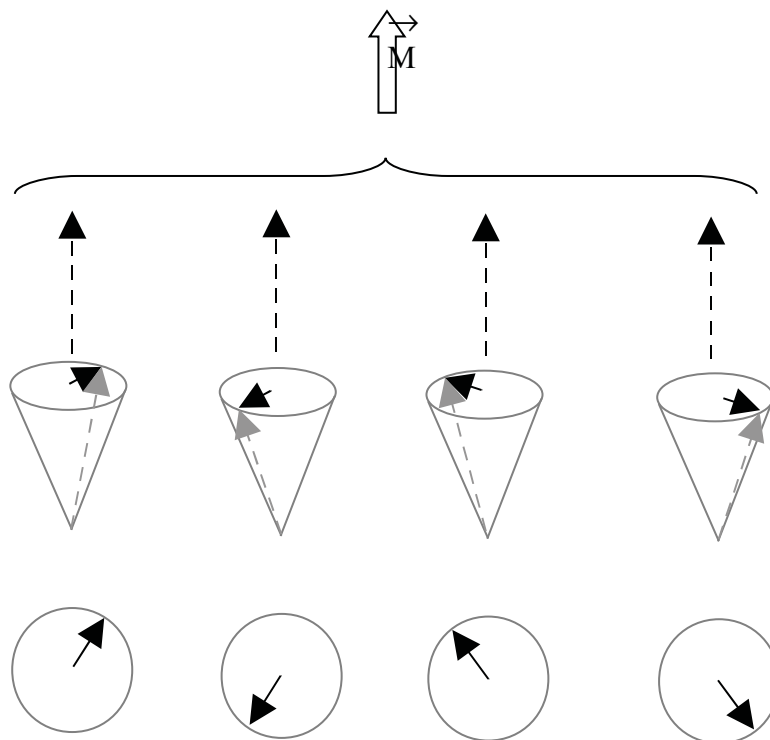
$$\omega_0 = \gamma B_0, \text{ équation de Larmor}$$

avec :

$\omega_0$  = fréquence angulaire de Larmor ou fréquence de précession proportionnelle à  $B_0$   
et  $\gamma$  = rapport gyromagnétique spécifique à chaque noyau

Il y a un peu plus de protons parallèles à  $B_0$  que antiparallèles à  $B_0$ . C'est en effet la direction la plus probable. A 0,5 Tesla et à température corporelle, cette différence est de l'ordre de 2 par millions (500002 protons parallèles et 500000 protons antiparallèles). Cette différence suffit à produire un signal RMN à l'échelle tissulaire et entraîne l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique  $M$  : c'est ainsi ce **léger excédent de spin sur le niveau fondamental** qui est à l'origine de l'aimantation nucléaire détectable en RMN. Le nombre de protons en excès est proportionnel à  $B_0$ .

A l'**équilibre**,  $M$  est aligné selon  $Oz$  et ne présente **pas de composante transversale** dans le plan  $xOy$  car les protons sont déphasés.



$$\begin{array}{c} \rightarrow \quad \rightarrow \\ \mu_{xy} = 0 \rightarrow M_{xy} = 0 \end{array}$$

Figure 4 :  
 les protons sont déphasés,  
 l'aimantation n'a donc pas de composante transversale

M n'est pas mesurable directement car il est très petit par rapport à  $B_0$ . Pour pouvoir le **mesurer**, il faut le basculer dans le plan xOy par l'intermédiaire d'un deuxième champ magnétique (ou onde de radiofréquence) : c'est-à-dire que pour pouvoir détecter les deux composantes  $M_L$  et  $M_T$  de l'aimantation d'un tissu il est nécessaire de placer 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 qui entraîne la rupture cet état d'équilibre et permet un transfert d'énergie au système. Il faut que  $\omega_r = \omega_0$  pour permettre ce transfert d'énergie : on dit alors que les systèmes sont en résonance. La condition de **résonance** permet un **transfert d'énergie maximal**.

Les protons vont alors se mettre à précesser autour de  $B_1$  également. L'application de  $B_0$  et de  $B_1$  entraîne donc un **mouvement de double précession** à la fréquence  $\omega_1 = \gamma B_1$ .

Lors du mouvement de double précession, il y a diminution de la composante longitudinale  $M_z$  de l'aimantation et augmentation de la composante transversale  $M_{xy}$ .

$B_1$  est appliquée très brièvement : on parle d'**impulsion** de RF ou **excitation**.

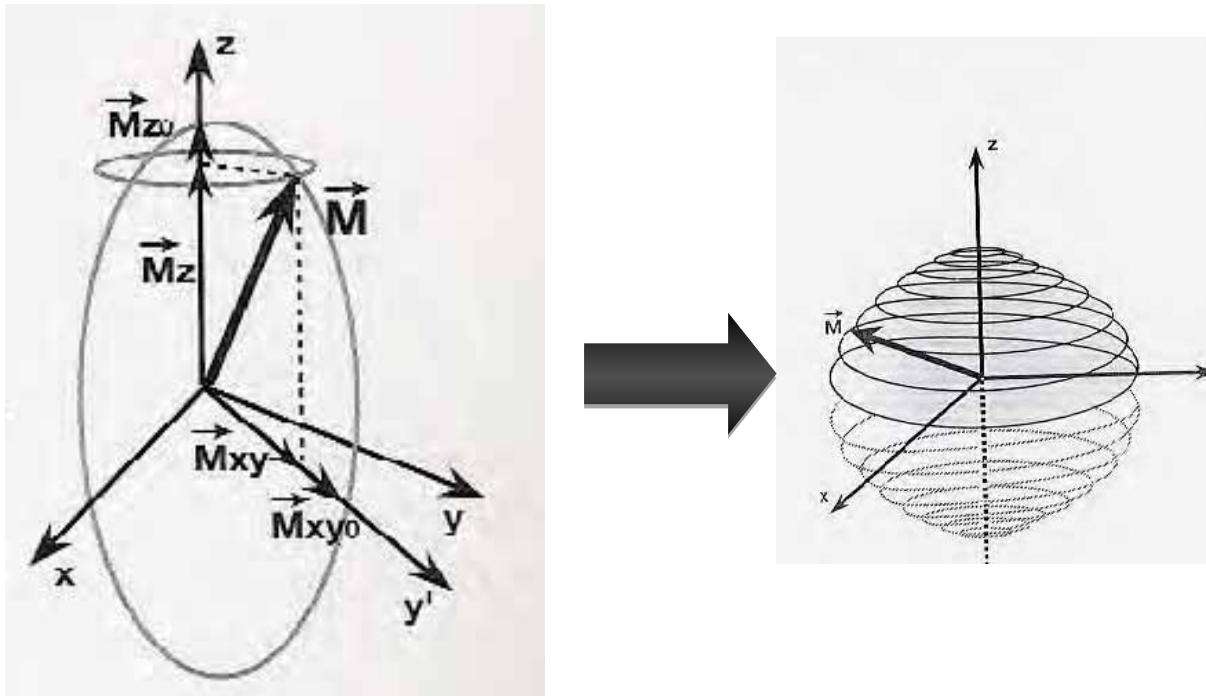


Figure 5 : le mouvement de double précession

La valeur de l'angle de basculement  $\theta$  est fonction de l'amplitude et de la durée de l'impulsion d'excitation. On utilise le plus souvent des impulsions de  $90^\circ$  ou  $180^\circ$ . Certaines techniques d'imagerie rapide font cependant appel à des impulsions d'angle inférieur à  $90^\circ$  [Cf. § 1.8.]. A vitesse angulaire constante, l'impulsion de  $90^\circ$  doit être appliquée 2 fois moins longtemps que l'impulsion de  $180^\circ$ . On peut également jouer sur l'intensité de  $B_1$  pour obtenir une impulsion de  $90^\circ$  ou de  $180^\circ$ .

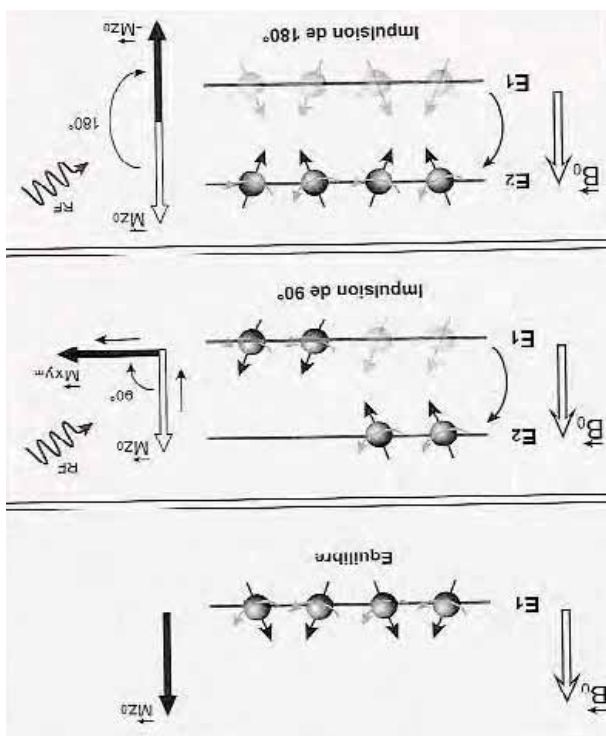


Figure 6 : Effet des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation

Dès la fin de l'excitation, le vecteur M va retrouver l'état d'équilibre avec une diminution rapide de la composante transversale  $M_{xy}$  et repousse progressive de la composante longitudinale  $M_z$  : ce sont les phénomènes de relaxation. Ces 2 phénomènes de relaxation font intervenir des mécanismes différents [Cf. I.2.].

### I.1.2. Modèle quantique du phénomène de résonance magnétique

Nous avons vu précédemment que, soumis à l'application d'un champ  $B_0$ , les protons s'orientent selon deux orientations opposées. A l'échelle tissulaire, les protons parallèles en excès sont à l'origine d'un vecteur d'aimantation macroscopique M.

Les protons s'alignent selon  $B_0$ , précessant autour de  $B_0$  avec un angle donné ce qui fait apparaître une composante longitudinale  $M_z$  (aimantation longitudinale) appelée  $M_z_0$  à l'équilibre.

Il n'y a pas de composante transversale de spins (spins déphasés) induisant de petits champs locaux qui peuvent modifier la fréquence de précession.

L'application d'un champ perpendiculaire égale à  $\Delta E$  ( $=E_1-E_2$ ), induit des transitions entre les deux états et donc des modifications de l'aimantation.

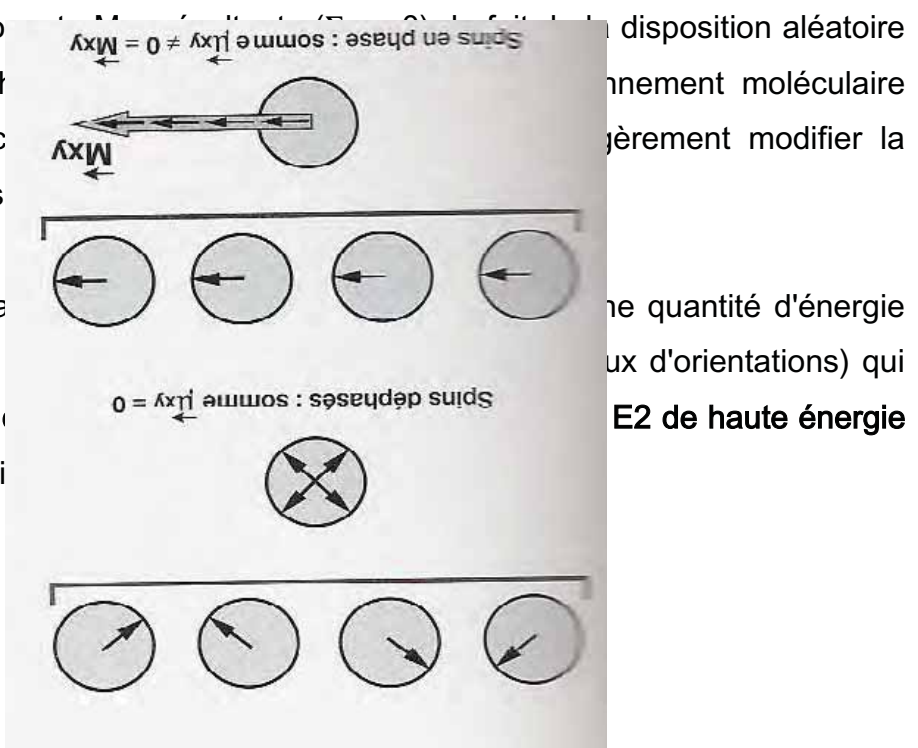




Figure 7 :  
la mise en phase des spins des uns par rapport, fait apparaître une  
composante transversale de l'aimantation

Une fois qu'il y a eu **égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie**, il n'y a plus de composante longitudinale de  $M$ . Lorsqu'ils changent de niveau d'énergie, c'est-à-dire qu'ils s'orientent en antiparallèles, ils le font en se mettant **en phase** les uns par rapport aux autres ce qui fait apparaître une composante transversale de l'aimantation : il y a rephasage des spins.

Dès la fin de l'excitation, il y a retour à l'état d'équilibre :

- déphasage rapide des spins :  $M_{xy}$  décroît rapidement : diminution de la composante transversale

- progressivement transitions inverses  $E2 \rightarrow E1$  (antiparallèles  $\rightarrow$  parallèles) :  $M_z$  repousse progressivement : repousse de la composante longitudinale.

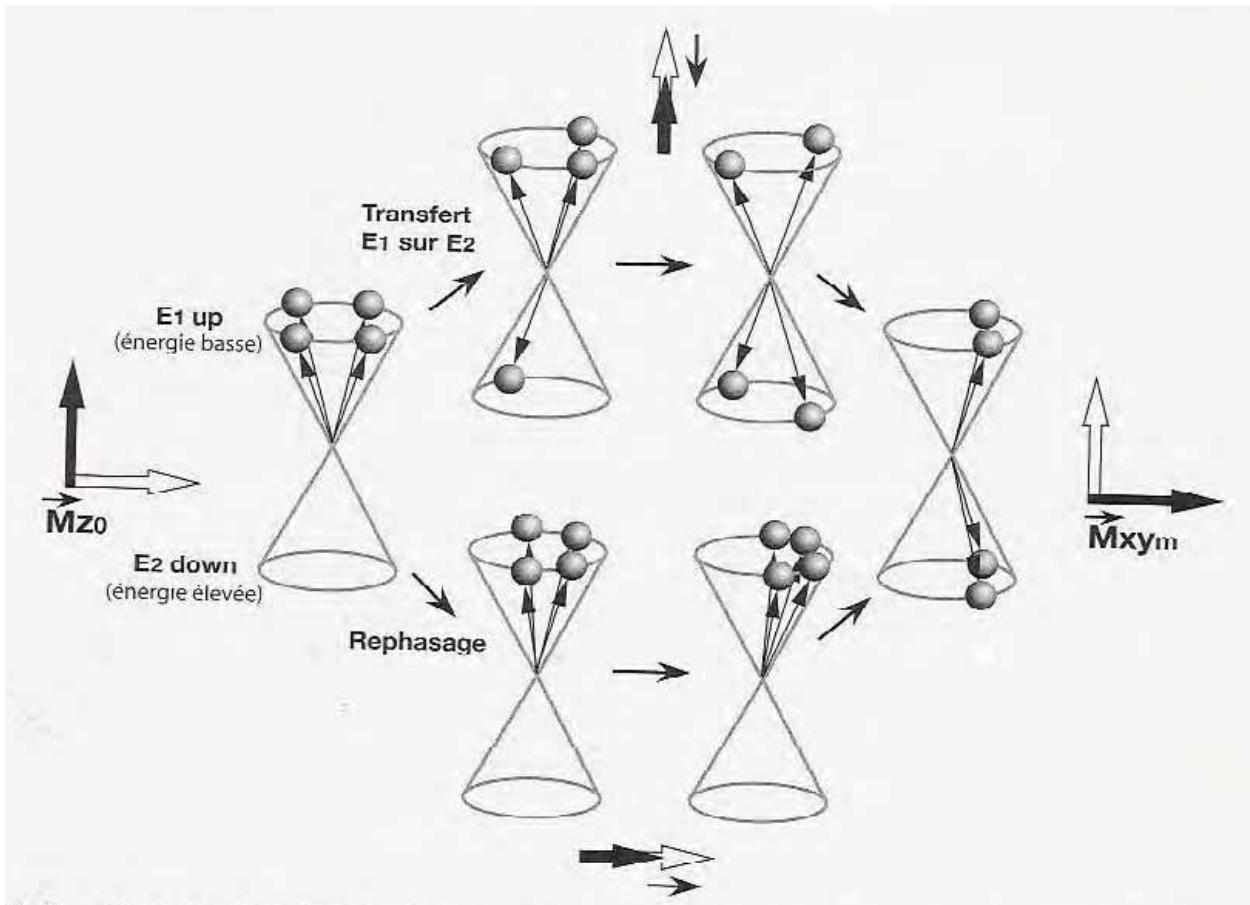


Figure 8 : approche schématique des phénomènes de transition et de rephasage des spins, pour une impulsion de  $90^\circ$

- avant l'impulsion RF, il y a 4 protons parallèles en surnombre,  $M$  est aligné sur  $Oz$ ,  $M = M_{z0}$
- l'impulsion RF provoque des transitions de  $E1$  vers  $E2$  :  $M_z$  diminue et on a un rephasage des protons :  $M_{xy}$  croît
- à la fin de l'impulsion RF de  $90^\circ$ , il n'y a plus de composante longitudinale de  $M$  et  $M_{xy}$  est

## I.2. Les phénomènes de relaxation

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. La repousse progressive de l'aimantation longitudinale correspond à la relaxation T1 et la décroissance rapide de l'aimantation transversale correspond à la relaxation T2. T1 et T2 varient suivant l'état normal ou pathologique des tissus.

### I.2.1. La relaxation longitudinale ou T1 = relaxation spin-réseau

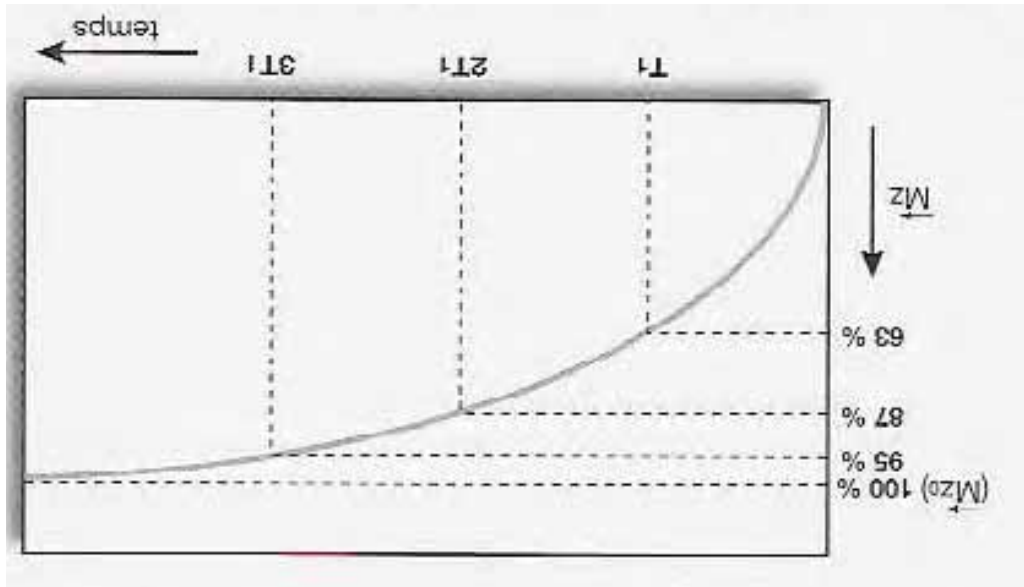


Figure 9 : courbe exponentielle de l'aimantation longitudinale en fonction du T1

On parle de relaxation T1 car la repousse de l'aimantation longitudinale se fait selon une exponentielle croissante où la constante T1 (ms) est caractéristique d'un tissu donné. En effet, elle n'apparaît pas instantanément lorsque l'on applique  $B_0$ . **T1 correspond à 63 % de la repousse** c'est-à-dire au temps mis par  $M_L$  pour atteindre 63% de sa valeur d'équilibre après l'arrêt d'une impulsion de  $90^\circ$ . La relaxation longitudinale est donc d'autant plus rapide que le T1 est court.

L'ordre de grandeur de T1 est de 200 à 3000 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) caractérisés par la fréquence des collisions  $\nu_c$ . Pour que les protons cèdent de leur énergie au milieu moléculaire il faut que la fréquence spontanée  $\nu_0$  (fréquence de Larmor) des protons soit proche de  $\nu_c$ , fréquence des collisions moléculaires.

Ainsi plusieurs grandeurs influencent la valeur du T1 :

- La structure moléculaire du tissu :
  - Si le milieu examiné contient de grosses molécules (ex : lipides) les mouvements des molécules sont plus lents et on a  $\nu_c \approx \nu_0$ . Les mouvements ont une efficacité maximale, le temps de relaxation T1 des protons est alors plus court. **Le T1 de la graisse est court.**
  - **Le T1 des structures cristallines est long.** En effet, les mouvements sont extrêmement lents et on a  $\nu_c < \nu_0$ .
  
- L'état solide ou liquide de la matière :
  - **Le T1 est plus long dans les liquides par rapport aux solides.**
  - **Le T1 de l'eau pure est long.** En effet, dans l'eau pure, les mouvements des molécules sont très rapides et ils ont des fréquences caractéristiques beaucoup plus élevées que la fréquence de Larmor ( $\nu_c > \nu_0$ ) ; il y a donc peu d'échanges d'énergie avec les noyaux d'hydrogène excités et T1 est long. Par exemple, pour le liquide cérébro-spinal, les valeurs de T1 sont supérieures à la seconde. Le T1 d'un liquide pur (LCS) est plus long que le T1 d'un liquide contenant des protéines.
  
- T1 diminue avec la viscosité du milieu et avec la température de l'échantillon.
  
- T1 diminue avec la présence de substances paramagnétiques (agents de contraste).
  
- Le T1 est proportionnel à  $B_0$ .

La relaxation T1 est également appelée la relaxation spin-réseau car, lors du retour des protons au niveau de basse énergie (E1), il y a restitution de l'énergie (absorbée lors de l'excitation) par échange thermique avec le milieu moléculaire environnant appelé aussi « réseau ».

### I.2.2. La relaxation transversale ou T2 = relaxation spin-spin

A l'arrêt de l'impulsion RF, il y a un déphasage des spins (répartition au hasard de toutes les aimantations des protons) : l'aimantation  $M_{xy}$  décroît et s'annule rapidement. On peut noter que  $M_T$  décroît plus rapidement que ne repousse  $M_L$  : les tissus ont toujours un T2 inférieur ou égal au T1.

La relaxation T2 est nommée ainsi car la décroissance de l'aimantation transversale se fait selon une exponentielle décroissante où la constante **T2** (ms) caractérise un tissu donné : elle **correspond à 63 % de la décroissance de  $M_T$** .

La relaxation transversale est donc d'autant plus rapide que le T2 est court.

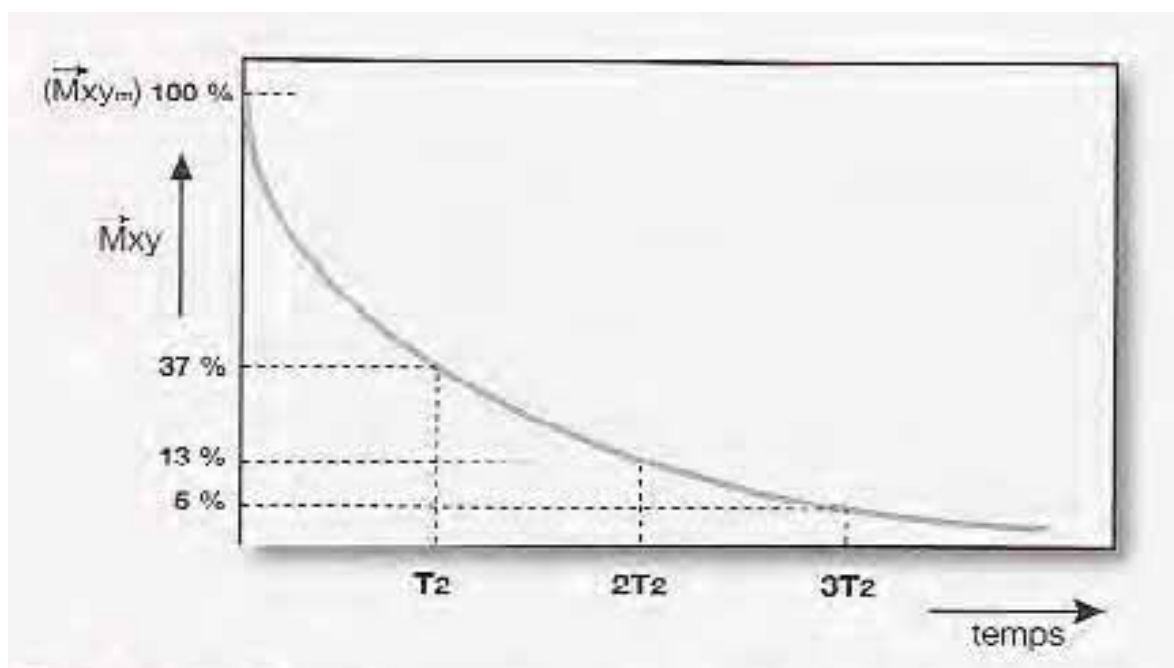


Figure 10 : courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2

Plusieurs entités influencent la valeur du T2 :

- Le **T2 est plus long pour les liquides** par rapport aux solides. Pour l'eau pure, la valeur de T2 est de 3 secondes et le rapport T1/ T2 est égal l'unité.
- Le T2 est plus court dans les tissus formés de grosses molécules.
- T2 dépend de la viscosité du milieu, le T2 étant d'autant plus long que l'échantillon est fluide

La relaxation T2 est également appelée la relaxation spin-spin car le phénomène de relaxation est la conséquence d'une interaction des protons ("spins") entre eux. En effet, les protons évoluent dans des environnements moléculaires différents où de petits champs magnétiques locaux vont se superposer au champ magnétique  $B_0$  : on parle d'inhomogénéités du champ d'origine moléculaire. Les protons précessent donc spontanément à des vitesses angulaires légèrement différentes : avant l'application RF, ils ne sont donc pas spontanément en phase et pour cette même raison, après l'application de RF ils ne le restent pas longtemps. La relaxation T2 est donc due aux inhomogénéités dans le champ magnétique d'origine moléculaire.

### I.2.3. Notion de T2\*

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

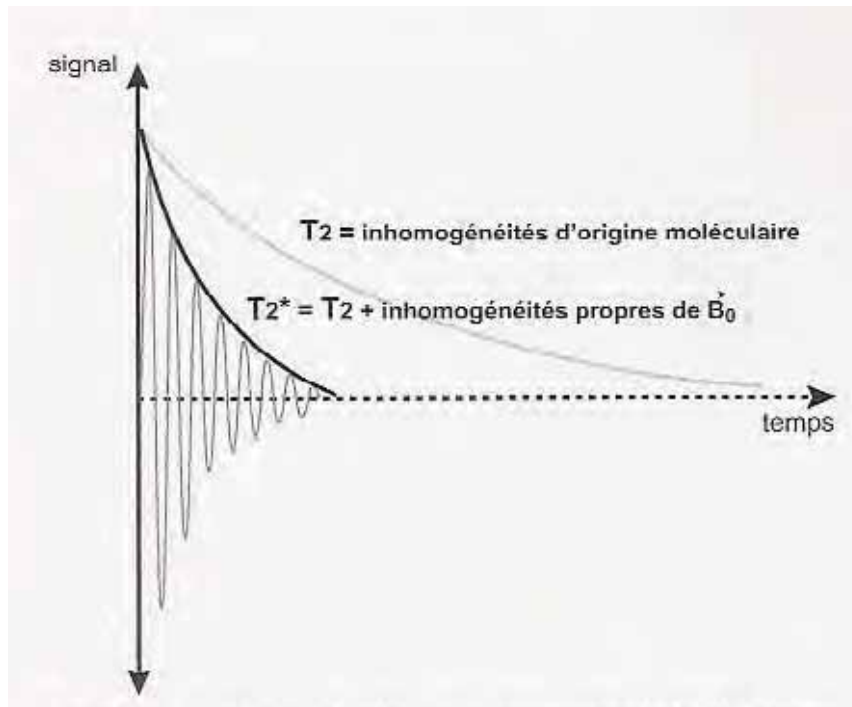


Figure 11 : comparaison T2 et T2\*

A l'échelle microscopique le champ magnétique  $B_0$  n'est pas rigoureusement homogène sur l'échantillon, ceci entraîne un déphasage accru des spins. Les fréquences de résonance des protons, de cet échantillon ne seront pas tout à fait identiques.

Ainsi, le signal FID (Free Induction Decay) [Cf. § 1.5] observé est lié :

- aux inhomogénéités du champ  $B_0$  d'origine moléculaire (qui isolée est

responsable de la décroissance transversale T2)

- aux inhomogénéités propres (constantes) du champ magnétique externe  $B_0$  à l'échelle microscopique qui accélèrent la décroissance transversale (dite T2\*)

La décroissance du signal est alors caractérisée par le paramètre T2\* plus petit que le paramètre T2 de l'échantillon. En pratique, le signal FID décroît donc en T2\* plus rapidement que ce qu'il était théoriquement prévu en T2.

Le temps de relaxation transversal résultant est tel que :

$$1/T2^* = 1/T2 + \gamma\Delta B_0$$

avec :  $\gamma\Delta B_0$  = hétérogénéité du champ magnétique

Il est possible de se débarrasser des inhomogénéités de  $B_0$  et d'accéder au vrai T2 par l'écho de spin.

Le flux sanguin ou liquide cérébrospinal peut aussi être une cause de décroissance plus rapide que le signal.

### **I.3. Contraste en T1, T2 et densité protonique ( $\rho$ ) : origine et interprétation**

Le choix du TE et du TR détermine le contraste en T1 et en T2 de la séquence.

#### **I.3 1. Influence du temps de répétition**

Le temps de répétition TR correspond à l'intervalle séparant deux impulsions de 90° c'est-à-dire 2 cycles élémentaires. Le TR correspond ainsi à l'intervalle séparant le passage d'une ligne sur l'autre.

Pendant l'intervalle de temps TR, l'aimantation  $M_L$  repousse en fonction de T1. Cette repousse est plus ou moins importante selon la longueur du TR. Ainsi, le temps de répétition correspond également au temps de repousse ou de récupération de l'aimantation longitudinale. Comme le TR détermine le niveau de repousse en T1, il



est aussi appelé « temps de repousse ».

Si le TR est long (2 s), l'aimantation longitudinale repousse à son niveau d'équilibre  $Mz_0$  à la fin de chaque cycle.

Si le TR est court ( $< 0,5$  s), la repousse est interrompue et l'aimantation longitudinale ne récupère pas son niveau initial à la fin de chaque cycle.

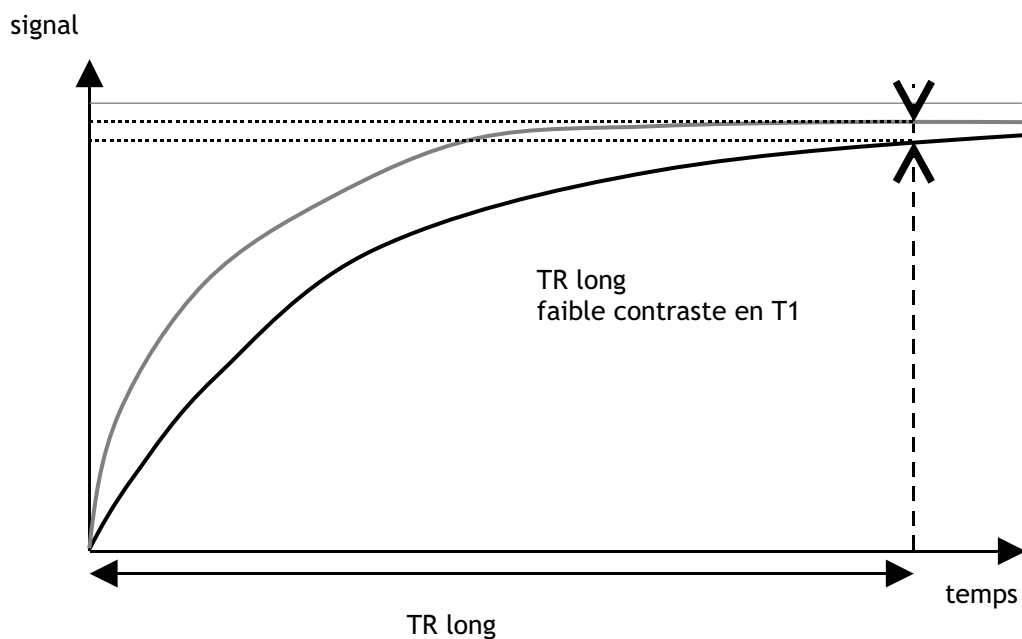
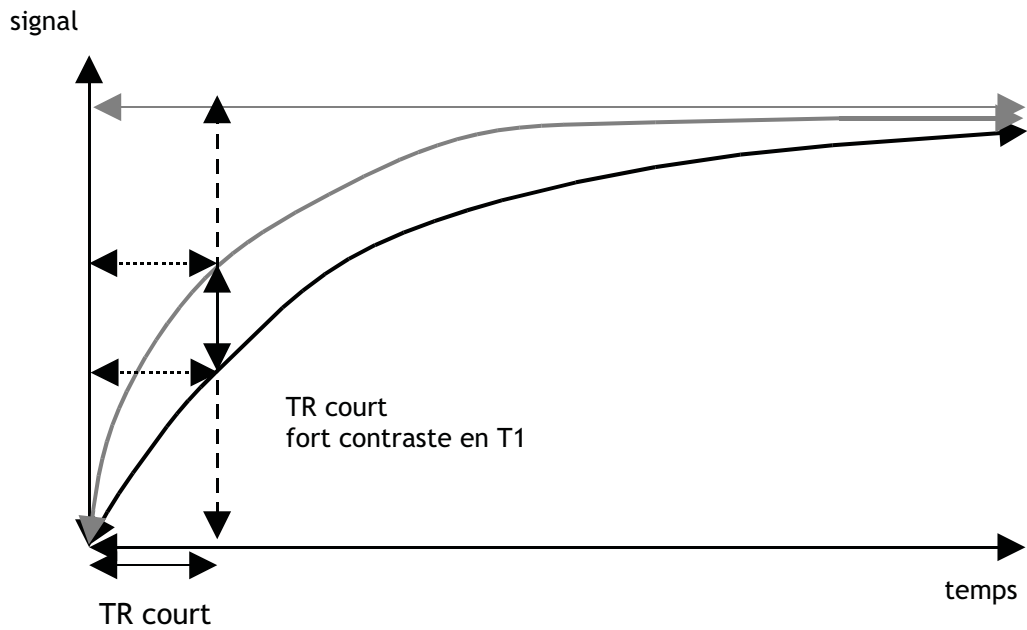


Figure 12 : le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence

Ainsi, le TR conditionne le contraste en T1 (la pondération en T1 d'une séquence) :

- Plus le TR est court, plus la séquence est pondérée en T1. Dans ce premier cas, c'est le tissu avec le T1 le plus court qui donne le signal le plus élevé.
- Plus TR est long, plus la séquence est dépondérée en T1. Les différences

en T1 des tissus sont moins perceptibles.

### I.3.2. Influence du temps d'écho

Le TE détermine le moment où le signal est mesuré sur la courbe de décroissance en T2. On détermine ainsi le temps pendant lequel on laisse décroître le signal en T2 avant de la mesurer.

Si le TE est court ( $<20-30\text{ms}$ ), on ne fait que peu de distinction entre les différences en vitesse de décroissance et on ne peut pas différencier les 2 tissus par leur T2.

Inversement, si le TE est plus long ( $>80-100\text{ms}$ ), il est possible de distinguer les tissus par leur T2.

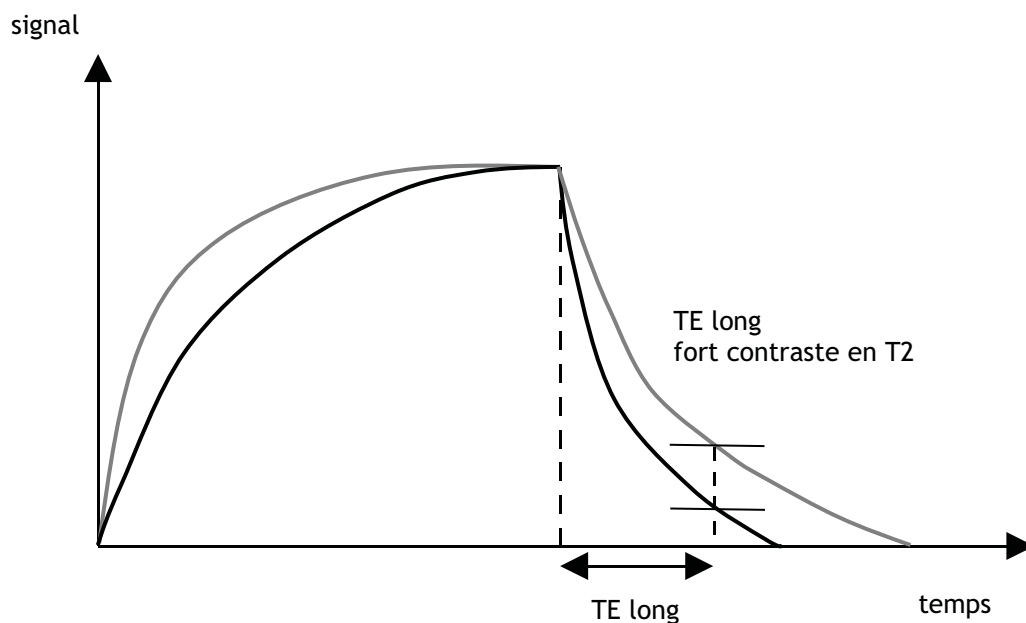
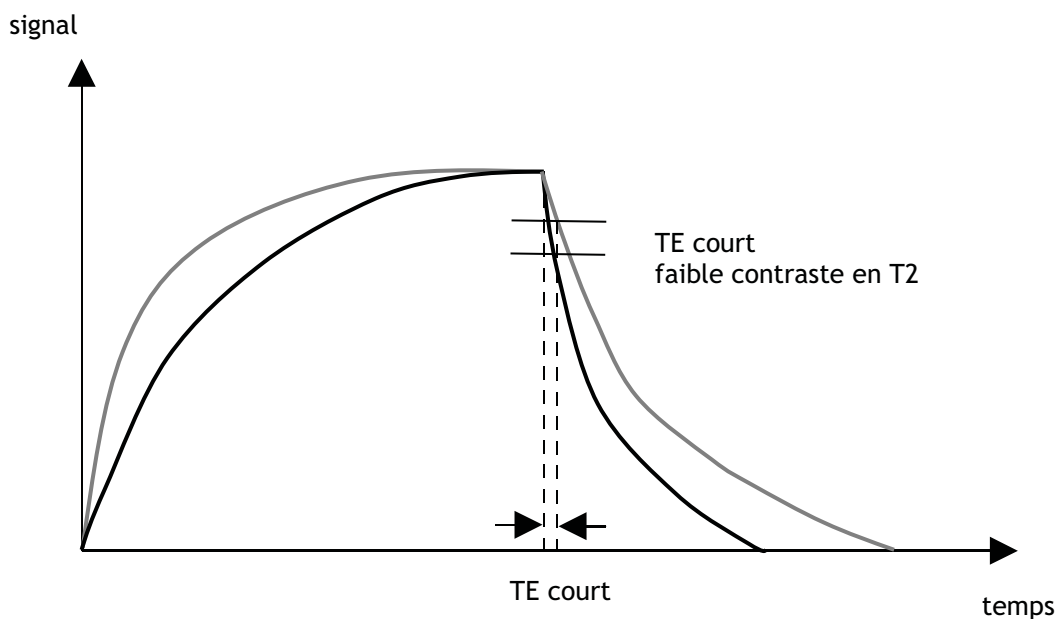


Figure 13 : Le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence

Ainsi, le TE conditionne le contraste en T2 (la pondération en T2 d'une séquence) :

- plus le TE est long, plus la séquence est pondérée en T2.
- plus le TE est court, plus la séquence est dépondérée en T2.

### **I.3.3. Applications**

- **séquence courte pondérée en T1**

Il faut :

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

Le tissu avec le T1 le plus court sera celui qui donnera le plus de signal.

- **séquence longue pondérée en T2**

Il faut :

- un TE long (120 ms) pour favoriser le contraste en T2.
- un TR long (2000 ms) pour minimiser le contraste en T1.

Le tissu avec le T2 le plus court sera celui qui donnera le plus de signal.

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

- **pondération en densité de proton ou  $\rho$**

Il faut :

- un TR long (2000 ms) pour minimiser le contraste en T1.
- un TE court (15-20 ms) pour minimiser le contraste en T2.

Le contraste obtenu avec cette séquence est faible car les différences en densité de protons entre les tissus sont faibles.

- **pondération en T1, T2 et  $\rho$**

On obtient ce type de pondération si TR est court et TE est long. Ce sont des images peu intéressantes.

### I.3.4. Limites d'action sur le TR et le TE

Si le TR est très court, il y a saturation de l'aimantation longitudinale et il n'y a donc pas de signal. Ainsi, pour pondérer une image en T1, il faut raccourcir le TR dans des limites raisonnables.

Si, le TR est trop long, il n'y a pas de signal. Pour pondérer une image en T2, il faut allonger le TE dans des limites raisonnables.

NB : De façon générale, nous pouvons retenir que :

- Le TE est toujours inférieur au TR
- Un TR court est de l'ordre du T1 le plus court d'un tissu (souvent <500 ms)
- Un TR long est 3 fois un TR court (en général <1500 ms)
- Un TE court est inférieur à 30 ms
- Un TE long est égal à 3 fois un TE court (>90 ms)

### I.3.5. Principales caractéristiques des tissus en IRM

	T1 en ms	T2 en ms
Eau	3000	3000
Substance grise	810	100
Substance blanche	680	90
Foie	420	45
Graisse	240	85
Gadolinium	Raccourcit le T1 et le T2 des tissus à proximité	

Tableau : valeurs du T1 et du T2 selon la nature du tissu

### I.3.6. Interprétation du contraste selon la pondération de la séquence [23]

Le signal d'un tissu en IRM dépend des paramètres instrumentaux, de phénomènes physico-chimiques, de la présence de mouvements macro- ou microscopiques et

enfin de la séquence utilisée.

L'interprétation du signal d'une lésion doit se faire :

- en comparant le signal obtenu avec le signal d'une **structure de référence**.
- en ayant à l'esprit les différents mécanismes susceptibles de modifier le signal d'un tissu.

Les signaux obtenus doivent être considérés en termes de contraste ou de signal **relatif**. L'obtention d'un contraste identique est expliquée par des phénomènes physico-chimiques différents pour l'ensemble des structures énumérées dans ce paragraphe.

Nous pouvons noter que :

- une substance avec un T1 long et un T2 long donnera un hyposignal T1 et un hypersignal T2
- une substance avec un T1 court et un T2 long donnera un hypersignal en T1 et en T2
- le gadolinium raccourcit principalement le temps de relaxation T1 et donne un hypersignal en T1, avec un effet moins important sur le signal pondéré en T2 (hyposignal)

Ainsi, certaines entités ont toujours un **signal élevé en T1** :

- les phénomènes d'entrée de coupe [Cf. § I.10.]
- hypermyélinisation, lymphomes
- **lipides** : graisse normale, lipome, liposarcome, kyste dermoïde, tératome, moelle osseuse
- protéines : mucocèles, kyste tumoraux, sécrétions enkystées
- **gadolinium** : agents de contraste
- manganèse : agents de contraste, alimentation parentérale
- fer : agents de contraste, méthémoglobine, encéphalopathie hépatique
- certaines calcifications
- mélanome, tumeurs neuroectodermiques
- posthypophyse

Certaines entités entraînent un **signal élevé en T2** :

- **eau libre** : LCR, urine, kystes, follicules, épanchements, liquide synovial
- eau interstitielle : œdème
- eau extra-cellulaire, tubules : reins, testicules, prostate, ovaires, thyroïde, cartilage hyalin
- sang stagnant : rate, corps érectiles, plexus veineux, angiomes
- protéines en faible quantité : mucocèles jeunes, kystes radiculaires
- substances à T1 court : graisse, **gadolinium**
- certains hématomes

Certains entités entraînent un **signal faible en IRM** :

- absence de proton : **air**
- substances à T2 court :
  - tissus solides : **os cortical**, calcifications, émail
  - tissus riches en collagène : tendons, ligaments, fibrocartilages, fibrose
  - contenu protéique élevé : mucocèles vieilles
- gadolinium concentré : vessie, cavités excrétrices
- fer en concentration élevée : hémochromatose, Endorem®
- certains hématomes
- phénomènes de sortie de coupe [Cf. § I.10.]
- présaturation

Ces variations de contraste sont particulièrement importantes dans l'étude des épanchements sanguins. En effet, selon les différentes formes biochimiques de l'hémoglobine (au cours de l'hémorragie cérébrale par exemple), les effets sur le signal en T1 et en T2 varient.

Stade	Temp s	Hémoglobine	Signal en T1	Signal en T2
Suraigüe	<24h	oxyhémoglobine, eau libre	hypo	hyper
Aigue	J1-J3	déoxyhémoglobine	hypo	hypo
Subaigüe <i>précoce</i>	<J3	méthémoglobine intracellulaire	hyper	hypo
<i>tardif</i>	>J7	méthémoglobine extracellulaire	hyper	hyper

chronique

e >J14

hémosidérine

hypo

hypo

Tableau 2 : nature du contraste observé selon l'ancienneté du saignement

### I.3.7. Application au contraste du système nerveux central et en pathologie

En séquence pondérée en T1, le contraste est anatomique [46] :

- la substance blanche est blanche (moins intense que la graisse entourant l'encéphale cependant)
- la substance grise est grise
- le LCS (Liquide Cérébro-Spinal) est noir (T1 long)

En séquence pondérée est T2 le contraste est inversé :

- la substance blanche est la plus foncée
- le LCS est blanc
- la substance grise est d'une couleur intermédiaire proche de celle de la substance blanche

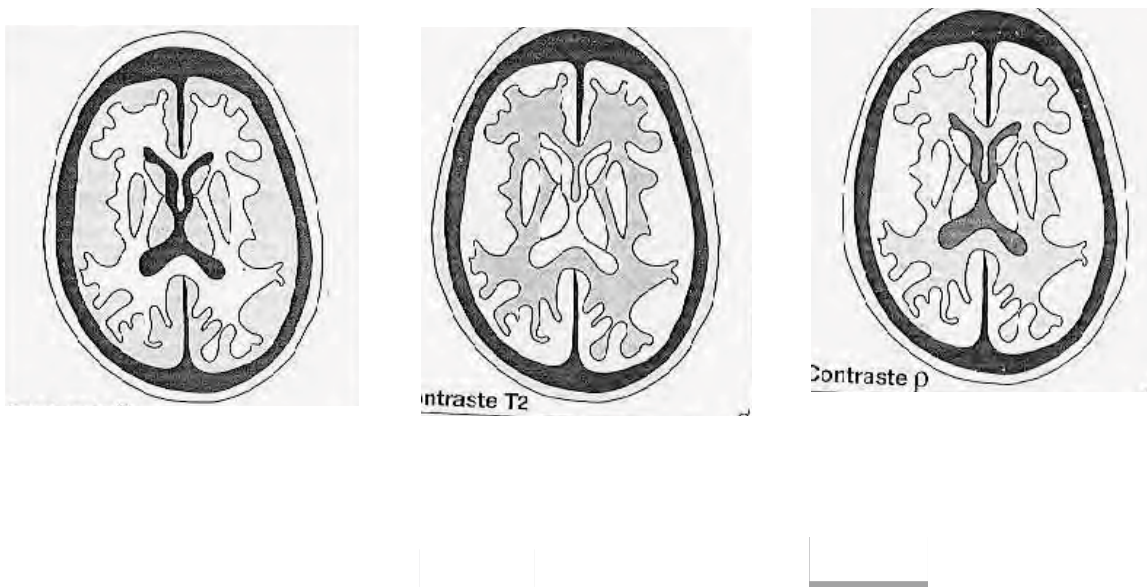


Figure 14 : contraste en T1, T2 et en  $\rho$  du cerveau en IRM (de gauche à droite)



La plupart des **phénomènes pathologiques** se traduiront par un **hyposignal en T1** et surtout par un **hypersignal en T2**. L'obtention et la comparaison d'images pondérées en T2 et en densité protonique permettra la caractérisation des lésions.

## I.4. Mesure du signal RMN

Le signal RMN dépend de très nombreux paramètres. Il dépend de **facteurs inhérents aux tissus explorés** ( $\rho$ , T1, T2) et est influencé par les **caractéristiques de l'appareillage** (champ  $B_0$ , gradients de champ, impulsions RF, antennes). Il dépend aussi des **paramètres d'acquisition** sélectionnés par l'opérateur (TR, TE, angle de bascule, volume du voxel, nombre de lignes de la matrice, nombre d'excitations, bande passante du signal RMN). Le signal de résonance magnétique est relativement **faible**. Du fait de sa très faible intensité, le signal de résonance magnétique est fortement dépendant du **bruit** propre de l'antenne et du bruit lié à l'échantillon.

### I.4.1. Equation du signal RMN

L'équation simplifiée du signal RMN est la suivante :

$$S_{se} = \rho L(TR/T1).T(T2/TE)f(v)$$

avec :

$S_{se}$  = signal en spin écho

$\rho$  = densité protonique ; le signal est proportionnel à la densité protonique

$L(TR/T1) = 1 - e^{-TR/T1}$  ; cette fonction traduit la repousse exponentielle en T1 de  $M_L$

$T(T2/TE) = e^{-TE/T2}$  ; cette fonction traduit la décroissance exponentielle en T2 de  $M_T$

$f(v)$  = fonction liée au flux dans les voxels

### I.4.2. Caractéristiques du signal RMN

La relaxation transversale est plus rapide que la relaxation longitudinale. Lors de la relaxation, l'extrémité de  $M$  décrit une spirale (**sinusoïde amortie** par une exponentielle de temps T2). Cette rotation de  $M_{xy}$  dans le plan  $xOy$  induit un champ magnétique ou onde RF. Ce signal est appelé signal d'induction libre ou **Free Induction Decay (FID)**. Il est recueilli par une bobine ou antenne de réception : elle le transforme en signal mesurable.

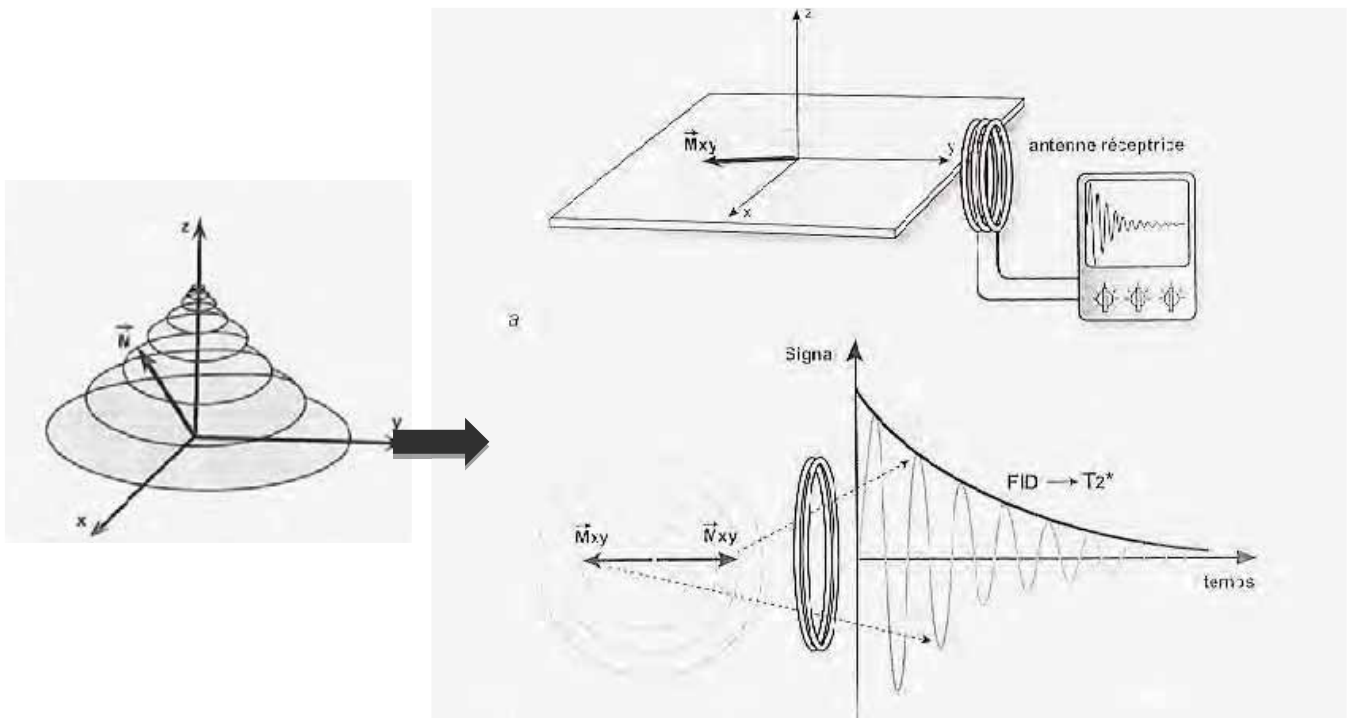


Figure 15 : réception du signal de précession libre

### I.4.3. Réception du signal par l'antenne

L'antenne est fixe dans le plan  $xOy$  ; le plan de mesure est donc perpendiculaire à  $B_0$ .

Pour des raisons techniques liées au temps d'éblouissement de la bobine RF et à la durée de commutation des gradients magnétiques nécessaires à la formation de l'image, on ne peut pas recueillir le signal à l'instant  $t = 0$  mais après un **décalage  $t$**  entre la fin de la fin de l'impulsion RF et la lecture du signal.

La mesure précise de la fréquence apporte des informations sur la structure moléculaire. Elle est la base des techniques de spectroscopie.

La détermination de la fréquence du signal permet sa localisation.

La phase du signal fournit à chaque instant la position angulaire de l'aimantation

transversale de l'échantillon.

#### I.4.4. Système d'acquisition du signal

L'impulsion d'excitation étant beaucoup plus intense que le signal (courant induit dans l'antenne) détecté, une **chaîne d'amplification** du signal de mesure est nécessaire. Ensuite, un **convertisseur analogique/digital** permet de transformer le signal mesuré en signal numérisé.

Des mesures du signal sont effectuées à intervalles de temps réguliers. Le nombre de mesures par unité de temps est appelé fréquence d'échantillonnage.

Un système informatique permet enfin le stockage et le traitement des données.

Une méthode d'amélioration du rapport signal / bruit consiste à acquérir chaque signal  $n$  fois (habituellement 2 ou 4), l'accumulation des signaux étant suivie d'un moyennage effectué par l'ordinateur. Le rapport signal/bruit est alors multiplié par la racine carrée de  $n$ .

### I.5. Codage spatial du signal

#### I.5.1. Définitions préliminaires

Avant de définir les modalités de la localisation spatiale du signal, il est nécessaire de poser quelques notions.

Le **pixel** (= picture élément) représente la composante élémentaire d'une image bidimensionnelle (=case élémentaire de la matrice).

Le **voxel** (= volume élément) représente le volume élémentaire d'échantillonnage dont l'intensité de signal (moyenne des différents protons constitutifs) sera reportée sur le pixel correspondant de l'image.

Le **champ de vue** (= FOV = Field Of View ou champ de reconstruction) représente les dimensions réelles (hauteur et largeur en cm) du plan de coupe.

La taille de la **matrice** définit le nombre de lignes et de colonnes.

Les dimensions du champ de vue et de la matrice déterminent la résolution spatiale (dimensions du pixel). Pour un FOV donné, plus la taille de la matrice est grande

plus le pixel est petit. Les matrices peuvent être carrées ou asymétriques. Les champs de vue et les pixels peuvent donc être carrés ou rectangulaires. Ainsi, le signal en provenance d'un voxel repéré dans l'espace sera traduit dans un des pixels de l'image.

### I.5.2. Localisation spatiale du signal

En IRM, la localisation spatiale du signal est permise par les gradients. Elle est basée sur le fait que la fréquence de résonance d'un échantillon est en tout point proportionnelle à l'intensité du champ magnétique. On ajoute ainsi à  $B_0$  des **gradients de champ linéaires de très faible intensité** (de l'ordre de 10 milli-tesla par mètre). Ces gradients, créés par des bobines de gradients, vont se superposer au champ magnétique principal  $B_0$ . Ils sont bipolaires, c'est-à-dire qu'ils comprennent une composante positive qui s'additionne à  $B_0$  et une composante négative qui se soustrait à  $B_0$ .

Rappels : un gradient représente le taux de variation d'une donnée physique dans une dimension de l'espace. Un gradient est dit linéaire dans une direction donnée quand sa variation augmente d'une même valeur par unité de mesure selon cette direction.

Après l'application des différents gradients, le champ magnétique résultant  $B_x$  a son intensité qui dépend de la position  $x$ .

A l'intérieur d'un volume donné,

- **On sélectionne un plan de coupe**
  - Pour cela, on applique un **gradient de sélection de coupe  $G_{ss}$**  (ou  $G_z$ ) pendant l'impulsion d'excitation de  $90^\circ$ .
  - Ce gradient permet de sélectionner un plan de coupe perpendiculaire à la direction d'application de  $B_0$
  - Le gradient est tel qu'un seul plan de coupe donné soit à la fréquence de résonance.
  - L'épaisseur d'un plan de coupe peut être déterminée de deux

façons :

- Pour un gradient donné, l'épaisseur de coupe est fonction de la largeur de la fenêtre (bande de fréquence). Lorsque la fenêtre est large, la coupe est épaisse et inversement
- A largeur de fenêtre égale, l'épaisseur de coupe est fonction de la force du gradient. Si le gradient est élevé, les coupes sont fines et inversement

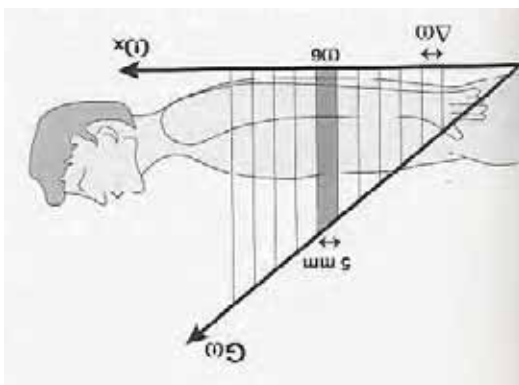
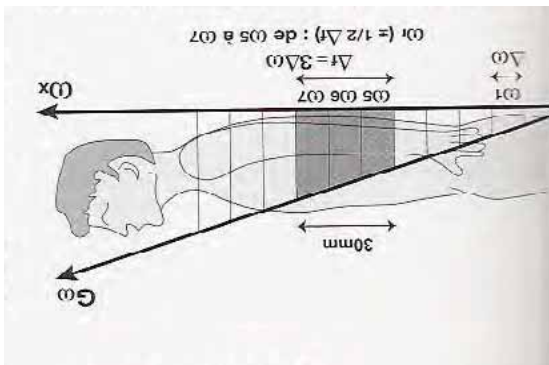


Figure 16 :

pour un gradient donné l'épaisseur de coupe est fonction de la largeur de la fenêtre (bande de fréquence)

(en haut)

à largeur de fenêtre égale, l'épaisseur de coupe est fonction de la force du gradient

(en bas)

- On sélectionne les différentes lignes

- Pour cela on applique un **gradient de codage de phase  $G\phi$**  (ou  $G_y$ )
- Lors de l'application du gradient, les différents protons d'un même plan précessent à des vitesses angulaires croissantes, les protons vont alors être déphasés. Lors de l'arrêt de l'application du gradient, les protons vont de nouveau précesser à la même vitesse angulaire mais vont conserver leur décalage en phase.
- Le codage par la phase peut donc être exploité à distance de l'application du gradient. Le gradient de codage de lecture est donc appliqué avant la réception du signal.

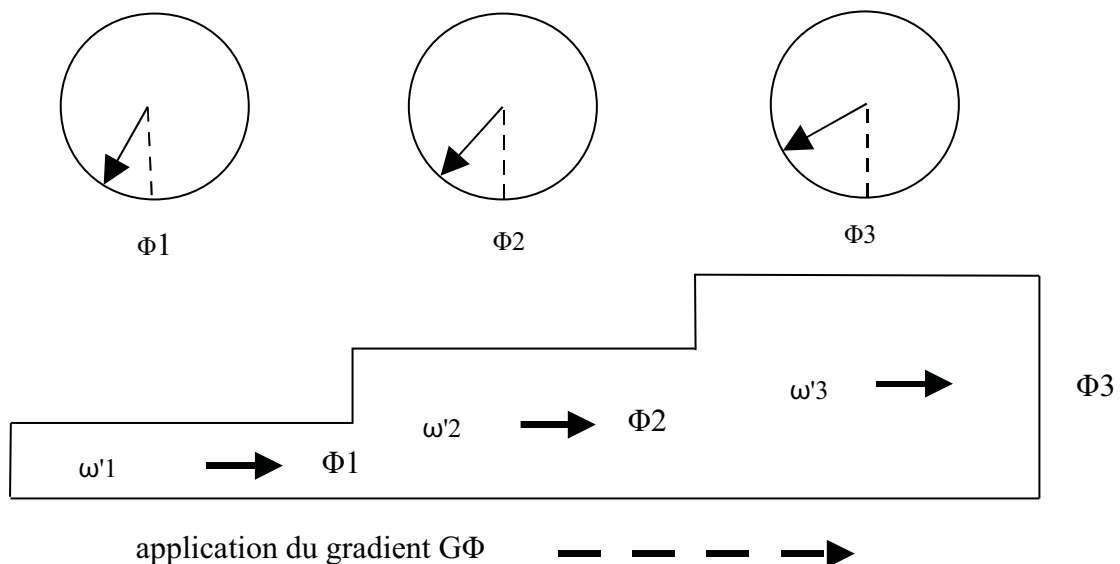


Figure 17 : application du gradient du codage de phase et sélection des lignes

- **On sélectionne les différentes colonnes**
  - Pour cela on applique un **gradient de fréquence  $G\omega$**  (ou  $G_x$ )
  - Les différences en fréquence (vitesse angulaire) doivent donc être mesurées pendant l'application du gradient. Il faut appliquer  $G\omega$  lors

du recueil ou lecture du signal RMN : c'est la raison pour laquelle le gradient de codage de fréquence est également appelé gradient de lecture.

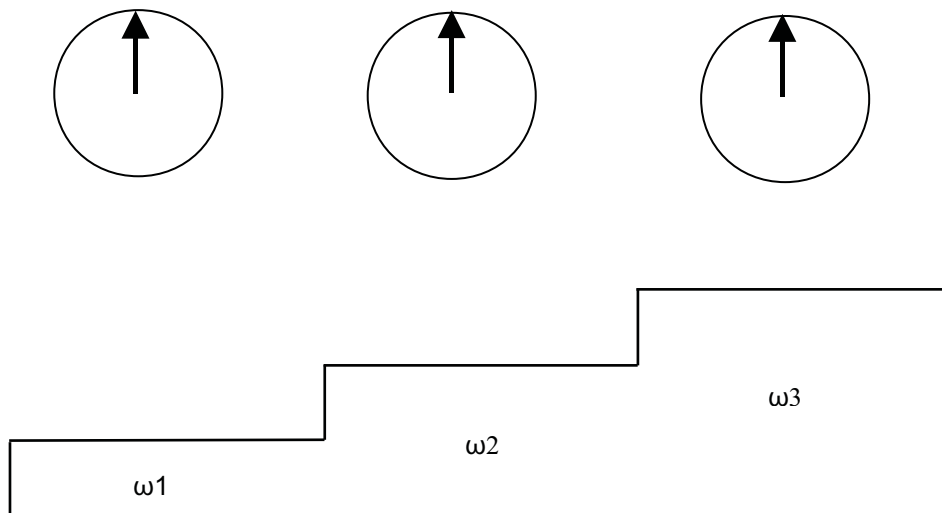


Figure 18 : application du gradient de fréquence et sélection des colonnes

La sélection des lignes et des colonnes permet de localiser chaque pixel dans la matrice.

Ainsi, la technique d'acquisition de l'image consiste donc à associer un codage par la

phase et un codage par la fréquence. Un gradient de codage par la phase est appliqué avant chaque acquisition. Pendant l'acquisition des signaux, un gradient de codage par la fréquence est appliqué dans une direction perpendiculaire au gradient de codage par la phase. On obtient ainsi une matrice de signaux qui après transformation de Fourier (2DTF) donne l'image de la coupe.

## I.6. Reconstruction de l'image

### I.6.1. Notion de Plan de Fourier

Le plan de Fourier est un **concept mathématique abstrait**. Le plan de Fourier est une représentation de l'image géométrique conventionnelle ( $x$ ) dans le domaine des fréquences spatiales ( $k_x, k_y$ ).

Les données remplissant le plan de Fourier, ou espace  $k$ , sont donc acquises dans le domaine fréquentiel : on a alors d'une matrice de données brutes (signaux discrets). L'information obtenue est donc un signal caractérisé par sa fréquence et non pas par ses coordonnées spatiales.

Dans le plan de Fourier, les données sont acquises de façon séquentielle, c'est-à-dire ligne par ligne par une double progression à la fois horizontale et verticale :

- **balayage horizontal** en  $x$  ou lecture d'une même ligne : codage en fréquence
- **balayage vertical** en  $y$  ou passage d'une ligne à la suivante par incrémentation du gradient de codage de phase  $G_y$  ou  $G_\phi$

Ce double balayage séquentiel de l'acquisition des données implique une progression verticale et une progression horizontale qu'il y a de l'acquisition des données

progression verticale

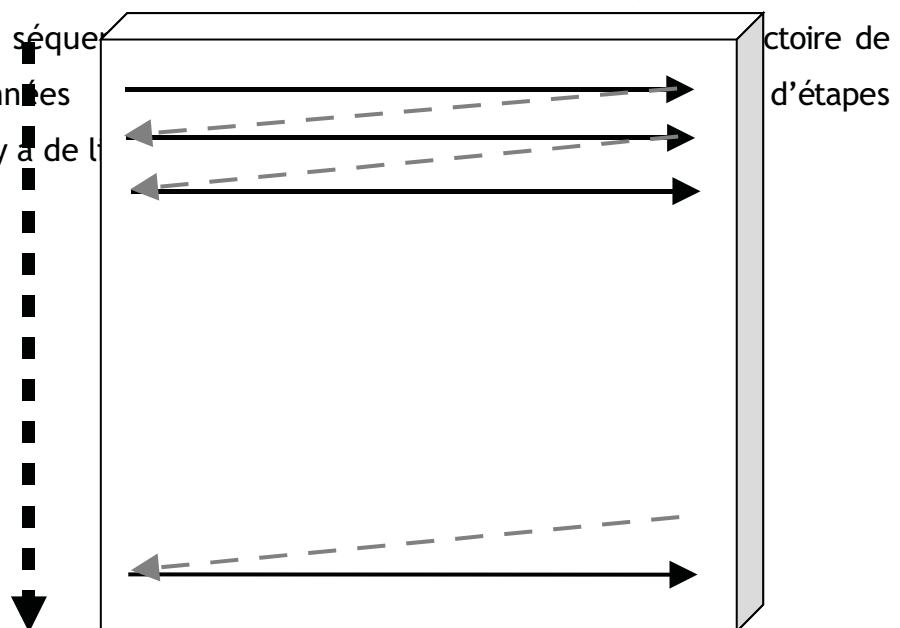




Figure 19 : principe du balayage horizontal et vertical du plan de coupe

Il n'existe pas de relation simple entre les points de l'espace  $k$  et les points de l'image. Chaque point du plan de Fourier va contribuer à l'image toute entière : la traduction de ce point dans l'image dépendra de sa position dans le plan de Fourier.

Lors de l'acquisition, on stocke toutes les données brutes en phase et en fréquence (stockage dans un plan de Fourier). Pour obtenir l'image, il faudra effectuer une double transformée de Fourier dans les deux directions  $x$  et  $y$ . Les deux représentations se déduisent l'une de l'autre par transformée de Fourier bidimensionnelle. Elles contiennent la même information mais ne sont pas équivalentes : on peut passer du domaine temporel au domaine fréquentiel et inversement.

### **I.6.2. Notion de transformée de Fourier**

L'extraction de l'information en fréquence (et en phase) des protons sera réalisée par une transformée de Fourier dans les deux directions de fréquence ( $Ox$ ) et de phase ( $Oy$ ). Cette méthode est appelée la double transformée de Fourier (2DTF).

NB : Définition : la TF à une dimension permet de représenter des données sous forme fréquentielle

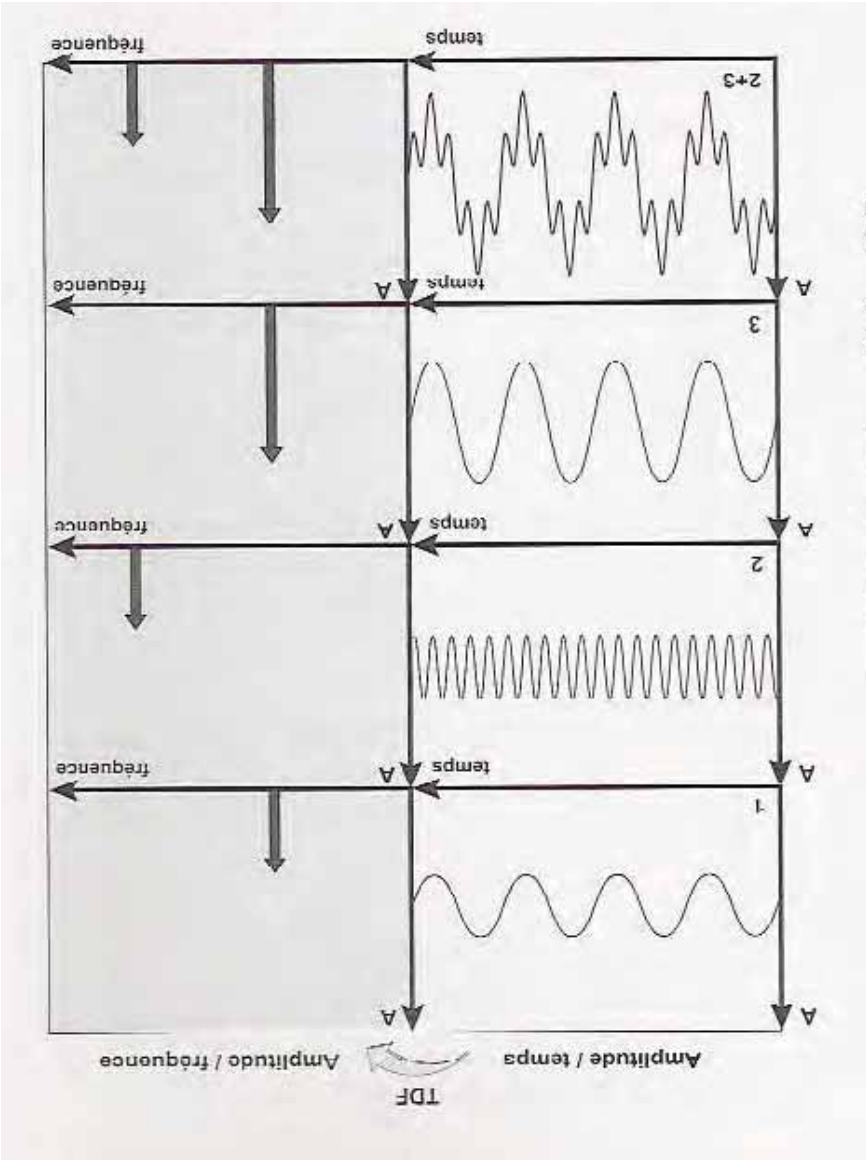


Figure 20 :

La transformée de Fourier permet de passer du domaine fréquentiel au domaine temporel

Avant de réaliser cette opération, il faut numériser le signal analogique reçu par l'antenne grâce à un convertisseur analogique - numérique (CAN).

Le signal est échantillonné (prélèvement d'une suite de valeurs « discrètes » du signal prises à intervalle régulier). Puis, les échantillons sont quantifiés (quantifier signifiant faire correspondre à chaque échantillon un nombre entier binaire). La transformée de Fourier est alors numérique : transformée de Fourier discrète (TFD) ou Digital Fourier Transform (DFT).

C'est l'échantillonnage qui peut être à l'origine du phénomène de repliement (ou aliasing) : la fréquence de l'échantillonnage doit être deux fois plus élevée que la plus haute fréquence contenue dans le signal de départ (théorème de Shannon). Si ce n'est pas le cas, on obtient un signal erroné par sous-échantillonnage.

La TFD est très longue à calculer. Pour accélérer cette opération, on a recours à l'algorithme de transformée de Fourier rapide (TFR) ou Fast Fourier Transform (FFT), le nombre d'échantillon devant être une puissance de deux.

Bilan :

- décomposition d'une fonction périodique : série de Fourier
- pour une fonction quelconque : transformée de Fourier (signal analogique)
- pour un signal numérique : transformée de Fourier discrète ou Digital Fourier Transform (DFT)
- pour accélérer les calculs : transformée de Fourier rapide ou Fast Fourier Transform (FFT)
- pour une image numérique, on doit faire une décomposition en 2 dimensions : double transformée de Fourier ou transformée de Fourier à

deux dimensions qui se fera par l'intermédiaire du plan de Fourier.

### I.6.3. Propriétés du plan de Fourier

Le **centre du plan** de Fourier gouverne le **contraste** et la forme générale de l'image ; c'est cette zone qui contient la majeure partie de l'information de l'image. Les **lignes périphériques** déterminent la **résolution spatiale**. Le centre du plan de Fourier contient les fréquences les plus basses et qui sont donc les plus intenses. La périphérie du plan de Fourier contient les fréquences les plus élevées d'intensité plus faible.

Une image doit avoir un bon rapport signal sur bruit et une bonne résolution spatiale (signaux de basses et de hautes fréquences). Elle est donc obtenue à partir de toutes les lignes (centrales et périphériques) du plan de Fourier. Il est cependant possible de privilégier l'un ou l'autre des paramètres (résolution spatiale ou contraste).

Au sein de plan de Fourier il existe une **symétrie de conjugaison (ou Hermitienne)** entre les données brutes composant les quatre quadrants. On retrouve 2 par 2 sous forme de conjugués complexes une symétrie en miroir des données brutes. Il est ainsi possible de reconstruire la moitié négative de la matrice à partir de la moitié positive par reconstruction de Fourier (base des techniques d'acquisition en demi-plan de Fourier et également en écho fractionné ou partiel). Ces méthodes d'imagerie par demi plan de Fourier introduisent cependant de nombreux artéfacts et sont, de ce fait, de mise en œuvre délicate.

## I.7. Les principales séquences utilisées et leur déroulement

I.7.1. La séquence de base : séquence d'écho de spin ou spin-écho (ES ou SE)

- Principe

C'est historiquement, la première séquence utilisée. Actuellement, les séquences

d'écho de spin sont encore très utilisées en imagerie. Elles permettent d'obtenir un bon rapport signal/ bruit et de compenser les hétérogénéités du champ magnétique statique qui sont à l'origine d'artéfacts de susceptibilité magnétique dans les images.

En effet, le faible signal FID décroît encore plus rapidement du fait des inhomogénéités propres (constantes) de  $B_0$  qui accélèrent le déphasage des spins. Il existe cependant une méthode pour se débarrasser des inhomogénéités propres du champ principal externe  $B_0$  et ainsi **accéder au vrai T2 par l'écho de spin**. Après une impulsion RF de  $90^\circ$ , au bout de  $TE/2$  (temps de demi écho), une impulsion RF de  $180^\circ$  est appliquée : elle va inverser les déphasages sans modifier le sens de rotation ainsi on peut s'affranchir des déphasages induits par  $B_0$ .

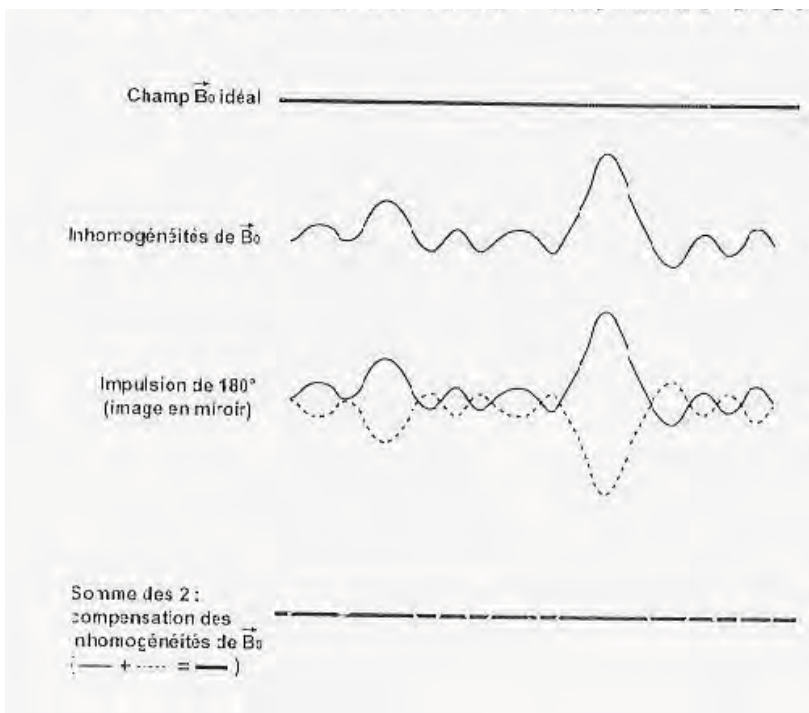


Figure 21 : l'impulsion de  $180^\circ$  permet de s'affranchir des inhomogénéités du champ

La lecture du signal s'effectue à l'instant TE suivant l'impulsion initiale  $\theta$ . Ce cycle ne permet d'obtenir qu'une ligne de l'image. Pour avoir les lignes suivantes, il faut

répéter pour chaque ligne le cycle d'impulsion de  $90^\circ$  et  $180^\circ$ .

Dans cette séquence, le temps d'écho TE correspond au temps de mesure et le temps de répétition TR à l'intervalle séparant 2 impulsions de  $90^\circ$ . Le TR correspond aussi au temps de passage d'une ligne sur l'autre mais également au temps de repousse de l'aimantation longitudinale. La séquence répétée n fois est appelée séquence multi-écho qui permet d'obtenir n échos aux instants successifs TE, 2TE, ...nTE.

Le mécanisme de cette séquence est le suivant : après l'impulsion de  $180^\circ$ , les spins qui précédaient le plus rapidement vont se retrouver à présent derrière les plus lents et les vitesses de précession et les sens de rotation restent identiques. Au bout d'un temps  $2TE/2 = TE$  (temps d'écho) les spins seront de nouveau presque en phase engendrant un signal dit d'écho de spin.

La formation d'un écho de spin par une impulsion de  $180^\circ$  ne permet de s'affranchir que des déphasages dus aux inhomogénéités de  $B_0$  qui sont constantes et non pas des déphasages aléatoires dus aux inhomogénéités de champ d'origine moléculaire (relaxation spin-spin ou transversale).

L'impulsion RF de  $180^\circ$  permet d'accéder au vrai T2 et la répétition des impulsions de  $180^\circ$  augmente la pondération en T2.

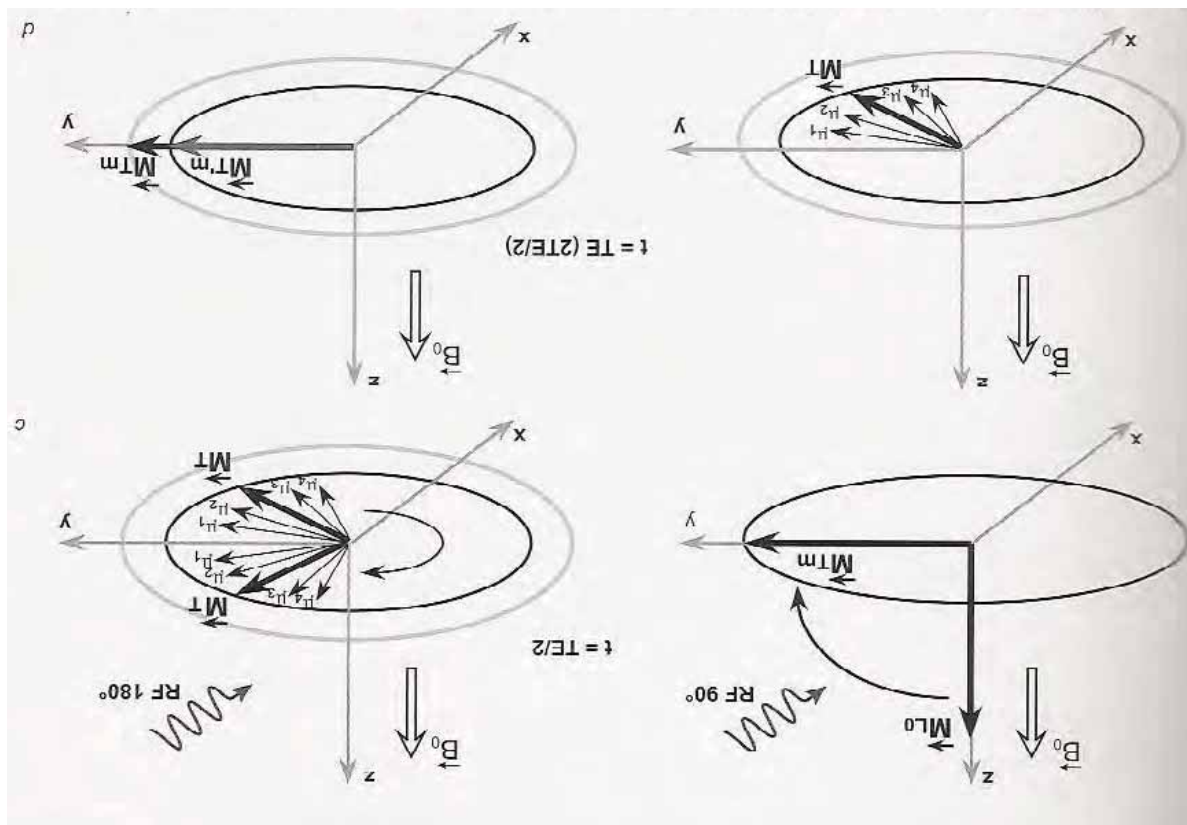


Figure 22 : Illustration du phénomène de l'écho de spin :

- 1) A  $t = 0$  les spins sont en phase,  $M_T$  est maximal
- 2) Les spins se déphasent à cause des inhomogénéités du champ magnétique d'origine moléculaire (relaxation spin spin irréversible) et à cause des inhomogénéités propres de  $B_0$
- 3) L'impulsion RF est appliquée : elle inverse les déphasages (images en miroir)  
 $M_T$  est de nouveau maximal induisant un signal dit d'écho de spin que l'on mesure

Ces séquences présentent cependant certains inconvénients.

Le temps d'acquisition des images est relativement long car le temps d'écho TE doit être supérieur au temps d'éblouissement de la bobine et à la durée de commutation des gradients (quelques dizaines de millisecondes).

La séquence en écho de spin ne permet pas l'obtention de l'état d'équilibre dynamique (SSFP : Steady State Free Precession) requis pour la réalisation des séquences d'imagerie rapide et ultra rapide (ciné IRM).

Pour pallier certains inconvénients des séquences d'écho de spin, en particulier pour réduire la durée des examens d'IRM, d'autres méthodes sont utilisées dans lesquelles des gradients magnétiques remplacent les impulsions  $180^\circ$  de rephasage pour assurer la refocalisation des spins.

- **Contraste en écho de spin**

En séquence de spin écho, le contraste de l'image est lié au choix du **TR** et du **TE**.

Un raccourcissement du TR pondère en T1. Un allongement du TR dépend de T1.

Un allongement du TE pondère en T2. Un raccourcissement du TE dépend de T2.

Une séquence à TR et TE courts est pondérée en T1.

Une séquence à TR et TE longs est pondérée en T2.

Une séquence à TR long et à TE court est pondérée en densité de protons.

### **1.7.2. Séquence d'écho de gradient**

- **Principe**

La séquence d'écho de spin contient déjà un équivalent « d'écho de gradient » qui a pour rôle d'éviter les déphasages induits par le gradient de lecture  $G \omega$ . En induisant des différences en fréquence, l'application d'un gradient, quel qu'il soit, induit toujours des différences en phases (des protons).

Ces décalages sont nuisibles car ils vont diminuer le signal RMN des protons par déphasage des spins.

La perte du signal devient d'autant plus grande que l'amplitude du signal augmente. Le signal peut devenir difficilement mesurable.

Pour s'affranchir des décalages de phase induits par  $G \omega$  on applique un gradient de fréquence particulier dit gradient bipolaire, divisé en deux gradient ou lobes de même amplitude et de polarité inverse. Ces gradients de fréquence ou de lecture de type bipolaire constituent le principe exploité en écho de gradient. Pendant une période très courte, un gradient d'abord négatif (gradient de déphasage) est appliqué dans la direction du codage de fréquence (gradient de lecture). Les spins se



déphasent. Immédiatement après, un gradient positif (gradient de rephasage) est appliqué. Il va exactement compenser le déphasage des spins induit par le premier gradient. Les spins se rephasent. Le signal apparaît sous la forme d'un écho de gradient.

Dans ce type de séquence, l'angle de bascule est en général inférieur à  $90^\circ$  ce qui permet de diminuer le TR entre chaque impulsion.

Les séquences d'écho de gradient dans lesquelles les impulsions de rephasage de  $180^\circ$  font défaut vont être beaucoup plus sensibles aux éventuelles modifications locales du champ magnétique (inhomogénéités du champ, susceptibilité magnétique, implants métalliques). Le signal obtenu est donc pondéré en  $T2^*$  et non plus en  $T2$ .

En écho de gradient, la réduction du TR peut entraîner la persistance d'une aimantation résiduelle. Selon la façon dont sera gérée l'aimantation résiduelle, nous aurons affaire à deux principaux types de séquences :

- les séquences d'écho de gradient avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle
- les séquences d'écho de gradient à l'état d'équilibre dont l'aimantation transversale est conservée. Cette aimantation résiduelle va donc participer au signal.

Ce type de séquence est particulièrement adapté à l'imagerie 3D.

#### ○ **Contraste en imagerie d'écho de gradient**

En séquence d'écho de gradient le contraste dépend du **TR**, du **TE** et de l'**angle de bascule** mais aussi de la **structure de la séquence**.

Si l'angle de bascule est grand (= TR court), la séquence sera d'autant mieux pondérée en  $T1$ .

Si l'angle de bascule est faible (=TR long), la séquence sera dépondérée en  $T1$  (pondérée en densité de protons).

Les séquences d'écho de gradient (EGR) sont bien adaptées au contraste en  $T1$  et en  $\rho$  mais il est plus difficile d'obtenir en EGR une bonne pondération en  $T2$ . Ce

problème peut être résolu par un balayage rapide du plan de Fourier (balayage de plusieurs lignes de la matrice).

### I.7.3. Séquence en Inversion récupération (IR)

Ce type de séquence permet d'obtenir un meilleur contraste que la pondération en T1. Cette séquence comporte une impulsion initiale de 180°. Immédiatement après cette impulsion l'aimantation totale M est parallèle au champ magnétique mais de sens opposé. On laisse ensuite repousser l'aimantation longitudinale de  $-Mz_0$  à  $Mz_0$ . Pour pouvoir mesurer le temps d'aimantation, on bascule au temps  $T_i$  dit temps d'inversion dans le plan transversal, le vecteur d'aimantation  $Mz$  par une impulsion de 90°. Le signal est mesuré au bout de TE après une impulsion supplémentaire de 180° (comme en spin écho) : c'est la séquence inversion récupération – spin écho.

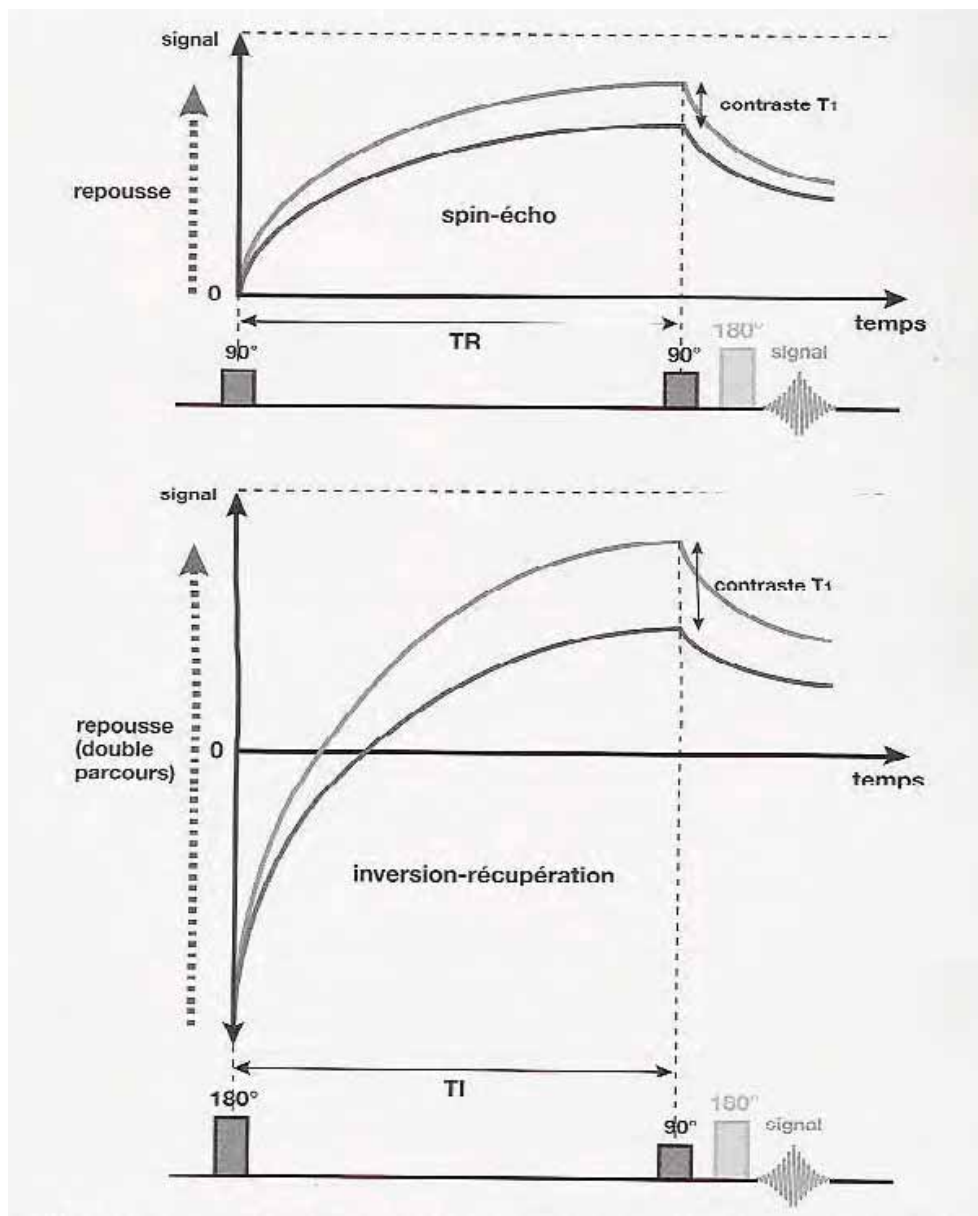


Figure 23 :

En inversion récupération, l'augmentation du contraste en T1 (par rapport à l'écho de spin) s'explique par le fait que lors de la repousse l'aimantation longitudinale décrit un double parcours qui majore les différences en T1.

Dans une séquence IR d'imagerie du tissu cérébral à 1,5T (T1 de l'ordre de 600 ms) on choisira par exemple un T1 de 700 ms, un TR de 3000ms et un TE de 25 ms.

L'aimantation longitudinale décrit un double parcours qui majore les différences en T1. Les atlas anatomiques sont réalisés à partir d'images en IR.

NB : Exemples de séquences basées sur l'inversion récupération :

- STIR : Short Inversion Time Inversion Recovery : suppression de graisse
- FLAIR : Fluid Attenuated Inversion Recovery : suppression des liquides

#### 1.7.4. Chronogrammes des événements d'une séquence IRM et durée d'acquisition

- Chronogramme des événements (impulsions RF et trois gradients) dans une séquence écho de spin

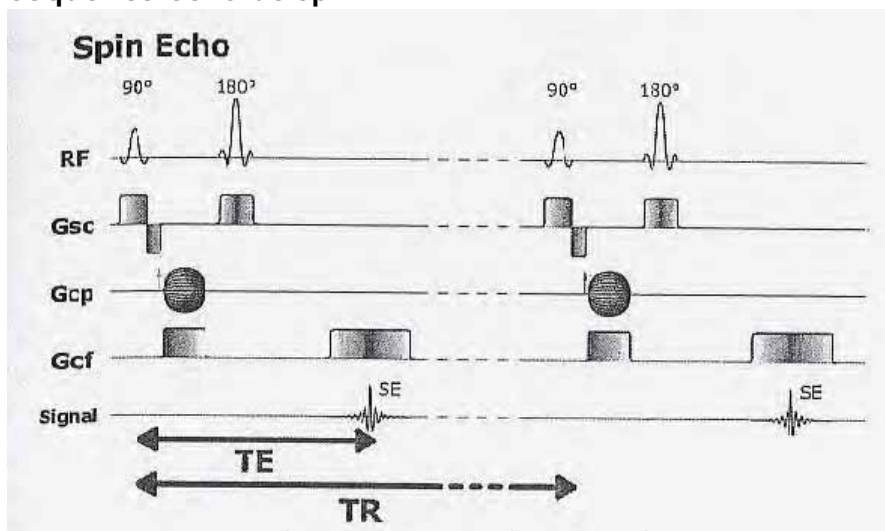


Figure 24 : déroulement d'une séquence d'écho de spin

- 1) impulsion RF de 90° simultanément au gradient de sélection de coupe bipolaire G<sub>sc</sub>
- 2) gradient de codage de phase G<sub>φ</sub> (codage des lignes de la matrice)
- 3) impulsion RF de 180° simultanément au gradient de sélection de coupe bipolaire G<sub>sc</sub> (les impulsions RF de 90° et de 180° doivent être sélectives de la même coupe)

4) gradient de lecture bipolaire  $G\omega$  (codage des colonnes de la matrice) comportant un écho de gradient qui doit coïncider avec la réapparition du signal par écho de spi

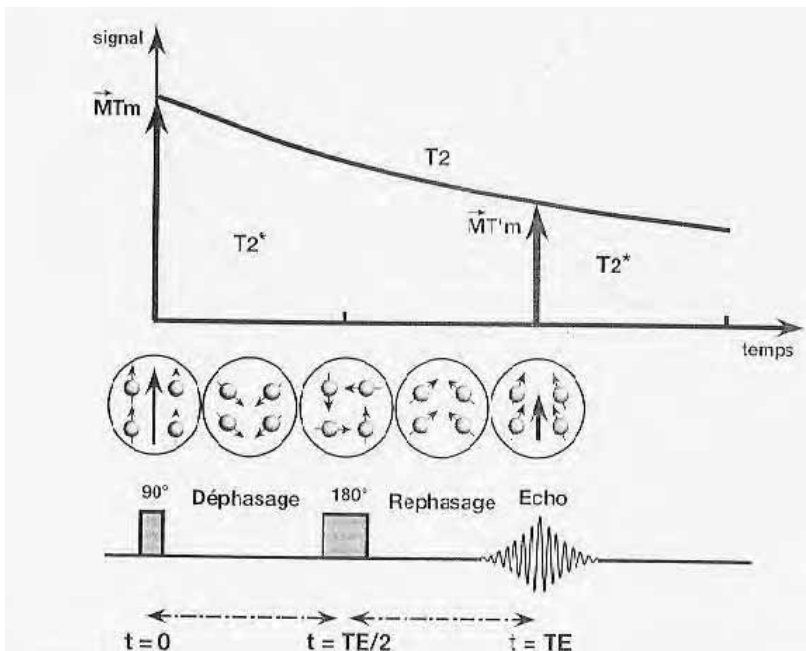


Figure 25 : chronologie des événements au cours de l'écho de spin

- Chronogramme des événements (impulsions RF et trois gradients) dans une séquence écho de gradient standard

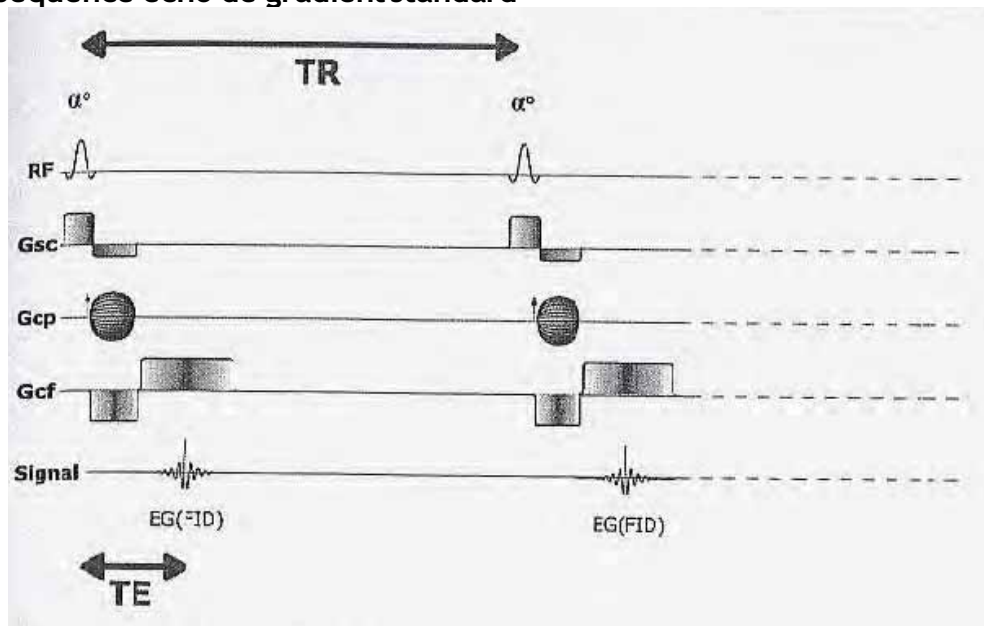


Figure 26 : déroulement d'une séquence d'écho de gradient

- 1) impulsion de  $\theta^\circ$  ( $\theta < 90^\circ$ ) simultanément au gradient de sélection de coupe bipolaire  $G_{ss}$
- 2) gradient de codage de phase  $G_\phi$  (codage des lignes de la matrice)
- 3) gradient de lecture bipolaire  $G_\omega$  et écho de gradient qui permet la réapparition du signal au temps TE.

Ces cycles ne permettent d'obtenir l'information que pour une ligne.

Pour les lignes suivantes de la matrice, il faut réappliquer le gradient de codage de phase autant de fois qu'il y a de lignes dans la matrice image, en l'incrémentant d'une ligne sur l'autre.

L'image est donc obtenue ligne par ligne par une double progression :

- 1) horizontale : (en x) lecture d'une même ligne correspondant au codage en fréquence par le gradient de lecture  $G_\omega$ .
- 2) verticale : passage d'une ligne à la suivante par incrémentation du gradient de codage de phase pour obtenir successivement les lignes de l'image.

Le temps de passage d'une ligne sur l'autre est le temps de répétition TR, séparant deux impulsions de  $90^\circ$ , puisque chaque cycle commence par une impulsion de  $90^\circ$ . Pour améliorer la qualité de l'image (rapport S/B), il faut parfois repasser deux fois ou plus sur chaque ligne avant de passer à la ligne suivante le nombre de passage sur chaque ligne est appelé nombre d'accumulations ou excitations ( $N_{ex}$ )

- **durée d'une séquence = temps d'acquisition ( $T_{ac}$ )**

C'est le temps nécessaire à l'obtention d'une image.

Il dépend de plusieurs paramètres :

- temps de répétition TR

- nombre de lignes  $N_p$  de la matrice
- nombre d'excitation  $N_{ex}$  (nombre d'accumulations)

Le nombre de colonnes de la matrice n'intervient pas dans la durée d'une séquence contrairement au nombre de lignes.

## I.8. Imagerie rapide

En utilisant les séquences d'imagerie classiques décrites précédemment, une exploration complète peut durer jusqu'à 45 min.

La réduction de la durée de l'examen permet :

- de faire des économies (plus de patient sont examinés sur le même intervalle de temps)
- d'améliorer le confort du patient
- de réduire les artéfacts de mouvement
- de permettre la réalisation d'images en apnée
- de faire de l'imagerie 3D avec des temps d'acquisition moindres

### I.8.1. Origine des temps long d'acquisition

La relation permettant de calculer le temps d'acquisition est la suivante :

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

avec :

$T_{ac}$  : Temps d'acquisition

$TR$  : Temps de répétition : intervalle de temps séparant la réalisation de lignes.

$N_{ex}$  : Nombre d'excitation : il est difficile de réduire ce paramètre, en particulier sur les appareils à champ moyen car sa réduction nuit trop au rapport S/B.

$N_p$  : nombre de pas du codage de phase : il est possible de le réduire au dépens de la résolution spatiale ou du rapport S/B.

### I.8.2. Réduction du TR

Le TR doit être proche du T1 des tissus étudiés pour éviter une trop grande baisse du rapport S/B. Une réduction trop importante du TR n'est donc pas possible pour

diminuer la durée de l'examen en imagerie de spin écho car elle conduit à une diminution trop importante du signal. Le TR est ainsi supérieur ou égal à 300ms et pour diminuer la durée d'acquisition d'une séquence il faut réduire les deux autres paramètres : Nex et Np.

### I.8.3. Réduction du nombre de mesures

- réduction du nombre d'excitations

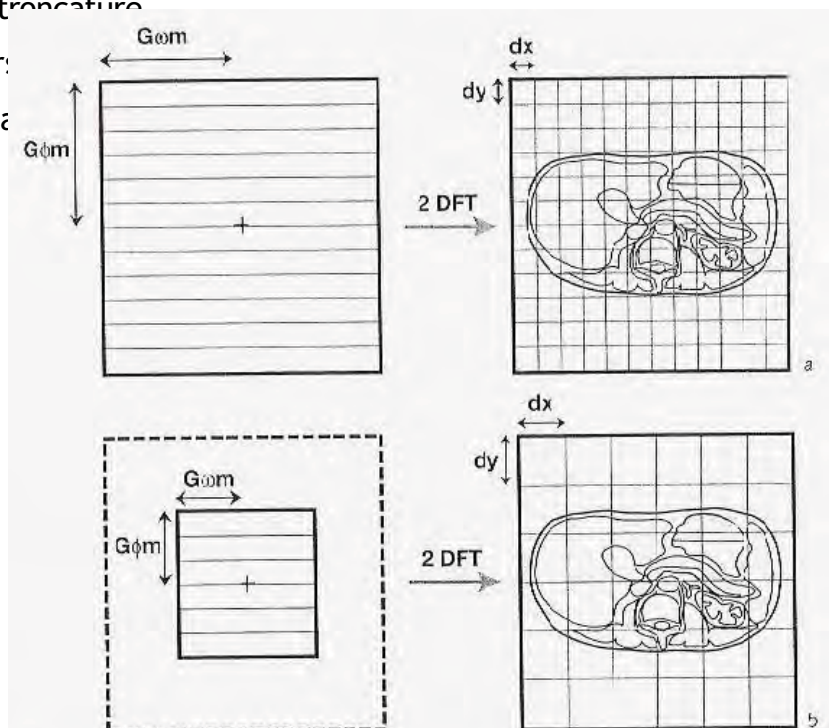
La durée d'acquisition est proportionnelle à Nex. En pratique, on ne peut utiliser une seule excitation que sur les appareils à haut champ (qui ont bon rapport S/B). De plus, en réduisant le nombre d'excitations, les artéfacts de mouvement vont être augmentés. Ainsi, pour l'imagerie abdominale ou cardiaque, il vaut mieux réduire la matrice ou le champ de vue plutôt que de réduire le nombre d'excitations.

- réduction de la taille de la matrice

La durée d'acquisition d'une séquence est proportionnelle à la taille de la matrice dans le sens du codage de la phase.

Pour un champ de vue de même taille, une matrice avec des pixels rectangulaires permet d'acquérir l'image plus vite. Comme la taille du pixel est plus grande, la résolution spatiale diminue et le rapport signal sur bruit augmente. La réduction du nombre de lignes de la matrice sans réduction du champ de vue augmente les artéfacts de troncature.

On peut alors :



ge ; mais, de



Figure 27:

lorsqu'on réduit la taille de la matrice, la réduction de l'échelle de plan de Fourier entraîne une diminution de la résolution spatiale et une augmentation de la taille du pixel

- **réduction du champ de vue**

En réduisant à la fois la matrice et le champ de vue, il est possible de réduire le temps d'examen sans perte de résolution spatiale. On peut associer cette technique à augmentation du nombre d'excitations qui, par moyennage, va diminuer les artéfacts de mouvement (augmenter le nombre d'excitations augmente cependant la durée d'acquisition).

Pour éviter les artéfacts de repliement, il faut adapter la taille du champ de vue par rapport à l'objet. On peut également utiliser la technique anti-repliement. En IRM cardio-vasculaire ou abdominale, l'utilisation de matrices asymétriques avec champ de vue rectangulaire et pixels carrés est la plus indiquée si l'on souhaite diminuer le temps d'acquisition.

#### **I.8.4. Utilisation des propriétés du plan de Fourier**

En utilisant les propriétés du plan de Fourier, il est possible de diminuer le temps d'acquisition par un remplissage plus rapide de celui-ci. Les différentes méthodes possibles sont :

- 1) **Le balayage d'un demi plan de Fourier** : la symétrie hermitienne du plan de Fourier peut être exploitée pour réduire de « moitié » la durée de l'acquisition des séquences.
- 2) **L'augmentation de la vitesse de balayage** dans les séquences d'écho de gradient rapide (séquences FLASH et dérivés)
- 3) **Le balayage de plusieurs lignes à la fois** dans les séquences à tir multiples ou séquences de type Multishot (spin écho rapide : RARE et dérivés, Turbo FLASH segmenté ou Echo Planar segmenté)
- 4) **Tout le plan de Fourier peut être balayé pendant une seule excitation** dans les séquences à tirs unique ou séquences de type Single Shot ou Snapshot (Echo Planar, Snapshot ou Turbo FLASH, FAST-SPGR,)
- 5) **Le balayage du plan de Fourier en spirale** à partir de son centre (contrôle du contraste)
- 6) **Codage radiaire du plan de Fourier** (imagerie cardiaque, imagerie de diffusion)

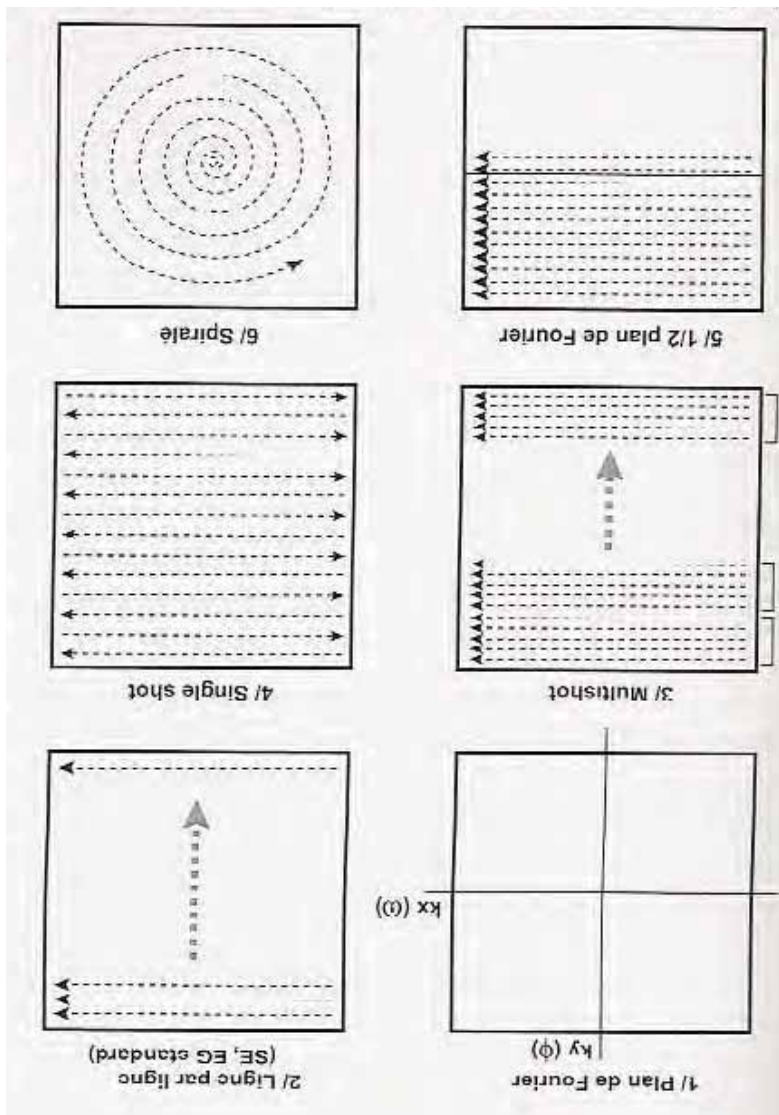


Figure 28 :  
les différents modes de balayage du plan de Fourier

- **Imagerie en demi-plan de Fourier**

La symétrie Hermitienne du plan de Fourier (qui découle de la symétrie des gradients) peut être utilisée pour réduire de moitié la durée d'acquisition des séquences. On peut reconstruire par calcul la moitié manquante de la matrice.

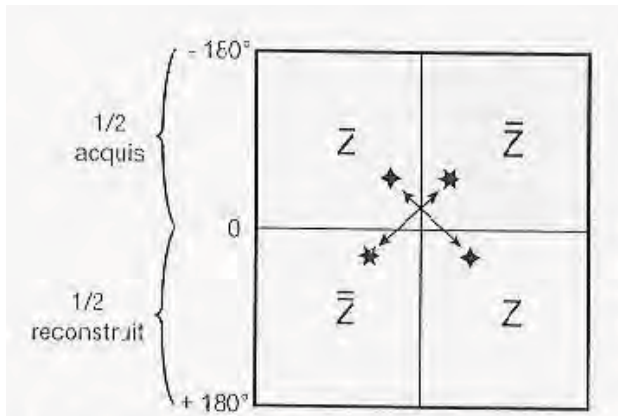


Figure 29 :  
principe de l'utilisation de la symétrie  
Hermitienne du plan de Fourier

Ces séquences sont sensibles au flux, aux mouvements qui peuvent altérer la symétrie de distribution des phases dans le plan de Fourier. Ce sont des séquences de type HASTE (Half Fourier single shot turbo spin écho).

- **Séquences d'écho de spin rapide (RARE et dérivés)**

La méthode RARE (Rapid Acquisition Relaxation Enhanced) ou ESR (Echo de Spin Rapide) consiste à modifier une séquence d'écho de spin multi-échos de manière à reconstruire une seule image à partir de l'acquisition de plusieurs échos. La durée de l'acquisition de l'image est alors divisée par le nombre d'échos par rapport à une séquence classique d'écho de spin. Ces différentes séquences sont notées fast-SE, FSE, TSE (pour fast ou turbo spin écho)

La séquence d'écho de spin rapide permet de réduire le temps d'acquisition d'une séquence pondérée en T2 (utilisation très fréquente de cette séquence) sans perte significative du rapport S/B de l'image.

Dans les séquences d'ESR, il y a réduction des flux pulsatiles et ces séquences sont moins sensibles que les ES aux inhomogénéités du champ magnétique et aux effets de susceptibilité magnétique.

La résolution spatiale des images obtenues par ce type de séquence peut être diminuée pour les lignes de l'espace k remplies avec des échos tardifs.

La durée de l'acquisition en un seul passage peut être encore réduite par la technique du demi plan de Fourier.

Les acquisitions radiales (ou codage radiaire du plan de Fourier) peuvent aussi être associées à l'ESR dans le but de diminuer les artéfacts de mouvement.

- **Séquences d'écho de spin ultra rapide**

Il est possible d'obtenir le remplissage de l'ensemble du plan de Fourier après une seule impulsion de  $90^\circ$ . Ces sont les séquences Single Shot. Pour ces séquences également, il est possible de n'acquérir que la moitié du plan de Fourier (en réalité un peu plus de la moitié). Les lignes manquantes sont calculées grâce aux propriétés de symétrie du plan de Fourier. La majorité des images obtenues sont pondérées en T2. Ces séquences sont peu sensibles aux artéfacts de mouvement cependant le rapport S/B est faible de même que la résolution spatiale (flou dans la direction du codage de phase).

- **EPI : Echo Planar Imaging**

Les techniques d'imagerie par écho planar sont actuellement les plus rapides mais la résolution spatiale est limitée.

Il est possible de balayer plan le Fourier en un seul signal (Single Shot).

La séquence EPI en écho de gradient est constitué d'une impulsion unique de  $90^\circ$  suivie de la lecture du signal qui fournit des images pondérées en T2\*. Ces séquences sont très sensibles aux inhomogénéités du champ magnétique.

La séquence EPI en écho de spin comprend après une impulsion de  $90^\circ$ , une impulsion de  $180^\circ$  suivie de la lecture du signal. Les images obtenues sont pondérées en T2.

La séquence EPI en inversion récupération comprend une impulsion de  $180^\circ$  avant celle de  $90^\circ$  et fournit des images pondérées en T1.

Les gradients nécessaires à l'EPI sont intenses avec des temps de montée courts.

La technique d'écho planar est très sensible au déplacement chimique entre les molécules d'eau et les molécules de lipides ; pour éviter cela, les constructeurs fournissent des séquences EPI avec suppression de la composante graisseuse.

Les autres artéfacts en séquence EPI sont :

- la susceptibilité magnétique
- l'apparition d'images fantômes liée aux courants induits par les gradients
- des artéfacts de déplacement chimique liés à l'étroitesse de la bande passante.

L'écho planar a permis le développement de l'imagerie d'activation cérébrale.

### **I.8.5. Le mode multicoupe**

Il consiste à acquérir simultanément des informations sur plusieurs coupes. En effet, la durée d'obtention d'un signal d'une ligne d'un plan de coupe donné est de l'ordre de TE. Le temps restant (TR-TE) entre la fin de l'impulsion et le début du cycle suivant peut alors être utilisé pour exciter un autre plan de coupe en modifiant la valeur du gradient de sélection de coupe Gz.

### **I.8.6. Imagerie rapide par écho de gradient**

- **réduction de l'angle de bascule**

L'utilisation d'un écho de gradient associé à des angles de bascule (angle de flip) réduits permet de réduire le TR en dessous du T1 sans perte de signal. Ce phénomène est expliqué par la théorie de l'angle optimum de Ernst qui stipule que pour toute combinaison de T1 et de TR correspond un angle de flip optimal produisant un signal maximal. La réduction de l'angle de flip (quelques dizaines de degrés) de l'onde RF conduit à un état d'équilibre stationnaire où une grande majorité de l'aimantation est stockée dans le sens longitudinal puisqu'il n'y a plus bascule complète de l'aimantation. La répétition de ce basculement partiel de M a lieu au rythme de l'ordre de 10 à 100 fois supérieur à celui des séquences classiques. Le temps de répétition TR étant de l'ordre de quelques dizaines de millisecondes.

L'utilisation de temps de répétition courts permet de réduire la durée d'acquisition d'une coupe à quelques secondes mais le nombre de coupes simultanément obtenues en mode multicoupe est alors faible.

- **Exemple de séquences d'écho de gradient « rapides » (EGR)**

Comme nous venons de le voir, les techniques d'écho de gradient permettent une diminution significative du TR sans nuire excessivement au rapport signal/bruit pour deux raisons :

- réduction concomitante de l'angle de bascule
- un TR court permet la réalisation d'un nombre plus élevé de mesure (balayages de lignes = excitations) par unité de temps.

- **séquences d'EGR avec destruction de l'aimantation transversale**

**résiduelle (spoiled gradient echo)**  
Quand le TR est inférieur au T2, il va persister une aimantation transversale résiduelle lors de l'impulsion RF suivante. Le but de ce type de séquence est de détruire entièrement l'aimantation transversale résiduelle pour éviter qu'elle ne contribue à la formation du signal lors de l'excitation suivante. Le contraste de ce type de séquence sera pondéré en T1 ou en densité de protons selon l'angle de bascule. Pour un angle de bascule petit, la séquence est pondérée en densité de protons. Pour un angle de bascule supérieur à 45°, les images seront pondérées en T1. Ces séquences permettent l'acquisition d'images en apnée mais sont sensibles aux artéfacts de susceptibilité magnétique.

- **séquences d'EGR avec l'état d'équilibre de l'aimantation transversale résiduelle par gradient « rephaseur » seul (steady state cohérent**

**gradient echo)**  
Ce type de séquence force le signal des tissus à T2 longs (liquides). Pour TR >> T2\*, le contraste est le même que pour la séquence précédente. Pour les TR très courts, une pondération en T2\* peut être obtenue.

- **séquence type d'état d'équilibre avec contraste renforcé en T2 (contrast enhanced steady state gradient echo)**

Le rapport S/B de cette séquence est moins bon que pour les séquences précédentes mais la pondération en T2 est plus élevée. A ce titre, ce sont les seules séquences d'écho de gradient qui permettent une bonne pondération en T2. Ce type de séquence est peu utilisé.

### 1.8.7. Techniques d'imagerie instantanée

Des méthodes d'imagerie ultra-rapides permettant d'obtenir des images « en temps réel » sont actuellement proposées. Ces séquences donnent des images assez faiblement contrastées mais sont très utiles en imagerie vasculaire et en imagerie fonctionnelle.

- **écho de gradient « ultra-rapide »**

- **écho de gradient à l'équilibre avec gradients équilibrés**

L'application de gradients équilibrés dans les 3 directions de l'espace permet de s'affranchir des déphasages des flux à vitesse constante. Ces séquences permettent de faire de l'imagerie ultra-rapide avec un bon rapport S/B et un bon contraste entre le liquide et le tissu.

- **Snapshot Imaging**

Le contraste des images de type Snapshot Imaging est en densité protonique du fait du très petit angle de bascule. Cependant, par une préparation adéquate de l'aimantation avant la séquence, une pondération en T1 est réalisable (de même pour obtenir une pondération en T2).

Comme en ESR, l'acquisition peut se faire en un seul passage (Single Shot) ou plusieurs passages (version segmentée). Ces acquisitions segmentées permettent d'obtenir des images ciné-cardiaque.

L'acquisition 3D est également possible pour obtenir des images bien pondérées en T1 de l'ensemble du cerveau permettant par la suite des reconstructions multiplanaires de bonne qualité (MPR).

- **l'écho planar**

Comme en ESR, plusieurs lignes voire l'ensemble du plan de Fourier est acquis à la suite d'une excitation.

### **I.8.8. Les techniques d'acquisitions parallèles**

Pour réduire le temps d'acquisition, on peut également utiliser la sensibilité des antennes de codage de surface comme paramètre de codage spatial de l'image. On se sert des informations recueillies par différentes antennes de surface disposées en réseau phasé. Le rapport S/B est ainsi augmenté.



Deux catégories de procédés coexistent selon que les données sont traitées avant la transformée de Fourier (dans le domaine fréquentiel) ou après la transformée de Fourier (dans le domaine image).

- **Acquisitions parallèles reconstruites dans le domaine image : technique SENSE ou équivalent**

Le principe consiste à provoquer volontairement un repliement de l'image puis à reconstituer l'image d'origine grâce à la connaissance de la sensibilité des éléments d'antennes disposés en réseau phase. Chaque antenne possède donc son propre profil de sensibilité. Lors de l'acquisition d'une image repliée, l'intensité du signal provient à la fois du signal de sa position réelle et du signal émanant de la portion repliée qui se projette à cet endroit en fonction de la sensibilité  $C$  de l'antenne. Il en est de même pour tous les points de l'image. L'image aura donc été acquise plus vite tout en conservant sa résolution spatiale.

Pour réduire encore le temps d'acquisition, on peut diminuer le nombre de lignes du plan de Fourier ce qui accroît l'artéfact de repliement. Dans ce cas, il faut disposer de plus d'antennes possédant leur sensibilité propre pour obtenir le dépliement de l'image.

Cependant, dans ce type de séquence le rapport  $S/B$  est diminué. Les applications du SENSE sont nombreuses notamment lorsque les séquences utilisées disposent intrinsèquement d'un bon rapport  $S/B$  : acquisition 3D ou séquences d'angiographie 3D avec injection de gadolinium.

Au lieu de diminuer le temps d'acquisition des séquences, on peut opter pour une augmentation de la résolution spatiale, à temps d'acquisition équivalent, ou pour une amélioration de la "couverture" de la région explorée en augmentant le nombre de coupes (par augmentation du TR) sans compromis sur le temps.

- **Acquisitions parallèles reconstruites dans le domaine fréquentiel : technique SMASH ou équivalent**

Cet technique repose aussi sur l'utilisation d'antennes en réseau phasé. Chaque élément d'antenne réceptionne les données provenant de sa zone de couverture conduisant au remplissage d'un plan de Fourier. Ces derniers sont ensuite combinés pour n'en former qu'une seule à l'origine de l'image complète. Dans cette technique, la connaissance des profils de sensibilité des différentes antennes permet d'acquérir moins de lignes du plan de Fourier et donc de diminuer le temps d'acquisition.

Le temps de reconstruction est réduit par rapport au SENSE car il s'effectue à partir du plan de Fourier et non pas point par point comme en SENSE.

Comme en SENSE, cette technique permet de réduire les temps d'acquisition tout en maintenant une bonne qualité d'image ou d'augmenter la résolution spatiale à temps d'acquisition équivalent.

Les applications des techniques d'acquisition parallèles concernent :

- Echo planar (imagerie de diffusion, de tenseur de diffusion et imagerie de perfusion) : augmentation de la résolution spatiale, réduction des artéfacts (en rapport avec la sensibilité de l'écho planar aux artéfacts de susceptibilité magnétique)
- Imagerie cardiaque et abdominale
- Angiographie par résonance magnétique
- IRM à très haut champ

### **NB : séquences hybrides (écho de spin + écho de gradient)**

Ces séquences utilisent :

- l'utilisation d'impulsions de  $180^\circ$  de rephasage pour créer un train d'écho de spin comme en écho de spin rapide
- la lecture de plusieurs échos de gradients entre chaque impulsion de  $180^\circ$  come en écho de gradient

Ces séquences permettent de remplir l'espace k plus vite et permettent de diminuer la quantité d'énergie déposée.

## **I.9. Imagerie 3D**

L'acquisition d'images en 3 dimensions est obtenue par le recueil du signal dans tout un volume qui pourrait correspondre à une « coupe épaisse ». La reconstruction d'effectue ensuite par une transformée de Fourier 3D.

On ajoute en plus des deux gradients de codage de fréquence ( $G_{\omega x}$  en  $x$ ) et de phase ( $G_{\phi y}$  en  $y$ ), un **gradient de codage de phase supplémentaire dans l'axe de sélection de coupe ( $G_{\phi z}$  en  $z$ )**.

Ainsi, le temps d'acquisition d'une séquence 3D dépend :

- du temps de répétition TR
- du nombre de lignes  $N_{py}$  de la matrice
- du nombre d'accumulation
- du nombre de coupes c'est-à-dire du nombre de lignes  $N_{pz}$  dans la matrice correspondant au nombre de coupes

Comme nous l'avons précédemment, les séquences d'écho de gradient (TR très courts) et les séquences de type spin écho rapide permettent une utilisation en pratique clinique des acquisitions 3D (sans ces séquences le temps d'acquisition serait en effet beaucoup trop long).

## **I.10. Imagerie de flux sanguin : l'angiographie par résonance magnétique (ARM) [1]**

Comme nous l'avons précédemment, le flux macroscopique est un des paramètres qui détermine le contraste en IRM. Le phénomène de flux permet ainsi de visualiser les vaisseaux sanguins spontanément sans injection de produit de contraste. Mais, c'est aussi un phénomène qui génère des artéfacts ; artéfacts qui peuvent cependant être utile du point de vue diagnostique. Il existe pour cela des séquences particulières permettant soit de mesurer les vitesses circulatoires soit de différencier les structures fixes et des fluides circulants. Les phénomènes de flux sont aussi présents au niveau du flux pulsatiles du LCR.

### **I.10.1. Rappel : signal IRM du sang et des hématomes**

Le T1 du sang est long (800 à 1200 ms à 1,5 tesla). Le T2 du sang est, quant à lui,

fonction de son degré d'oxygénation : le sang artériel a un T2 plus long que le sang veineux.

Le sang est de signal hypointense en T1 et hyperintense en T2.

A la suite d'hémorragie cérébrale, le signal du caillot sanguin dépend du délai par rapport au saignement :

- 1) hématome suraigu : dans ce cas, c'est du sang frais qui est visualisé. Le signal est donc hypointense en T1 et hyperintense en T2, par analogie à un signal liquidien.
- 2) hématome subaigu (quelques jours - semaines) : le signal est hyperintense en T1 et hypointense en T2.
- 3) hématome chronique (quelques semaines - mois) : on observe alors un anneau hypointense à la périphérie d'une lésion hyperintense en T2 (idem en T1).

### **I.10.2. Caractéristiques du flux sanguin**

Le flux sanguin est caractérisé par : sa **vitesse**, son **accélération**, sa **direction**.

Ainsi, le flux peut être laminaire ou turbulent. Le flux est laminaire lorsque sa vitesse est faible (cas du flux veineux par exemple). La vitesse du fluide est maximale au centre et minimale sur les parois. Le flux est turbulent lorsque sa vitesse est élevée ; des mouvements circulatoires locaux vont alors apparaître.

Le flux artériel peut appartenir à ces deux catégories. Il est laminaire en diastole et turbulent en systole. La vitesse du flux sanguin n'est pas constante : le sang progresse de manière pulsatile.

### **I.10.3. Les phénomènes de flux**

Pour comprendre les différents phénomènes de flux il faut se rappeler que :

- l'intensité du signal du flux va dépendre de la vitesse de transit des protons
- seuls les protons ayant subi les impulsions de 90 et de 180° peuvent engendrer un signal en écho de spin
- 
- **Le phénomène de temps de vol**

- **Absence de signal : phénomène de sortie de coupe**

En IRM, un grand nombre de vaisseaux sont visibles par défaut de signal. C'est le phénomène le plus fréquent. Au-delà d'une certaine vitesse de flux sanguin, les protons stimulés par l'impulsion de  $90^\circ$  quittent le plan de coupe avant l'impulsion de  $180^\circ$  (avant  $TE/2$ ) : ils sont remplacés par des protons n'ayant pas été soumis à l'impulsion initiale de  $90^\circ$  et n'ont donc pas d'aimantation transversale. Par conséquent, ils ne peuvent générer de signal : le signal est alors recueilli est alors atténué par rapport à celui d'un liquide immobile

Ce phénomène est caractéristique d'un flux rapide (qui ne signifie par forcément flux artériel).

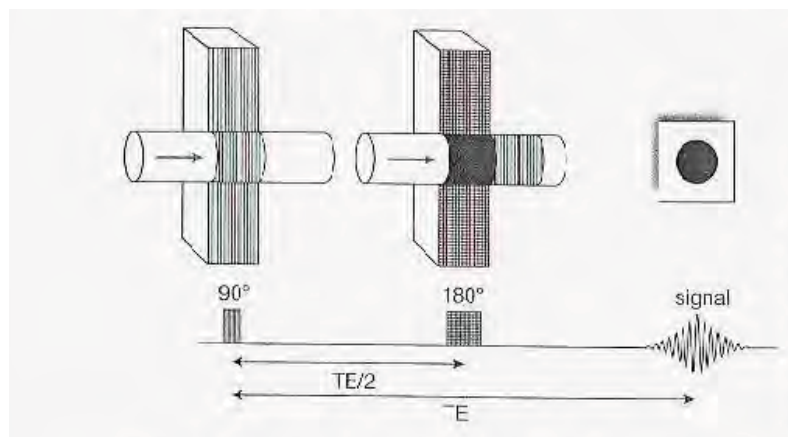


Figure 30 : absence de signal /phénomène de sortie de coupe

- **Phénomène d'entrée de coupe : renforcement paradoxal**

Ce phénomène apparaît lorsque la vitesse des protons est telle qu'il y a un renouvellement total ou partiel des protons circulant du plan de coupe excités par l'impulsion sélective de  $90^\circ$  à chaque cycle c'est-à-dire pendant l'intervalle TR. En début de cycle, ce sont donc des protons non encore stimulés qui subissent l'impulsion suivante de  $90^\circ$  : le vecteur d'aimantation longitudinale est maximal (protons non saturés) et son amplitude est plus grande qu'en l'absence de

renouvellement du liquide. Le signal engendré donc est maximal. L'utilisation de gadolinium intraveineux, en désaturant les spins, renforce le phénomène.

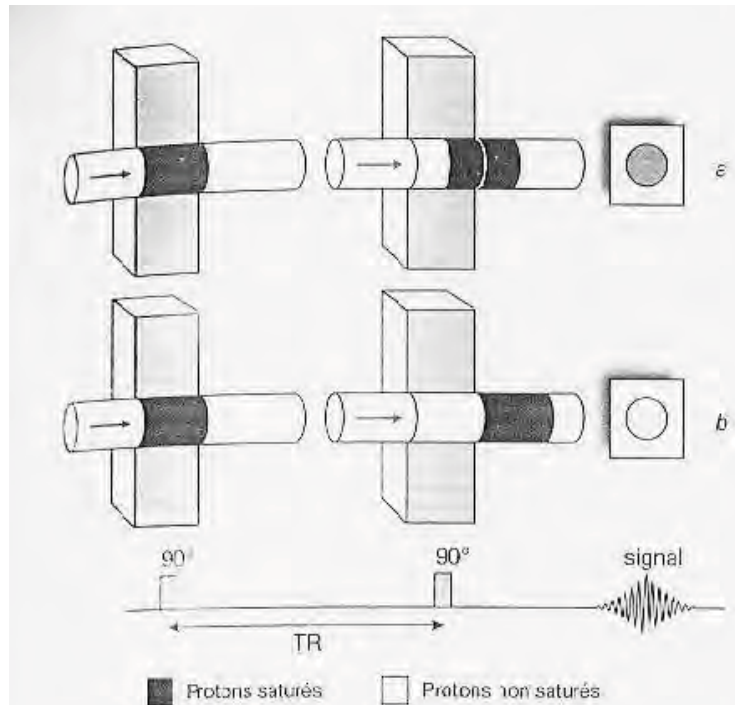


Figure 31:  
phénomène d'entrée de coupe / renforcement paradoxal du signal (flux lent)

En pratique, il est rare d'observer des phénomènes totalement purs. Ces phénomènes vont se combiner mais l'un d'eux sera prédominant.

- **Variation de la phase des spins circulants**

Il peut y avoir dispersion du signal intravoxel dans plusieurs cas :

- Lorsqu'il existe une modification importante de vitesse au sein d'un voxel. Il y aura alors une perte de signal intravasculaire. En angiographie par IRM, ce phénomène est responsable d'une réduction du calibre des vaisseaux.
- Lors de turbulences, accélération de la vitesse du flux ou à proximité d'un gradient de champ magnétique (variation de susceptibilité magnétique).

Or, le gradient bipolaire  $Gd^-/Gd^+$  ou  $Gd^+/Gd^-$ , inclus dans le gradient de lecture est efficace sur les spins stationnaires mais pas sur ceux en mouvement. Ainsi, les protons contenus dans un plan de coupe vont être soumis aux gradients de champ linéaires qui vont provoquer des changements de phase des spins mais, comme les protons se déplacent, ces changements ne vont pas être compensés. Ces déphasages sont responsables de l'apparition d'artéfacts de flux.

Ces phénomènes de déphasage et de rephasage sont utilisés dans les techniques d'angiographie utilisant la phase des spins (angiographie par contraste de phase).

Ils sont aussi utilisés pour renforcer le signal intraluminal en angiographie par temps de vol : technique de gradients de compensation de flux.

Ces gradients de compensation réduisent également les artéfacts de battements des vaisseaux.

- **Erreur de localisation des fluides en mouvement**

Il y a translation de l'image d'un vaisseau oblique par rapport au plan de coupe lorsque le signal vasculaire est important : on voit apparaître une ligne sans signal (lumière du vaisseau) bordée d'une ligne de signal intense à côté du vaisseau.

- **Exemple de correction des artéfacts liés aux phénomènes de flux**

Les bandes de présaturation, appliquées au début de chaque cycle sur les vaisseaux en amont du ou des plans de coupe sélectionnés réduisent les artéfacts liés au phénomène de flux.

#### **I.10.4. Angiographie par résonance magnétique**

Les techniques d'angiographie par résonance magnétique (ARM) utilisent ainsi les phénomènes de base du flux sanguin :

- phénomène d'entrée de coupe :
  - entrée de spins frais non saturés ou renforcement paradoxal (et saturation de spins stationnaire) : angiographie par temps de vol
  - saturation de spins circulants en amont : présaturation et/ou angiographie à sang noir
  
- variation de la phase des spins circulants :
  - gradients de compensation de flux
  - angiographie par contraste de phase

A ces techniques, s'ajoutent l'ARM avec injection de produit de contraste

- **ARM par temps de vol**

L'ARM par temps de vol ou entrée de fluide repose sur l'arrivée, dans le plan de coupe, de sang frais non saturé (rehaussement paradoxal). L'utilisation de séquences d'écho de gradient à TR courts de l'ordre de 40 à 50 ms permet de situer le signal des tissus stationnaires dans le plan de coupe.

- **Angiographie par soustraction - angiographie par contraste de phase**

L'ARM par contraste de phase utilise deux acquisitions, l'une avec un premier gradient bipolaire BP+ que l'on soustrait d'une deuxième avec un gradient bipolaire inversé BP-. On réalise de cette façon encodage par la vitesse.

- **ARM avec injection de produit de contraste**

L'ARM avec injection de produit de gadolinium est basée réduction du T1 des spins intra-vasculaires. Elle est réalisée en combinant une injection rapide de Gadolinium à des séquences d'écho de gradient rapides 2D ou 3D avec des TR et des TE très courts (respectivement 5 et 2 ms).

Les avantages de cette technique sont : une image de meilleure qualité, un champ de vue large/région d'intérêt (indications extra-cérébrales), temps d'acquisition court (réalisable en apnée), résolution temporelle, post-traitement plus rapide et aisé



Les inconvénients de cette technique sont : le fait qu'elle est plus invasive, le coût, sa sensibilité influence de paramètres hémodynamiques individuels

#### **I.10.5. Présentation et traitement de l'image en ARM**

L'algorithme de sélection des pixels d'intensité maximale (MIP : Maximum Intensity Projection) permet à partir de projections multiples autour de l'axe des plans de coupe d'obtenir une image volumétrique tridimensionnelle.

#### **I.10.6. Méthodes pour améliorer en contraste en ARM**

On peut citer : la synchronisation cardiaque, le MOTSA, les impulsions à angle de bascule variable (TONE), l'utilisation de séquences de saturation de graisse et le transfert d'aimantation

### **I.11.1. Séquences de suppression tissulaire**

Les séquences de suppression tissulaire permettent d'améliorer les performances diagnostiques de la technique IRM. A ce titre, la séquence en Inversion-Récupération peut être utilisée pour supprimer spécifiquement un tissu. Avec un temps d'inversion court, on supprime la graisse. C'est la séquence **STIR (Short Inversion Recovery)**. En choisissant un  $T_1$  long on peut supprimer le signal du liquide cérébro spinal. C'est la séquence **FLAIR (FLuid Attenuated Inversion Recovery)**. Cependant, d'autres techniques de suppression tissulaire existent. C'est ce que nous allons développer par la suite.

#### **I.11.1. Suppression de graisse**

Plusieurs raisons peuvent motiver la suppression de ce tissu :

- La visualisation de la graisse peut compliquer la visualisation de lésions pathologiques situées à proximité de structures graisseuses en particulier après injection de gadolinium
- La visualisation de la graisse peut aussi être responsable d'artéfacts de déplacement chimique ou d'artéfacts de mouvement lorsqu'il s'agit de structures mobiles.

- L'hypersignal de la graisse sous-cutanée se produisant à proximité de l'antenne peut être gênant lors de l'utilisation d'antenne de surface.

Les techniques de suppression de graisse peuvent donc s'avérer utiles pour améliorer la précision diagnostique dans certaines pathologies ou pour améliorer la qualité d'image en IRM. Par exemple, les lésions à T2 allongé peuvent se confondre avec de la graisse qui possède également un T2 relativement long.

Les principales techniques de suppression de graisse sont les suivantes :

- **La séquence STIR**

La séquence STIR standard a un long temps d'acquisition. Il est cependant possible d'améliorer le temps d'acquisition de cette séquence : STIR ESR (Fast STIR ou TurboSTIR).

Le principal intérêt de cette séquence est que les lésions tumorales apparaissent particulièrement hyperintenses. Les lésions démyélinisantes médullaires sont elles aussi bien visualisées.

Les inconvénients de la séquence STIR sont les suivants :

- la suppression du signal des tissus dont le T1 est proche de celui de la graisse (lésions hémorragiques, lésions hyperintenses après injection de gadolinium). L'injection de ce produit n'a donc que peu d'intérêt dans la séquence STIR.
- Les images obtenues en séquence STIR sont relativement bruitées. Cet inconvénient est moindre à haut champ ou en séquence ESR rapide.



Figure 32

la séquence STIR en supprimant la graisse rétro orbitaire permet de bien visualiser les nerfs optiques

- **Technique de saturation sélective**

Il est possible de supprimer la composante grasseuse des tissus stationnaires ou pathologiques en incorporant dans la séquence une impulsion sélective centrée exactement sur le pic de résonance de la graisse. Il y a ainsi une « destruction » de l'aimantation longitudinale de ce tissu (saturation). Ainsi, lors de l'impulsion de 90° suivante, le signal de la graisse n'a pas eu le temps de « repousser » par rapport aux autres tissus : on réalise de cette façon une suppression de son signal. Cette technique est habituellement appelée Fat Sat ou ChemSat.

Les avantages de cette technique sont :

- la mise en évidence des lésions à proximité de structures grasseuses après une injection de gadolinium.
- pas d'altération des tissus ayant des T1 équivalents à celui de la graisse
- pas de modification du contraste global de l'image (contrairement à la séquence STIR)
- la possibilité d'appliquer cette séquence à la majorité des séquences en pondération T1, T2 ou en densité protonique.

Les inconvénients cette séquence sont :

- la nécessité un champ  $B_0$  très homogène. L'ajustement du shim permet l'obtention d'une saturation sélective optimale.
- cette technique donne de meilleurs résultats sur de faibles volumes. Lorsque le volume à explorer augmente, la séquence STIR donne parfois meilleur résultat.
- les artéfacts liés à une suppression de graisse incomplète sont courants

- **Séquences dixon et dérivés**

Cette technique utilise l'addition ou la soustraction de deux images acquises en ES

(une en ES standard l'autre en ES modifiée) pour obtenir respectivement une suppression de la graisse ou une suppression de l'eau. Cette technique est intéressante pour mettre en évidence des lésions après injection de gadolinium ou pour confirmer une composante graisseuse au sein d'une lésion. Cependant, la double acquisition et le post traitement des images sont longs et cette séquence est très sensible aux inhomogénéités du champ magnétique.

- **Méthode d'excitation de l'eau**

Pour supprimer la graisse, on peut utiliser exciter sélectivement les protons de l'eau. Cette technique est connue sous le nom de Water Excitation (WE) ou encore PROSET. Elle est moins sensible aux inhomogénéités du champ que la méthode de saturation sélective et le temps d'acquisition est plus court. Elle permet également de diminuer l'énergie de haute fréquence transmise au patient (réduction du SAR) par rapport à la saturation sélective ou par rapport à la séquence d'ESR. Elle est aussi bien applicable dans des séquences 2D que 3D. Elle est plus difficile à appliquer lorsque l'intensité du champ magnétique diminue.

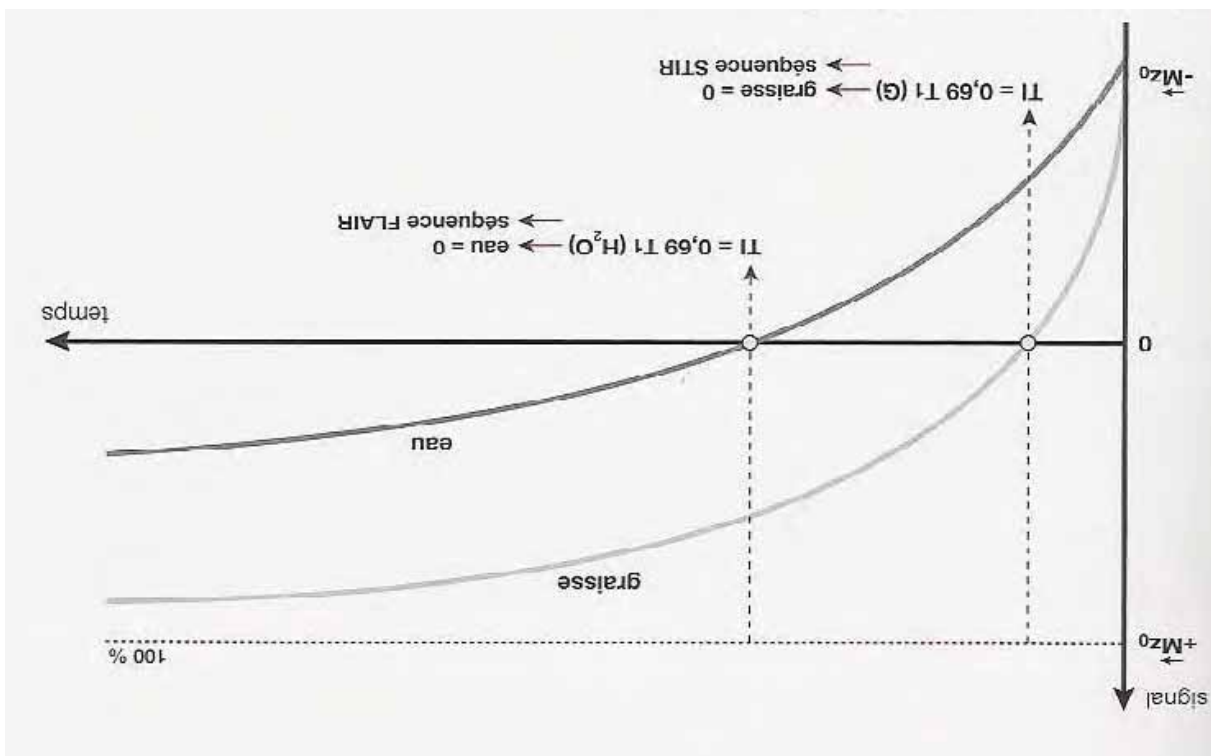


Figure 33 : principe des séquences de suppression de graisse et de liquide

- \* Séquence STIR : la courbe du signal de la graisse s'annule au temps d'annulation =  $0,69T_1$  graisse. En choisissant un temps d'inversion  $T_1$  égal à ce temps, on annule sur l'image le signal de la graisse.
- \* Séquence FLAIR : le principe est le même en choisissant  $T_1$  correspondant à l'annulation du signal

### I.11.2. Suppression de liquide

Les séquences FLAIR sont en pratique très fréquemment utilisées couplées à une séquence d'ESR (Echo de Spin Rapide). Le contraste obtenu est de type T2 sauf pour l'eau dont le signal a été annulé. Cette séquence peut être utilisée pour l'imagerie de l'œdème cérébral.

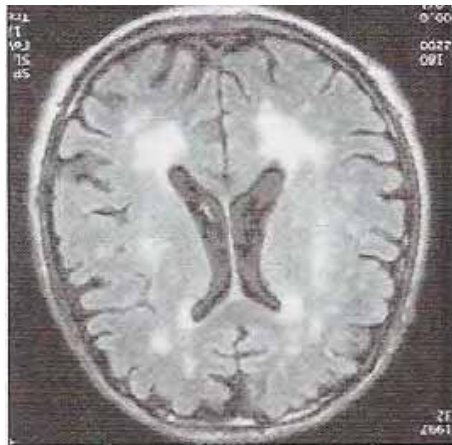


Figure 34 :  
illustration de l'utilisation de la séquence FLAIR : les plages de  
démyélinisation périventriculaire sont bien visibles

### I.11.3. Transfert d'aimantation [46, 92]

Ce sont les protons mobiles qui sont à l'origine du signal de résonance magnétique. Dans certains tissus, il existe cependant une quantité non négligeable de protons de mobilité restreinte (fixés à des macromolécules, protéines, membranes).

Le transfert d'aimantation incorpore dans une séquence une impulsion RF qui sature les protons fixes. Comme il existe un échange permanent d'aimantation avec le pool des protons mobiles (transfert de saturation), le signal des protons mobiles est réduit

de façon significative (jusqu'à 50%). Le transfert d'aimantation est efficace sur les tissus comprenant un pool important de protons fixes (cerveau, foie, muscle). En ARM, le transfert d'aimantation aura pour objectif de réduire le signal de la substance blanche et grise par rapport à celui des vaisseaux renforçant ainsi le contraste intravasculaire des petites structures vasculaires.

## I.12. Qualité de l'image en IRM

La qualité de l'image dépend :

- de l'appareillage
- de l'opérateur : c'est lui qui programme les paramètres de la séquence
- des artéfacts

L'image résultante est toujours un compromis.

### I.12.1. Critères de qualité de l'image

Les mesures physiques permettent d'analyser objectivement la qualité d'une image.

Ce sont :

- le rapport signal/bruit (S/B)
- le contraste
- la résolution spatiale

Selon l'utilisation de l'image, l'opérateur va privilégier l'un ou l'autre de ces critères qui sont interdépendants.

#### ○ Le rapport signal sur bruit

Le bruit est l'ensemble des signaux indésirables qui dégradent la formation de l'image. Il est aléatoire ou cohérent et provient :

- du système électronique de traitement du signal (en particulier des fluctuations électroniques dans l'antenne).
- des mouvements moléculaires dans les tissus étudiés
- des artéfacts

**C'est ce facteur qui conditionne le plus la qualité de l'image de résonance magnétique.** Il influence le contraste et la résolution spatiale. Il faut rechercher le meilleur S/B avec la meilleure résolution spatiale ; cependant, ces deux facteurs sont

antinomiques. Il y a une possibilité d'accumulation du signal et donc amélioration du rapport signal/bruit. Nous pouvons aussi considérer que le signal augmente proportionnellement à l'intensité du champ magnétique utilisé (approximation).

- **Le contraste**

Le contraste est la variation d'intensité de signal entre deux structures adjacentes. Il dépend des paramètres intrinsèques aux tissus (T1, T2, densité protonique, propriétés magnétiques locales, mouvements moléculaires) et des paramètres accessibles à l'opérateur (TR, TE, angle de bascule de la séquence d'acquisition).

- **La résolution spatiale**

La résolution spatiale correspond au plus petit volume observable. La résolution spatiale augmente si la taille pixel diminue. Pour augmenter le pouvoir de résolution, il faut réduire les hétérogénéités magnétiques  $\Delta B_0$  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.

La résolution spatiale augmente avec la matrice pour un champ donné.

La résolution spatiale augmente également lorsque l'épaisseur de coupe diminue.

L'augmentation de la résolution spatiale entraîne une baisse du rapport S/B celui-ci étant 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 d'un voxel trop petit.

Pour chaque image, il existe un compromis idéal entre le rapport S/B, le contraste et la résolution spatiale. La modification de l'un se fait au détriment des deux autres. Ce problème se pose constamment en IRM.

- **les artefacts**

- les artefacts liés au système IRM : artefacts de troncature, repliement (aliasing), déplacement chimique, susceptibilité magnétique, phénomène d'excitation croisée, artefacts liés à l'utilisation de certaines séquences ou à des éléments matériels
- les artefacts liés au patient : artefacts métalliques, artefacts de

mouvement (mouvements volontaires et involontaires : mouvement cardiaques et respiratoires, flux sanguin, péristaltisme)

Les artefacts de mouvements diminuent la qualité du pouvoir de résolution.

- **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.

### **I.12.2. Paramètres techniques influençant la qualité de l'image**

- **les paramètres non opérateurs dépendants**

- **paramètres inhérents aux tissus étudiés**

Ce sont : la densité de protons, les temps de relaxation T1 et T2, flux, etc. Ils influencent le rapport S/B et le contraste.

- **paramètres dépendants du système**

Ils sont fixés par le constructeur.

- **Aimant** : le rapport S/B est proportionnel au champ magnétique  $B_0$  qui doit être le plus homogène possible (contrôlé par les bobines de Shim).
- **Emetteur** : une amplification non linéaire est responsable d'une déformation de l'onde d'excitation et du phénomène d'excitation croisée.



- **Gradient** : 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.
- **Antennes** : elles servent à la réception du signal. Elles sont caractérisées par leur sensibilité et par leur gain. Les antennes de surface permettent d'obtenir le meilleur rapport S/B tout en augmentant la résolution spatiale (diminution du FOV) mais elles n'explorent qu'une faible profondeur.

Dans une certaine mesure, l'opérateur peut cependant avoir une certaine action sur les deux paramètres précédents.

- **les paramètres opérateurs dépendants**

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

- **les paramètres qui modifient le contraste**

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

Le rapport S/B augmente avec le TR jusqu'à une valeur maximale. 96% du signal disponible est obtenu quand  $TR=3T1$ .

Lorsque les TR sont courts ( $<T1$ ), la diminution de l'angle de bascule augmente l'intensité du signal.

Lorsque le TE augmente le signal diminue. Le TE optimum est le TE minimum permis par l'appareil.

Lorsque le TE augmente (indispensable pour la pondération en T2), on peut réduire la largeur de la bande passante pour augmenter le signal. Mais, le nombre de coupes diminue quand le TE augmente.

- **les paramètres qui ne modifient pas le contraste**

- **épaisseur de coupe**

L'épaisseur de coupe est déterminée par l'amplitude du gradient de sélection de coupe et par la bande passante de l'impulsion RF. L'épaisseur des coupes varie de 1 à 20 mm. En imagerie 3D, les coupes sont très fines (quelques dixièmes de millimètres).

Quand on augmente l'épaisseur de coupe, la taille du voxel augmente, le nombre de protons augmente, donc le signal est plus intense et le rapport S/B est ainsi plus élevé.

Cependant, la résolution spatiale est moins bonne : les effets de volume partiel 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.

Toutes choses égales par ailleurs, le rapport S/B en 3DTF est supérieur au rapport S/B en 2DTF multicoupes mais le temps d'acquisition est augmenté.

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 et matrice**

Ces deux paramètres sont indissociables : ils contrôlent la taille du pixel et le volume du voxel.

La taille du pixel dans la direction est déterminée par la relation suivante :

$$dx = Dx/Nx$$

avec :

$dx$  = taille du pixel en  $x$

$Dx$  = dimension du FOV dans la direction  $x$

$Nx$  = nombre de colonnes de la matrice dans le sens du codage de fréquence

Par analogie dans la direction  $y$  pour obtenir  $dy$ .

Dans le plan de Fourier, l'espacement entre les lignes et les colonnes va donc déterminer le FOV. La taille du champ de vue varie de 1 à 50 cm. La résolution spatiale dépend de la dimension du plan de Fourier et de l'amplitude maximale des gradients de phase et de fréquence.

Les différences d'amplitude du gradient de phase et de fréquence sont inversement proportionnelles à la dimension du FOV de l'image.

La taille du pixel en  $y$  et en  $x$  est inversement proportionnelle à l'amplitude maximale

du gradient de phase et de fréquence (diminution du nombre de lignes de la matrice à taille de plan de Fourier égale => augmentation de la taille du pixel et diminution de la résolution spatiale).

Lorsqu'on utilise des **matrices asymétriques**, deux possibilités se présentent :

**\* Réduction de la taille de la matrice**

Les pixels deviennent rectangulaires : le rapport S/B augmente mais la résolution spatiale diminue. Le nombre de lignes diminuant, la vitesse d'acquisition est plus rapide.

**\* Réduction du champ de vue**

Le FOV devient rectangulaire : le rapport S/B est diminué, le temps d'acquisition est diminué, la résolution spatiale ne change pas.

NB : les pixels restent carrés si la réduction du FOV et de la matrice sont proportionnels.

L'option pixels rectangulaire permet dans la pratique, pour un champ de taille constant (carré), d'explorer une zone plus large tout en diminuant le temps d'acquisition et en augmentant le rapport S/B ; cependant, il y a aussi dégradation de la résolution spatiale. C'est une des techniques permettant de supprimer l'artéfact de repliement.

Lorsque la taille de la matrice est constante, la taille du pixel peut être modifiée en changeant le FOV. Un champ plus grand permet d'explorer une région anatomique plus étendue et d'éviter l'artéfact de repliement mais au détriment de la résolution spatiale. Par contre, le rapport S/B est amélioré puisqu'il est proportionnel au carré du champ de vue. Inversement, lorsque le FOV diminue, le rapport S/B est moins

bon mais la résolution spatiale augmente.

- **nombre d'excitations**

Ce dernier paramètre permet de modifier le rapport S/B 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 de rapport S/B et le temps d'acquisition et on diminue les artéfacts de mouvements. Le rapport S/B augmente car le signal est identique à chaque mesure alors que le bruit, lui, est aléatoire. En moyennant sur plusieurs coupes, la variabilité diminue alors que le signal reste constant.

- **la bande passante du signal**

La bande passante correspond à l'ensemble des fréquences contenues dans un signal enregistrées par le récepteur. Une bande passante étroite donne un meilleur rapport S/B : il faut réduire la bande passante d'un facteur pour multiplier par 2 le rapport signal / 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 S/B, la résolution spatiale et le temps d'acquisition.

### **I.13. Artefacts en imagerie par résonance magnétique**

L'IRM est une technique sensible sujette à de multiples artefacts potentiels. La compréhension de l'origine des artefacts permet d'éviter des erreurs d'interprétation (les artefacts peuvent simuler ou au contraire masquer une image pathologique) et d'améliorer la qualité de l'image. Il est possible d'éviter certains de ces artefacts en choisissant correctement les paramètres de la séquence.

Les principaux artefacts sont :

- liés aux patient : artefacts métalliques et artefact de mouvement (mouvement physiologique involontaire ou volontaires).
- les artefacts liés à la conception du système d'imagerie : artefacts de troncature, de déplacement chimique, de susceptibilité magnétique, phénomène d'excitation croisée, artefacts liés aux techniques d'imagerie ultra rapide et aux antennes en réseau phasé.

### I.13.1. Artefacts métalliques

La présence de corps ferromagnétiques s'accompagne de distorsions locales du champ. Il apparaît alors une zone vide de signal avec en périphérie un renforcement du signal (liseré blanc) et une déformation de l'image dont l'aspect est caractéristique. Certains corps ferromagnétiques et proches de la région d'intérêt peuvent rendre les images ininterprétables. L'image est d'autant plus détériorée que ces corps étrangers sont volumineux et les artefacts métalliques sont plus prononcés sur les appareils à haut champ.



Figure 35 : artefact métallique

Les fards à paupières (à base de pigments ferromagnétiques) sont responsables de déformations de la région oculaire.

Les forages chirurgicaux laissent en place de petits débris métalliques microscopiques (invisibles en radiologie conventionnelle) responsables d'artefact.

Les matériaux non ferromagnétiques (ex : bijoux) créent des discrets liserés en hypersignal.

Pour éviter ces artefacts, il faut utiliser des séquences en écho de spin (moins sensibles aux inhomogénéités du champ) plutôt qu'en écho de gradient. Les séquences d'écho de spin rapide (comprenant de nombreuses impulsions de 180°) sont encore plus efficaces pour corriger ces artefacts que les séquences d'écho de spin.

### I.13.2. Artefacts de mouvement

L'IRM reste une technique d'acquisition longue : les malades doivent rester immobiles longtemps. Outre les mouvements volontaires, il y a aussi des mouvements physiologiques involontaires (respiration et péristaltisme intestinal) qui sont surtout gênants pour l'imagerie abdominale.

Les artefacts de mouvements sont plus prononcés sur les appareils à hauts champs et dans les séquences longues. Pendant le déroulement d'une séquence IRM, l'échantillonnage en phase est plus long que celui en fréquence. Ainsi, les mouvements perturbent surtout l'échantillonnage en phase et les artefacts se produisent surtout le long de cet axe.

Les mouvements peuvent affecter l'image de deux façons :

- 1) L'image devient **floue** par dispersion du signal.
- 2) Apparition d'**images fantômes** qui reproduisent périodiquement la structure battante parallèlement à l'axe de codage de phase. Ces images s'étendent hors des limites anatomiques de la région étudiée.

Pour corriger les artefacts de mouvements lorsqu'il s'agit de mouvement périodique, on peut :

- **Synchroniser le mouvement à l'acquisition des données** : c'est le « gating ». Cette méthode est particulièrement utilisée en imagerie cardiaque. L'acquisition est déclenchée à un moment fixe du cycle choisi par l'utilisateur. Cette technique a permis d'améliorer l'exploration de la moelle spinale puisque l'image de certaines régions est dégradée par les artefacts de mouvements du liquide cérébro-spinal lui-même rythmé par les battements cardiaques. La synchronisation respiratoire est également possible.
- **Réduire le temps d'imagerie** ce qui permet de réaliser des images (notamment abdominales) en apnée. Il existe aussi des séquences d'imagerie instantanée mais le rapport S/B est diminué.
- Utiliser des **séquences d'imagerie particulières** qui réduisent les artefacts de mouvement (associant un codage radiaire du plan de Fourier à un suréchantillonnage du plan de Fourier et à un algorithme de correction des mouvements)

Les autres moyens de corriger les artefacts de mouvements sont :

- **La contention.**
- Les **gradients de compensation du mouvement** qui permettent de compenser les décalages de phase induits par les flux.
- La **fragmentation du nombre d'excitation** : ceci permet notamment de diminuer les images fantômes.
- Les **bandes de présaturation** ou la suppression du signal de la graisse qui permettent de supprimer le signal d'une structure gênante.
- Lorsque ces artefacts risquent de se projeter sur une région une région d'intérêt (battements cardiaques et mouvements respiratoires se projetant sur la moelle thoracique), on peut **intervertir les gradients de codage de**

**phase et de fréquence.**

### **I.13.3. Artefacts liés aux phénomènes de flux**

Le flux pulsatile du sang ou du LCS engendre des artefacts. Ces artefacts prennent souvent la forme d'images fantômes dans la direction du codage de phase :

- fantômes de renforcement (hyperintenses)
- fantômes d'annulation (hypointenses)

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 la présaturation peuvent être associés en particulier pour l'exploration médullaire
- l'inversion des gradients de codage de phase et de fréquence

### **I.13.4. Artefacts de troncature**

Ce sont les propriétés mathématiques de la transformée de Fourier qui génèrent l'artefact de troncature (phénomène de Gibbs). Les artefacts de troncature prennent leur origine au niveau des interfaces présentant une zone de transition abrupte du signal car à ce niveau, il y a oscillation du signal de part et d'autre de la zone de transition. Cet artefact apparaît sous la forme de bandes d'intensité faible et élevée (hypo et hypersignal) parallèles à l'interface et peut générer de fausses images. Ainsi, parmi les zones les plus difficiles à reconstruire, on trouve les interfaces graisse/muscle et LCR/moelle. Cet artefact se manifeste dans les deux directions de codage ; cependant, les artefacts de troncature sont plus fréquents dans la direction du codage de phase. Cet artefact est majoré par l'utilisation de matrice à gros pixels. Pour prévenir la survenue de ces artefacts, on peut :

- augmenter la fréquence du signal et ainsi réduire la taille du pixel. Cette manipulation réduit l'amplitude des oscillations et rend cet artefact moins visible : les striations sont alors tellement proches qu'elles sont imperceptibles. Cependant, cette méthode augmente la durée d'acquisition.



- Réduire la taille du FOV mais au détriment du rapport S/B
- Utiliser des filtres mathématiques au détriment de la résolution spatiale. Ces filtres sont plus ou moins efficaces.

### I.13.5. Aliasing

L'aliasing ou repliement apparaît dans les deux directions de codage de phase et de fréquence lorsque l'objet est plus grand que le champ de vue et entraîne la reconstitution sur l'image de structures extérieures à celle-ci. Ces structures apparaissent ainsi repliées sur la structure examinée. Cet artefact peut parfois simuler un processus pathologique. Cet artefact se manifeste sur les deux axes de codage : phase et fréquence. L'utilisation de matrice et champ de vue asymétriques peut à la fois corriger et être à l'origine de l'aliasing.

L'aliasing est facilement éliminé dans la direction du codage de fréquence :

- par l'utilisation d'un filtre passe bas
- en augmentant la fréquence d'échantillonnage : suréchantillonnage en fréquence (suppression des fréquences codant pour les structures en dehors de l'image)

On peut aussi orienter la direction du codage de phase de façon à ce que la plus grande dimension de l'objet ne dépasse pas le diamètre du champ de vue dans cette direction. Le codage de phase doit être orienté dans la direction où l'objet est le plus court.

Les matrices asymétriques à FOV carré en couvrant une zone d'exploration plus large (avec un gain de temps équivalent) représentent une solution intéressante (rapport signal/bruit élevé) mais au détriment de la résolution spatiale.

L'option « anti-repliement » permet de maintenir la qualité de l'image tout en supprimant l'aliasing.

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.

L'application d'une bande de présaturation sur le volume anatomique situé en dehors du champ de vue dans le sens du codage de phase, supprimant le signal de ce volume gênant, supprimera aussi l'artefact.

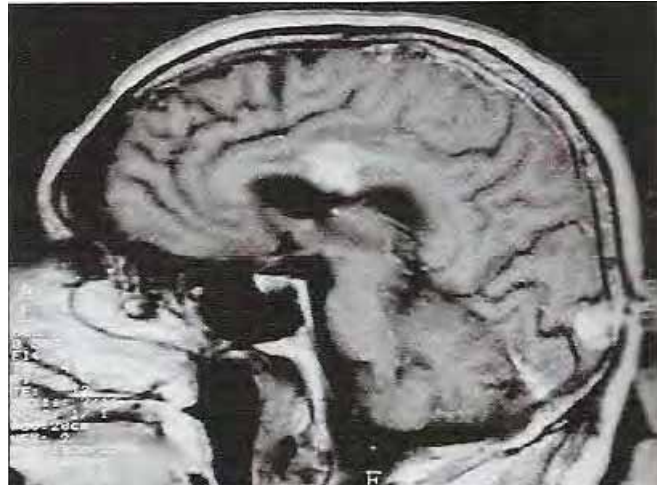
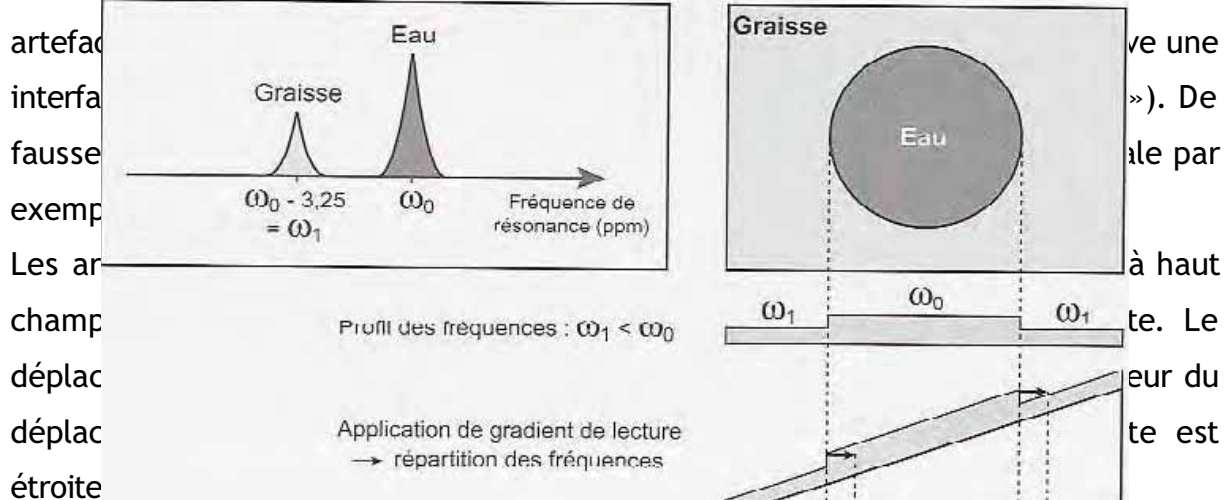


Figure 36 :

illustration du phénomène d'aliasing : deux zones d'hypersignal sont visibles au niveau du corps calleux et du lobe occipital

### I.13.6. Artefacts de déplacement chimique

L'artefact de déplacement chimique est la conséquence des variations de la fréquence de résonance de protons situés dans des environnements chimiques différents. Par exemple, la fréquence de Larmor des protons de la graisse est inférieure à celle des protons de l'eau. Le signal des protons de l'eau et de la graisse contenus dans un même volume peut ainsi être codé sur des niveaux différents. Les



Les art  
champ  
déplac  
déplac  
étroite

Figure 37 : artefact de déplacement chimique principe

La fréquence de résonance (fréquence de Larmor) des protons de la graisse est inférieure à celle des protons de l'eau (les protons de la graisse précessent plus lentement). Dans le cas d'une interface graisse-eau, cette différence est bien visible sur un profil des fréquences ( $\omega_0 < \omega_1$ ). En « reportant » ce profil sur le gradient de lecture, on s'aperçoit que la répartition des fréquences qui en découle entraîne un décalage (le long de ce gradient) des localisations spatiales des protons de la graisse et des protons de l'eau. Par conséquent, on observera le long du gradient de fréquence une ligne claire là où les signaux graisse-eau se superposent et une ligne noire là où ils se séparent.

Pour diminuer les artefacts de déplacement chimique, on peut augmenter la largeur de la bande passante (au détriment du rapport S/B) ou utiliser des méthodes de suppression de graisse.

On peut aussi inverser les directions du codage de phase et de fréquence si l'artefact de déplacement chimique masquait une région d'intérêt.

### **I.13.7. Artefacts 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 (air/tissu, hémoglobine/tissu, os/tissu,...), il existe un gradient de champ magnétique au niveau de leur interface. Ce gradient induit un déphasage accéléré des spins responsable d'un signal hypointense et d'une distorsion de l'image à la zone d'interface. Les artefacts métalliques sont aussi dus à des différences de susceptibilité magnétique. Les séquences en écho de gradient sont beaucoup plus sensibles à cet artefact car les hétérogénéités locales de champ ne sont pas corrigées par l'impulsion de 180°. Cet artefact est plus prononcé lorsque le TE est allongé, lorsque la taille du pixel augmente et en imagerie ultra-rapide « écho planar ». Il est diminué en utilisant une séquence d'écho de spin, un TE court, en utilisant une bande passante de réception large et en augmentant la résolution spatiale. Pour la suppression du signal de la graisse, les techniques d'inversion-récupération sont moins sensibles aux hétérogénéités de champ que les techniques de saturation.

Cet artefact peut cependant se révéler intéressant d'un point de vue diagnostic notamment en IRM fonctionnelle cérébrale.

### **I.13.8. 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 S/B 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 1mm) permet de l'éviter.

### **I.13.9. Artefacts liés à la technique**

- **Artefacts liés aux techniques d'imagerie ultra-rapide**

Dans certaines séquences d'écho planar, les artefacts de susceptibilité magnétiques peuvent conduire à des distorsions géométriques importantes. Un flou (blurring) peut

apparaître sur l'image dans certaines séquences d'écho de spin rapide.

- **Artefacts liés aux antennes en réseau phasé**

Lorsqu'un grand volume est étudié, certaines zones anatomiques situées à distance de l'antenne ont leur signal diminué et les zones situées à proximité de l'antenne ont un signal fortement augmenté (ex : explorations cérébrales). Afin d'homogénéiser le signal sur l'ensemble du volume étudié, on peut utiliser des filtres de normalisation.

- **Artefact liés aux antennes en quadrature**

Les deux canaux recueillant le signal ne sont plus déphasés de  $90^\circ$  : il en résulte l'apparition d'une image fantôme inversée.

- **Distorsion de l'image**

Il peut y avoir perte des proportions normales de l'objet lorsque les gradients sont mal calibrés en durée et en intensité.

- **Saturation du convertisseur analogique digital**

Un mauvais calibrage du signal d'entrée entraîne une saturation du convertisseur avec un aspect lavé et sans contraste de l'image.

- **Artefact de radiofréquence**

Il peut être de cause externe (mauvaise isolation de la cage de Faraday). Dans ce cas, on a des artefacts géométriques (aspect grillagé de l'image). Cet artefact peut aussi être de cause interne (dysfonctionnement du système électronique ou des bobines de gradient). On a alors une bande d'hyposignal dans le sens du codage de phase.

### **I.13.10 Le phénomène de l'angle magique**

Les tendons et les ligaments sont constitués de fibres de collagène. Cette structure particulière (anisotropique c'est-à-dire dont les propriétés diffèrent selon la direction de mesure dans l'espace) induit des modifications des mouvements moléculaires de l'eau contenue dans ces tissus. Ces caractéristiques entraînent une réduction du T2 et du T2\* de ces tissus et une diminution du signal mesuré. Cet artefact apparaît dans les séquences à TE court. On a une augmentation du signal dans les ligaments

et les tendons (habituellement hypointenses), lorsqu'ils sont orientés de  $55^\circ$  par rapport à  $B_0$ , dans les séquences à TE court.

Pour éviter cet artefact on peut orienter différemment la structure à visualiser.

On peut aussi comparer les images obtenues grâce à une séquence à TE court avec celles obtenues grâce à une séquence à TE long.

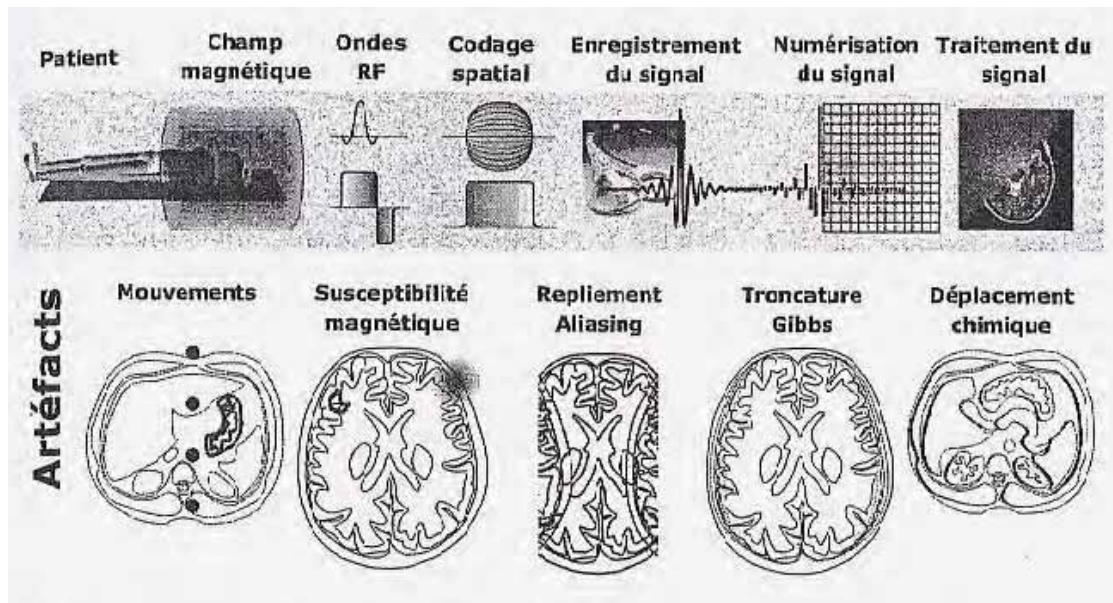


Figure 38 :  
**I.14. Les produits de contrastes** [10, 20]  
 principaux éléments de la chaîne d'éléments à l'origine du bruit et des artefacts dans l'image en IRM

### I.14.2. Rappels sur la notion contraste

Avant d'aborder plus en détail les différents types de produits de contraste utilisés, il faut rappeler que le contraste des images dépend de :

- paramètres intrinsèques aux tissus (densité protonique, T1, T2)
- paramètres des séquences (TR, TE, TI).

Le contraste de l'image permet de caractériser les tissus. Cependant, le contraste obtenu est parfois insatisfaisant ; le rôle des produits de contraste est ainsi

d'améliorer la caractérisation tissulaire.

### **I.14.2. Mode d'action et propriétés des produits de contraste**

Contrairement aux produits iodés utilisés en tomodensitométrie, ce n'est pas le produit de contraste qui est visualisé directement mais son action sur les protons d'eau environnants. Ainsi, les produits de contraste agissent sur le T1 et le T2 des tissus.

Il y a deux catégories de produits de contraste :

- **les agents de contraste à effet T1 prédominant**

Ils diminuent le temps de relaxation T1 et conduisent ainsi à une augmentation du signal de la structure avec laquelle ils sont en contact. Ce sont des agents à contraste « positifs ».

Le contraste en T1 est donc augmenté. Le gadolinium appartient cette première catégorie.

Un effet T1 est plus facilement visible sur une séquence pondérée en T1.

- **les agents de contraste à effet T2 prédominant**

Ils diminuent le temps de relaxation T2 et conduisent ainsi à une diminution de signal de la structure avec laquelle ils sont en contact. Ce sont des agents à contraste « négatifs ».

Le contraste en T2 est donc augmenté. Les substances superparamagnétiques ou ferromagnétiques appartiennent à cette deuxième catégorie.

Un effet T2 est plus facilement visible sur une séquence pondérée en T2.

On peut remarquer que nous parlons d'effet « prédominant ». En effet, les agents de contraste accélèrent la relaxation T1 et la relaxation T2 de manière concomitante. A faible concentration, on a plutôt un effet T1 et à plus forte concentration on a plutôt un effet T2.

La relaxivité  $r_1$  ou  $r_2$  traduit l'efficacité du produit de contraste. Plus la relaxivité est élevée plus l'efficacité est grande.



### I.14.3. Type de produits de contraste

De nombreux produits de contraste en IRM sont disponibles sur le marché. Les produits de contraste sont non spécifiques ou spécifiques (ex : produits pour l'IRM hépatique).

Les **agents de contraste non spécifiques** sont les chélates de gadolinium. Après une injection intraveineuse, ils ont une distribution d'abord vasculaire puis diffusent dans l'ensemble des espaces interstitiels de l'organisme. Leur élimination est rénale et éventuellement hépatique.

Les **agents de contraste spécifiques** développés pour l'IRM du foie sont : des nanoparticules superparamagnétiques (Endorem®), du manganèse DPDP (Teslascan®) ou du Gd-BOPTA (Multihance®) Après une injection intraveineuse, ils sont captés spécifiquement par les cellules du foie. Ils sont par la suite dégradés et rejoignent le métabolisme du fer ou sont éliminés par voie biliaire.

Les produits de contraste se différencient donc en fonction de leurs propriétés magnétiques, de leur effet sur le signal et de leur répartition dans l'organisme.

### I.14.4. Indications des produits de contraste

Les chélates non spécifiques sont utilisés pour l'imagerie du Système Nerveux Central (recherche de métastases, IRMf cérébrale) pour l'imagerie des parenchymes, l'imagerie abdominale et l'imagerie vasculaire,

Les produits de contraste hépatiques sont utilisés dans la détection de métastases hépatiques, dans la détection du carcinome hépatocellulaire sur cirrhose, pour la caractérisation d'une lésion hépatique (distinction d'une tumeur primitive ou secondaire dans une foie en cirrhose) et pour la caractérisation de l'angiome.

### I.14.5. Modalités d'administration et tolérance

Les **chélates de gadolinium** sont injectés en IV à la dose de 0,1 mmol/kg. La rapidité d'injection dépend de l'indication. Parfois, la dose peut être multipliée jusqu'à un facteur 3 (imagerie des métastases cérébrales, imagerie vasculaire, imagerie par perfusion cérébrale).



Les contre-indications et les effets secondaires des chélates de gadolinium sont peu nombreux. Parmi les contre-indications, on peut citer : un antécédent de réaction antérieure au même produit, la grossesse et l'allaitement. L'insuffisance rénale n'est pas une contre-indication (les chélates de gadolinium sont moins néphrotoxiques que les produits iodés utilisés en tomodensitométrie). Parmi les effets secondaires, la survenue d'une réaction anaphylactique est possible. Les chélates de gadolinium restent les produits de contraste majeurs en IRM avec des applications potentielles pour tous les organes.

Pour le produit spécifique **Endorem**®, l'effet secondaire le plus fréquent est une douleur lombaire. Pour le **Telascan**®, des phénomènes d'intolérance ont été décrits lors d'injections rapides ou à des doses supérieures à la dose préconisée.

## **I.15. Déroulement d'un examen**

### **I.15.1. Installation et centrage**

Un protocole standardisé est élaboré afin de gagner du temps et permettre une reproductibilité des explorations.

- **Positionnement du patient et choix de l'antenne**

Le décubitus dorsal est la position la plus fréquente.

On choisit l'antenne en fonction du volume étudié en essayant d'obtenir un bon facteur de remplissage (rapport entre le volume total de l'antenne et le volume placé dans l'antenne). En effet, le signal utile ne provient que de la région explorée mais le bruit provient de l'ensemble du volume placé dans l'antenne. Le facteur de remplissage doit donc être le plus proche possible de 1.

Une antenne de surface ne couvre qu'une région superficielle mais en donnant un signal et une résolution spatiale élevés.

Une antenne de volume fournit un signal plus homogène et sera mieux adaptée à une exploration en profondeur.

Des coussins et des bouchons d'oreille améliorent sensiblement le confort du patient. Le patient peut aussi être légèrement tranquilisé. Pour cela, on utilise une molécule de la famille des benzodiazépines.

- **Centrage**

Il est réalisé selon 2 ou 3 plans de l'espace. Le centre d'intérêt de la région à explorer doit être placé au milieu de l'antenne et l'antenne doit être placée au centre de l'aimant car c'est là que le champ est le plus homogène.

### **I.15.2. Particularités des examens pédiatriques**

Le jeune patient peut être accompagné dans la salle d'examen. Il est le plus souvent sédaté. Des antennes spécifiques à la pédiatrie ont été développées.

## **I.16. Contre indications et risques liés à l'examen IRM**

### **I.16.1. Risques**

Jusqu'à 4,5 Teslas, un champ magnétique n'entraîne aucun risque biologique ou génétique.

Les contre-indications et les risques sont liés :

- à la présence du champ magnétique statique  $B_0$  qui attire les corps ferromagnétiques
- aux effets de l'onde RF (échauffement aux fréquences élevées : SAR [Cf. I.16.2.]) et des gradients pour les appareils à hauts champs. Cet échauffement peut être augmenté lorsqu'il y a du matériel ferromagnétique implanté. Les possibilités d'échauffement restent néanmoins toujours faibles in vivo du fait du refroidissement très rapide par la circulation sanguine
- à l'appareillage : asphyxie en cas de quench
- à un possible effet bobine (courant induit dans un fil torsadé soumis à un champ magnétique variable) dans l'antenne : des brûlures locales peuvent survenir causées par enroulement du fil de l'antenne de surface ou la détérioration de cette dernière

Il est donc important d'informer le patient du déroulement de l'examen d'IRM notamment concernant en ce qui concerne l'immobilité qui lui sera demandée et le risque de claustrophobie (la claustrophobie vraie est rare). Il faut également prévenir le patient du bruit que va faire la machine. Les séquences rapides en écho de spin, écho de gradient ou surtout écho planar sont particulièrement bruyantes.

### I.16.2. Surveillance et précautions

Il faut, dans un premier temps, faire retirer au patient tous les objets :

- préjudiciables à la qualité de l'exploration ou pouvant être attirés par l'aimant : clés, pièces de monnaie, pinces à cheveux, fermeture Eclair®, agrafes de soutien gorge, piercings
- susceptibles d'être endommagés : montre, carte de crédit

Un questionnaire systématique et précis permet d'éviter tout oubli.

Un interphone permet de communiquer avec le patient et une caméra vidéo permet de le surveiller.

Il faut mesurer le Spécific Absorption Rate (SAR) ou Taux d'absorption spécifique (TAS) c'est à dire l'énergie absorbée par unité de temps et par kilogramme de poids corporel. En effet, l'utilisation de certaines séquences rapides (écho de spin rapide et dérivés) conduit à transmettre beaucoup d'énergie à l'organisme du fait de l'augmentation du nombre d'impulsions RF dans ces séquences. En général, un logiciel contrôle le SAR en fonction du poids du patient introduit dans la machine. Habituellement, la chaleur transmise à l'organisme est dissipée par les mécanismes de thermorégulation. Néanmoins, les bagues, les chaînes métalliques, certains maquillages (pigments ferromagnétiques), des implants métalliques... peuvent concentrer l'énergie haute fréquence et être à l'origine de brûlures localisées, d'où nécessité d'une bonne prise en charge du patient. Il est possible de diminuer le SAR en utilisant des antennes en quadrature et de volume d'émission plus restreint ou en optimisant les paramètres de la séquence (augmentation du TR, réduction du nombre de coupes, réduction de l'angle de bascule, réduction de la longueur du train d'écho).

D'autre part, les séquences d'EPI peuvent être à l'origine de stimulations nerveuses périphériques ou de fibrillations musculaires en raison des commutations extrêmement rapides des gradients (variations rapides de champ magnétique d'où induction d'un courant électrique dans le corps du patient).

La surveillance permet également d'assurer la sécurité en cas d'incident : l'accident grave pouvant survenir sur un aimant supra conducteur est le « quench ». C'est la transition brutale de la bobine de l'état supraconducteur à l'état résistif, entraînant un dégagement rapide de l'hélium gazeux dans la salle d'examen (risques d'asphyxie et

de brûlure par le froid).

### **I.16.3. Contre-indications**

- **Contre-indication absolue : le stimulateur cardiaque (pace-maker)**

Un porteur de pacemaker ne doit pas être soumis à un champ magnétique supérieur à 5 Gauss. Des panneaux de sécurité indiquent l'emplacement de la zone réglementée qui ne doit pas être franchie par le porteur de stimulateur cardiaque. Le fonctionnement du stimulateur cardiaque peut, en effet, être perturbé par le champ magnétique et des courants peuvent être induits dans les électrodes (risque d'arrêt cardiaque ou de troubles de rythme). Il existe d'autres contre-indications majeures : la présence d'un stimulateur neuro-sensoriel, de pompes à injection comportant une partie mécanique et électronique et la pose de clips vasculaires cérébraux ferromagnétiques. Les valves ventriculaires de dérivation doivent être vérifiées et réglées après l'examen. Les corps étrangers métalliques constituent une contre-indication s'ils sont mal placés (dans le globe oculaire, au contact des vaisseaux) et s'ils sont ferromagnétiques.

Dès que la présence d'un corps ferromagnétique est suspectée, il faut le localiser grâce des radiographies standards (ex : chez les travailleurs de métaux).

Depuis quelques années, le matériel chirurgical implanté, notamment les clips vasculaires cérébraux ne sont plus ferromagnétiques (titane, platine, aluminium).

- **Contre-indications relatives**

- les implants métalliques plus ou moins ferromagnétiques : tout dépend de la nature de l'implant et du site d'implantation. Si le moindre doute persiste l'examen IRM doit être considérée comme contre-indiqué
- les corps étrangers métalliques : il faut là encore tenir compte de la nature et de la position de l'objet.
- les trois premiers mois de la grossesse, les effets de l'IRM sur l'embryon n'étant pas encore bien connus.
- présence de corps étrangers métalliques proches d'une région d'intérêt: ceci entraîner des artéfacts. Les nouvelles séquences rapides en écho de spin sont cependant moins perturbées et les

prothèses en titane diminuent beaucoup les artéfacts.

- l'anesthésie avec les appareils à haut champ reste difficile. L'appareil de ventilation doit rester à distance de l'aimant (il existe des ventilateurs respiratoires amagnétiques mais assez onéreux) et la surveillance du patient étant difficile dans le tunnel étroit de l'appareil

Autres : la claustrophobie, les agents de contraste nécessitent en théorie les mêmes précautions que les produits iodés

NB : il est possible de vérifier la compatibilité du matériel avec la réalisation d'un examen IRM sur le site <http://www.mrisafety.com>

## I.17. Instrumentation IRM

### I.17.1. Principaux éléments constitutifs de la machine

- L'aimant principal

L'aimant doit produire un champ  $B_0$  intense et homogène. En effet, plus le champ sera intense plus le rapport S/B est élevée. Cependant, l'augmentation du champ présente des inconvénients : diminution du contraste en T1, majoration des artéfacts de mouvement, de déplacement chimique et de susceptibilité magnétique. L'homogénéité du champ est, quant à elle, assurée par un réglage du « shimming ».

Ce réglage peut être soit :

- passif à l'aide de pièces métalliques déplaçables
- actif à l'aide de bobines électromagnétiques additionnelles réparties dans l'aimant : les bobines de Shim.

Les aimants peuvent être classés selon l'intensité du champ qu'ils produisent :

- les bas champs de 0,02 à 0,25 Tesla
- les champs moyens de 0,25 à 1 Tesla
- les hauts champ au delà de 1 Tesla
- 

En pratique clinique courante, l'intensité du champ utilisé varie entre 0,2 et 3 Tesla.

En recherche, elle est de l'ordre de 7 à 11 Tesla.

Il existe plusieurs types d'aimants : les aimants résistifs, les aimants permanents et

les aimants supraconducteurs.

C'est le type et la forme de l'aimant qui vont déterminer la forme de l'IRM : IRM fermée en tunnel ou IRM ouverte.

- **les aimants résistifs**

Ce sont des électro-aimants constitués par une bobine ou un ensemble de bobines parcourues par un courant électrique intense (forte consommation énergétique). Ils nécessitent un système de refroidissement du fait du dégagement de chaleur causé par le passage du courant électrique dans la bobine. Les champs obtenus sont de faible intensité ( $\approx 0,3$  Tesla) et d'homogénéité moyenne. Leur coût d'installation est modéré. Les aimants résistifs permettent d'obtenir un accès direct au patient et sont utilisés pour la fabrication d'aimants ouverts.

- **les aimants permanents**

Ils sont constitués d'un bloc aimanté : ils ne consomment donc aucun courant électrique et ne nécessitent pas de refroidissement. Ces aimants peuvent être fabriqués avec des configurations variées permettant un accès direct au patient diminuant ainsi la sensation éventuelle de claustrophobie (champs ouverts) et facilitant la réalisation des IRM pédiatriques et des IRM chez les patients obèses. Cet accès direct possède aussi un intérêt pour le développement de l'IRM interventionnelle. Il est également possible de produire un champ magnétique  $B_0$  orienté verticalement, ainsi, il n'y pas de champ de bordure. Ces aimants sont peu coûteux et d'entretien facile. Néanmoins, ils ne produisent pas un champ magnétique très élevé ( $<0,3T$ ) et sont très lourds.

- **les aimants supraconducteurs**

Ce sont les plus répandus. Un tel aimant, fonctionnant en permanence, est constitué d'une bobine supraconductrice et d'un cryostat contenant de l'hélium liquide à  $-269^\circ C$  entouré par de l'azote liquide permettant de maintenir la bobine à l'état supraconducteur. Il est ainsi possible de faire passer des courants électriques très intenses dans la bobine et d'obtenir des champs magnétiques élevés et homogènes (2 à 4 Teslas en imagerie, 20 Teslas en spectroscopie). La majorité des appareils installés actuellement ont un champ de 1,5T à 3T. Ces aimants sont chers et nécessitent un entretien régulier : la consommation de liquide cryogénique doit être

compensée par d'un remplissage périodique de la cuve d'hélium. Les systèmes utilisés actuellement ont cependant un taux d'évaporation de l'hélium très faible (grâce au cryogénérateur).

Les aimants supraconducteurs disposent de systèmes de sécurité en cas de perte de la supraconductivité associée à un échauffement et à une évaporation rapide d'un grand volume d'hélium gazeux.

La plupart de ces aimants sont en munis d'un blindage actif (autoblindage). Ce sont des bobines qui diminuent l'extension des lignes de champ magnétique vers l'extérieur de l'aimant (ceci permet de limiter les perturbations s'exerçant entre le milieu environnant et l'intérieur du tunnel). Un blindage passif métallique est également possible.

Il existe actuellement des tunnels d'examens plus larges (diminution de la claustrophobie) et des appareils d'IRM interventionnelle sont maintenant disponibles (intervention chirurgicales sous contrôle IRM).

NB : La supraconduction est une propriété de certains alliages métalliques qui présentent une résistance électrique nulle à des températures proches du zéro absolu ( $-269^{\circ}\text{C}$  ou  $4^{\circ}\text{Kelvin}$ ).

- **les bobines de gradient**

- 

Les gradients de champs magnétiques réalisent une variation linéaire du champ magnétique dans l'espace permettant le codage spatial de l'image. Il faut au minimum 2 bobines pour produire un gradient de champ magnétique. Les gradients produisent des modifications de champs magnétiques qui s'ajoutent ou se retranchent de  $B_0$  ( $B_0$  étant d'intensité très supérieure à ces gradients). Ainsi, l'appareil comprend 3 paires de bobines une pour chaque orientation dans l'espace.

C'est lorsque l'on injecte du courant dans la bobine que celle ci se met à faire du bruit (commutation des gradients à l'origine des forces de Lorentz). Ce bruit est proportionnel à l'intensité du courant injecté et au champ magnétique statique. Les constructeurs ont donc dû développer des solutions permettant la réduction du bruit sur les appareils actuels. Si l'amplitude du gradient est maximale, la résolution spatiale sera maximale. Une forte pente du gradient permet l'utilisation de séquences d'imagerie ultra-rapide (Echo Planar).

Lors des montées et descentes des gradients, des courants induits peuvent se

produire et nuire au profil des gradients. Pour pallier à ces courants induits, on peut utiliser :

- le blindage actif des bobines de gradients
- l'optimisation du profil du courant électrique envoyé aux bobines de gradient lors de la montée et de la descente afin de compenser les courants de Foucault

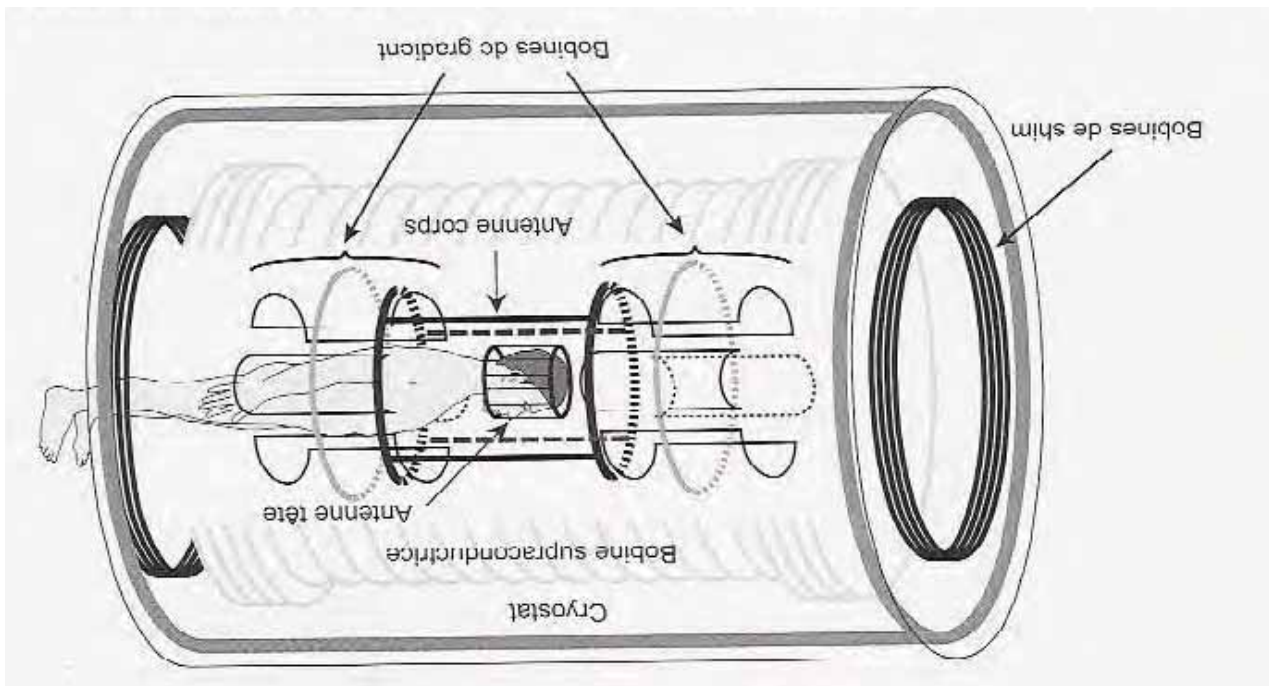




Figure 39 : Instrumentation IRM

- **les antennes**

Les antennes sont constituées d'un ou plusieurs anneaux de cuivre dont la forme dépend de celle de la partie à étudier. Elles permettent l'émission des impulsions radiofréquences et la réception du signal. En général, l'excitation de l'échantillon et la détection du signal de mesure sont souvent réalisées par la même antenne. Le signal reçu est très faible : l'antenne de réception doit donc être d'excellente qualité, pour augmenter le rapport S/B. On distingue deux types d'antennes : les antennes de volume et les antennes de surface.

- **les antennes de volume**

Le plus souvent, elles sont émettrices et réceptrices et ont une forme cylindroïde. Elles peuvent être uniquement réceptrices (dans ce cas l'antenne corps est émettrice). Elles englobent la région de l'organisme à étudier (antenne tête, genou ...) voire tout le corps (antenne corps). L'antenne corps est directement incorporée à l'aimant. Elle est toujours émettrice/réceptrice. Les antennes de volume permettent d'obtenir un signal homogène sur tout le volume exploré. Le signal est d'autant plus élevé et le bruit d'autant plus bas que le diamètre de l'antenne diminue : c'est pour cette raison que des antennes de volume plus petites ont été développées pour étudier la tête ou les membres.

- **les antennes de surface**

Elles sont uniquement réceptrices car elles sont moins homogènes (l'antenne corps étant émettrice). Les antennes de surface ont différentes formes ce qui leur permet de s'adapter aux différentes régions de l'organisme et il existe même des antennes flexibles. Le volume exploré par ce type d'antenne est limité en profondeur : le signal diminue lorsque la profondeur augmente. Ces antennes doivent donc être appliquées le plus près possible de la région explorée. Ainsi, on estime en général que la pénétration d'une antenne de surface est égale au diamètre ou à la longueur de

l'antenne. Les antennes de surface permettent l'obtention d'un rapport S/B élevé ce qui permet d'utiliser des champs d'exploration plus petits et de diminuer l'épaisseur de coupe, d'où une augmentation de la résolution spatiale (voxels plus petits). Le rapport S/B augmente lorsque le diamètre de l'antenne diminue permettant une meilleure résolution spatiale mais au détriment du volume exploré. Comme la région explorée est proche de l'antenne, il y a également diminution des artéfacts de mouvement.

Les **antennes en quadrature** (disposant de 2 canaux de réception) améliorent encore le rapport S/B sans pour autant augmenter le temps d'acquisition. En effet, avec ce type d'antenne, le signal est détecté simultanément par deux détecteurs et non plus par un seul détecteur. Ces antennes réduisent l'artéfact de susceptibilité magnétique.

Les **antennes en « réseau phasé »** ou « phased array coils » (antennes de surface combinées) permettent d'avoir un bon rapport S/B (produit par une antenne de petit diamètre ce qui ne permet d'explorer qu'un faible volume) associé avec l'exploration d'un grand champ de vue. Le signal provenant de chaque élément d'antenne est dirigé, après amplification vers un convertisseur analogique-numérique (CAN) (ou ADC = analog-digital converter) : c'est ce qu'on appelle un **canal de réception**. Les images obtenues par toutes ces antennes sont ainsi combinées en une seule image. Les antennes en « réseau phasé » sont en particulier employées pour l'étude du

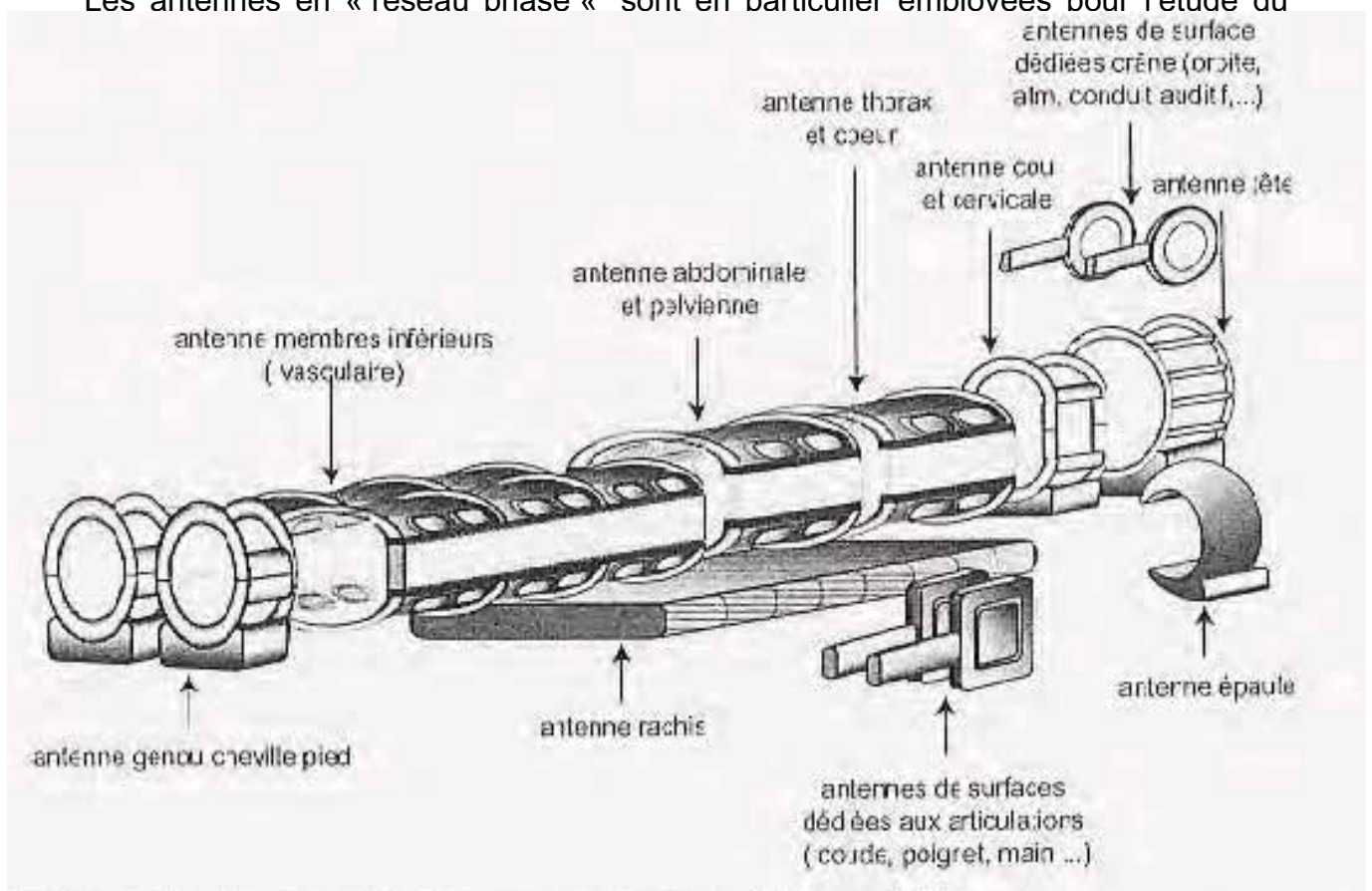


Figure 40 : les différents types d'antennes

- **les autres organes de l'appareil**

Ce sont :

- un lit d'examen motorisé
- un ordinateur permettant l'acquisition des données selon les paramètres établis par l'opérateur, la reconstruction des images et la gestion des organes périphériques.
- Une ou plusieurs consoles permettant la mise en place des paramètres, le contrôle, la visualisation des coupes, les mesures,... par l'opérateur.

#### **I.17.2. Règles de sécurité liées à l'instrumentation IRM**

La présence d'un champ magnétique intense impose que tous les éléments à proximité de l'aimant doivent être composés de matériaux non ferromagnétiques (aluminium, inox amagnétique, PVC). Toute masse ferromagnétique importante à proximité de l'aimant peut perturber l'homogénéité du

champ B0 et ainsi induire des artéfacts. De plus, des objets ferromagnétiques peuvent être violemment attirés par l'aimant et constituer des projectiles. L'opérateur et le patient doivent donc ne porter aucun objet ferromagnétique sur eux et enlever montres et cartes de crédit qui peuvent être détériorés.

La protection contre les ondes radio parasites extérieures est assurée par une **cage de Faraday** (assemblage de plaque de cuivre ou de plaques d'inox amagnétique). La continuité de cette protection doit être parfaite (même au niveau de la porte et de la baie vitrée de contrôle).

## **I.18. Le paramétrage d'une séquence**

Grâce à toutes les notions décrites dans les étapes précédentes, il est maintenant possible de programmer la séquence sur la console.

C'est une étape fondamentale qui permet :

- la programmation et le lancement des séquences d'acquisition
- l'obtention de la meilleure qualité d'image possible par un choix judicieux des paramètres de la séquence

Lors de la programmation de la séquence, il ne faut pas oublier que les paramètres mis en jeu lors d'une exploration IRM ont une action permanente sur les critères suivants : contraste, rapport S/B, résolution spatiale, présence d'artéfacts, temps d'acquisition. Il faut ainsi trouver le compromis entre le rapport S/B, la résolution spatiale et le temps d'acquisition : la modification de l'un des critères se répercute sur l'un ou les deux autres.

### **I.18.1. Programmation des séquences**

- **choix du plan de coupe**

Il est sagittal, frontal, transverse, oblique. Il est mis en place sur une séquence de

repérage (scoutview).

- **Choix du type de séquence**

On peut citer : l'écho de spin, l'écho de gradient, l'écho de spin rapide, l'inversion-récupération, l'EPI ou encore le STIR

- **choix des paramètres qui modifient le contraste : TR, TE, angle de bascule**

Ces paramètres influencent le rapport S/B, le contraste et le temps d'acquisition.

- **choix des paramètres qui ne modifient pas le contraste**

Parmi ces paramètres, on trouve ceux qui modifient la taille du voxel (épaisseur de coupe, champ de vue matrice), le nombre d'excitations et la bande passante.

- **épaisseur de coupe** : quand l'épaisseur de coupe augmente, la taille du voxel augmente. Ceci entraîne : un rapport S/B plus élevé, une diminution de la résolution spatiale et une majoration des effets de volume partiel. L'augmentation de l'espace inter-coupe permet d'examiner une région anatomique plus large tout en diminuant le phénomène d'excitation croisée. On risque cependant de ne pas voir une petite lésion.
- **champ de vue** : le FOV peut être carré ou rectangulaire
- **matrice** elle peut être symétrique ou asymétrique
- **nombre d'excitations** : l'augmentation du nombre d'excitations entraîne un meilleur rapport S/B mais en allongeant le temps d'acquisition. Les artéfacts de mouvements sont diminués.
- **bande passante** : une augmentation de la bande passante augmente le rapport S/B mais réduit l'artéfact de déplacement chimique.

On peut aussi régler le temps d'inversion (TI) ou le nombre d'échos pour les séquences d'ESR.

- **techniques particulières**

On peut citer [cf § correspondants pour plus de détails sur ces techniques] :

- l'angio-IRM : exploration des vaisseaux en IM en utilisant les phénomènes de flux

- l'acquisition 3D : recueil des données de tout un volume qui permet des reconstructions dans tous les plans ou en surface. Elle autorise également l'obtention de coupes fines contiguës avec un excellent rapport S/B
- la spectroscopie par RMN : les noyaux les plus fréquemment utilisés sont ceux d'hydrogène et du phosphore
- l'imagerie par diffusion, l'imagerie de perfusion, l'imagerie fonctionnelle
- la synchronisation cardiaque
- autres artifices techniques : saturation de graisse, antirepliement, rotation codage de phase et de fréquence, présaturation, transfert d'aimantation

### **I.18.2. Traitement des images - archivage**

Parmi les traitements possibles, on peut citer : l'agrandissement, les mesures de distance, reconstructions 3D ou 4D, la mise en place d'annotations, réglage du contraste, ... etc. Les images sont ensuite archivées (CD).



# **Matériel et méthodes - modalités d'obtention des images et des coupes anatomiques**



## II. Matériel et méthodes - modalités d'obtention des images et des coupes anatomiques

### II. 1. Choix des animaux

L'animal utilisé est un Beagle mâle, non castré, de 2 ans et pesant 17kg. Les vaccins étaient à jour.

Le fait d'avoir un animal de race Beagle permet d'avoir un **bon compromis entre le format de l'animal et le format de l'encéphale** :

- taille de l'encéphale suffisante pour avoir une dissection lisible et facile à réaliser
- format de l'animal suffisamment petit pour être facile à manipuler. Le format de la tête de l'animal permet également d'utiliser les antennes « tête » humaines (atout non négligeable pour l'obtention des images).



Figure 41 : Mise en place de l'antenne « tête »

De plus, cette race est la plus fréquemment employée en expérimentation ce qui pourra permettre des comparaisons ultérieures dans de nouveaux protocoles expérimentaux mais aussi avec les protocoles expérimentaux antérieurs [cf. IV.].

### II. 2. Protocole anesthésique [90]

L'anesthésie de l'animal est indispensable pour plusieurs raisons :

- Sécurité des opérateurs et de l'animal
- Confort et bien-être de l'animal
- Qualité des images obtenues

L'anesthésie **limite le stress** de l'animal : inconscient, il ne peut pas paniquer (et par conséquent devenir potentiellement agressif) dans un espace réduit.

De plus, le bruit de la machine peut être perturbant pour l'animal, des bouchons d'oreille (compresses) ont donc été placés à l'entrée des conduits auditifs du chien utilisé dans ce protocole. Cependant, l'anesthésie diminue largement les réactions de l'animal aux stimuli extérieurs.

Enfin, l'anesthésie générale permet d'obtenir une **immobilité parfaite** de l'animal et, en particulier, l'absence de mouvements oculaires indispensable à l'étude de la tête : ceci limite considérablement les artéfacts liés aux mouvements.

La préparation préanesthésique est une étape clé de la réussite du protocole anesthésique mis en place ultérieurement.

L'anesthésie générale impose pour l'animal une **diète hydrique** 10h avant l'anesthésie. L'eau doit, quant à elle, être retirée au moins 2 heures avant l'anesthésie.

Une **voie veineuse** fut posée au niveau de la veine céphalique droite pour administrer les anesthésiques (et les médicaments de la réanimation le cas échéant). Le cathéter n'est pas composé de corps ferromagnétiques ce qui ne pose pas de problème d'artéfact sur les images.

L'examen clinique pré-anesthésique n'a montré aucune anomalie.

Le risque anesthésique était au niveau ASA I (patient jeune, en bonne santé).

Le protocole anesthésique suivant fut utilisé :

- Prémédication : **médétomidine** (Domitor ®) à la dose de  $35\mu\text{g}/\text{kg}$  soit 0,8mL par voie intramusculaire.
- Induction : **zolazepam** et **tilétamine** (Zoletil 100 ®) à la dose de  $5\text{mg}/\text{kg}$  soit 1mL par voie intraveineuse.
- Maintenance : ce protocole permet d'obtenir une sédation de 45 minutes (durée

suffisante pour l'obtention des images). Ainsi, l'entretien par perfusion ou par bolus itératif fut inutile.

- Antagonisation à la fin de la manipulation : **atipamézole** (Antisedan ®) à la dose de  $175\mu\text{g}/\text{kg}$  soit 0,8mL par *voie intramusculaire stricte*.

Ce protocole permet d'obtenir une forte myorelaxation et une bonne insconscience. L'antagonisation permet d'obtenir un réveil plus court et de meilleure qualité.

### II. 3. Obtention et traitement des images

Les coupes transversales dans le sens crânio-caudal de l'encéphale (correspondant à une coupe coronale chez l'homme) furent obtenues sur une IRM Siemens 1 Tesla avec une séquence en Inversion Récupération (IR). Les images sont pondérées en T1.



Figure 42 : Recueil des images

Après la réalisation d'une séquence rapide de repérage (scout), la direction des coupes transversales de l'encéphale fut placée sur le plan sagittal de la tête (direction perpendiculaire au grand axe de l'encéphale).

La pondération en T1 obtenue avec une séquence en IR est la plus fréquemment

utilisée pour l'étude de l'anatomie de l'encéphale. La séquence en IR accentue les différences de contraste en T1 (meilleur contraste en T1) [cf. IV].

Les caractéristiques des images sont les suivantes :

- nombre de coupes = 153 (encéphale : de 49 à 110)
- TE = 4,00
- TR = 9,70
- Matrice = 256 X 256
- View size = 1145 X 582
- Flip angle = 8,00
- Thickness = 1,30 mm

On peut remarquer que les pixels sont rectangulaires (1 X 1 X 1,3 mm). Ceci permet de diminuer le temps d'acquisition [cf. IV].

Les images ont été traitées par la suite avec le logiciel OsiriX® pour Mac®.

## **II. 4. Obtention des coupes anatomiques - protocole de dissection et de coloration [61, 71]**

### **II. 4. 1. Sacrification**

L'animal est couché sur le côté gauche puis anesthésié pour des raisons de sécurité et d'éthique.

Le protocole anesthésique suivant fut utilisé :

- **médétomidine** (Domitor ®) à la dose de *50 µg/kg* soit 1 mL par voie intramusculaire
- **kétamine** (Clorkétam 1000 ®) à la dose de *17,5 mg/kg* soit 3 mL par voie intramusculaire

Ensuite, la saignée mortelle est réalisée. Pour ce faire, après avoir couché l'animal en décubitus latéral droit, on fait gonfler la veine jugulaire gauche. Puis, on incise sur une douzaine de centimètres le long du bord dorsal de la veine jugulaire externe simultanément la peau et le muscle cutané du cou. Après avoir repéré la veine jugulaire externe et l'artère carotide commune, on sépare l'artère carotide commune du cordon vago-sympathique qui lui est accolé. Après la pose de 2 clamps séparés de 3 cm, l'artère carotide commune est incisée. Le cathétérisme artériel de l'artère

carotide commune est réalisé :

- caudalement pour faciliter la saignée du tronc et des membres
- crânialement pour faciliter la saignée de la tête.

Pour le rinçage de l'encéphale, on emploie 8 litres de formol à 10%. L'injection conservatrice doit être faite immédiatement après la mort dans l'artère carotide commune en direction crâniale. La pose d'un deuxième cathéter est réalisée sur l'artère carotide commune controlatérale pour permettre l'écoulement du formol injecté.

La tête de l'animal (section crâniale à l'atlas pour la séparation d'avec le tronc) fut ensuite fixée dans du formol à 10% pendant 8 jours.

#### II. 4. 2. Extraction de l'encéphale

Après la réalisation d'incisions cutanées, une section médiane du massif crânio-facial est réalisée à l'aide d'un rogne-pied et d'un marteau. La section s'étend de l'occiput au bout de la truffe. Les deux moitiés de tête sont ensuite séparées à l'aide d'un mouvement latéro-latéral du rogne-pied. Durant l'ensemble de ses opérations, l'encéphale doit à tout prix être préservé, il faut donc être très précautionneux et précis. Après séparation des deux moitiés de tête, l'encéphale en entier est dans une hémisphère crânienne. Il faut le dégager délicatement en décollant petit à petit les méninges des os du crâne.



Figure 43 :  
Le crâne après les  
incisions cutanées



Figure 44 :  
Sections osseuses réalisées  
au rogne-pied



*Figure 45 : l'encéphale dans la demi boîte crânienne*

Il faut être particulièrement vigilant lors du dégagement du bulbe olfactif : il ne faut pas rompre son pédoncule. Après rupture de la tige pituitaire, il faut repérer puis couper un à un les nerfs crâniens, dans le sens rostro-caudal, ainsi que l'artère carotide cérébrale. Au cours de cette étape, il est très difficile de maintenir l'intégrité de l'hypophyse.

On obtient ainsi l'encéphale, le tronc cérébral et la moelle allongée. Une section de la moelle spinale est réalisée environ 35 mm caudalement au pôle caudal du cervelet.

#### **II. 4. 3. Protocole de coloration de coupes épaisses d'encéphale**

1) Laver l'encéphale 24 heures à l'eau courante froide.

2) Retirer les méninges. Cette opération délicate doit être réalisée avec une pince de dentiste et un bistouri.



*Figure 46 : Un encéphale avant le retrait des méninges*



*Figure 47 : Un encéphale après le retrait des méninges*

3) Réaliser les coupes : ici, 12 coupes ont pu être réalisées avec une épaisseur allant de 3 à 10 mm. Il faut veiller à avoir un couteau dont le fil de la lame sera fin et aiguisé. Les coupes doivent être parallèles entre elles et perpendiculaires au grand axe de l'encéphale. Leur axe doit autant que possible reproduire la direction utilisée lors de l'acquisition des images.

4) Laver les coupes 1h à l'eau distillée en changeant d'eau toutes les 15 minutes.

5) Chaque coupe est ensuite plongée 2 minutes dans la solution suivante à 60° C :

- 1 litre d'eau distillée
- 45 g de phénol cristallisé
- 5 g de sulfate de cuivre ( $\text{SO}_4\text{Cu}$ )
- 1,25 mL d'acide chlorhydrique (HCl) concentré

Le récipient qui contient la solution est maintenu couvert par une vitre pour éviter l'évaporation. Les vapeurs émanant de ce mélange sont, en effet, très irritantes pour les voies respiratoires et les muqueuses oculaires.



*Figure 48 : la coupe non colorée dans le bain à 60° C*

6) Tremper la coupe 1 minute dans de l'eau froide (ne pas l'y laisser plus longtemps car il y a un risque de mauvaise coloration).



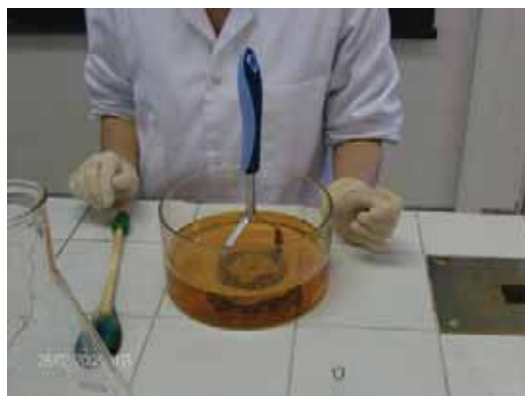
*Figure 49 : Le premier rinçage*

7) Immersion de la coupe pendant 90 secondes dans une solution fraîchement préparée de perchlorure de fer :

- 10g de chlorure ferrique
- 1 litre d'eau distillée

La substance grise absorbe de perchlorure de fer et devient brun clair. Si l'immersion est plus longue, la substance blanche prend aussi la coloration.

(autre possibilité : 10g d'acide tannique dans 1 litre d'eau distillée)

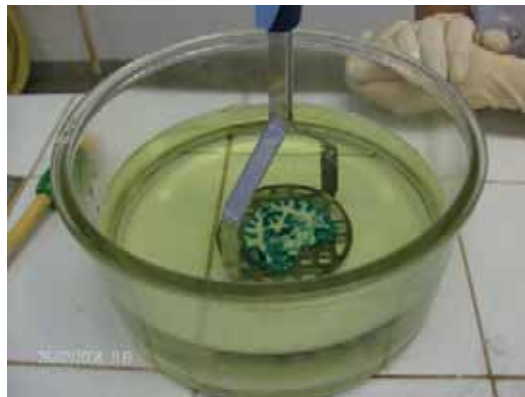




*Figure 50 : Le deuxième bain de coloration*

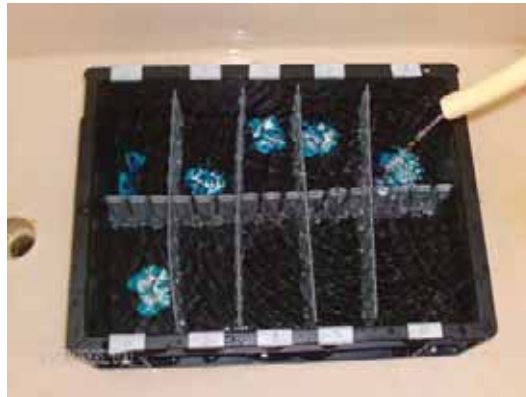
8) Laver environ 2 minutes au grand maximum à l'eau courante (doucelement). Si le lavage est plus long, le chlorure de Fe est enlevé et à la fin on obtient un bleu pâle au lieu d'un bleu intense.

9) Immersion pendant 4 minutes dans une solution fraîche de ferrocyanure de potassium : 10g de ferrocyanure de potassium dans 1 litre d'eau distillée



*Figure 51 : Le troisième bain de coloration*

10) Laver à l'eau courante froide (doucement) pendant 24 heures.  
Conserver les coupes dans une solution de formol à 5%.



*Figure 52 : Garder les coupes dans l'ordre pour le rinçage de 24 heures*

Les coupes ne doivent pas être manipulées manuellement mais délicatement saisies avec une spatule.

Il est important de garder les coupes dans l'ordre sinon la reconstitution de l'encéphale est difficile.

Cette coloration colore la substance grise en bleu et la substance blanche en bleu. La coloration dépend de la présence de myéline.

Des clichés photographiques des coupes d'encéphale en vue caudale furent réalisés avant et après coloration pour la réalisation de l'atlas.

# Atlas

### III. Atlas [4, 6, 13, 14, 31, 39, 40, 41, 50, 51, 54, 55, 57, 59, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 70, 72, 73, 76, 84, 89]

#### III.1. Mesures

Le logiciel Osirix®, comme beaucoup d'autres logiciels de traitement d'images présents sur le marché nous permet d'accéder à une mesure précise de l'organe étudié. Pour exemples :

- Diamètre transversal du cerveau (5,341 cm) et diamètre transversal du cervelet
- Taille des ventricules
- Diamètre transversal de la moelle spinale
- Longueur du cerveau : 7,170 cm
- Longueur du cervelet : 2,599 cm
- Longueur de l'encéphale : 8,047 cm

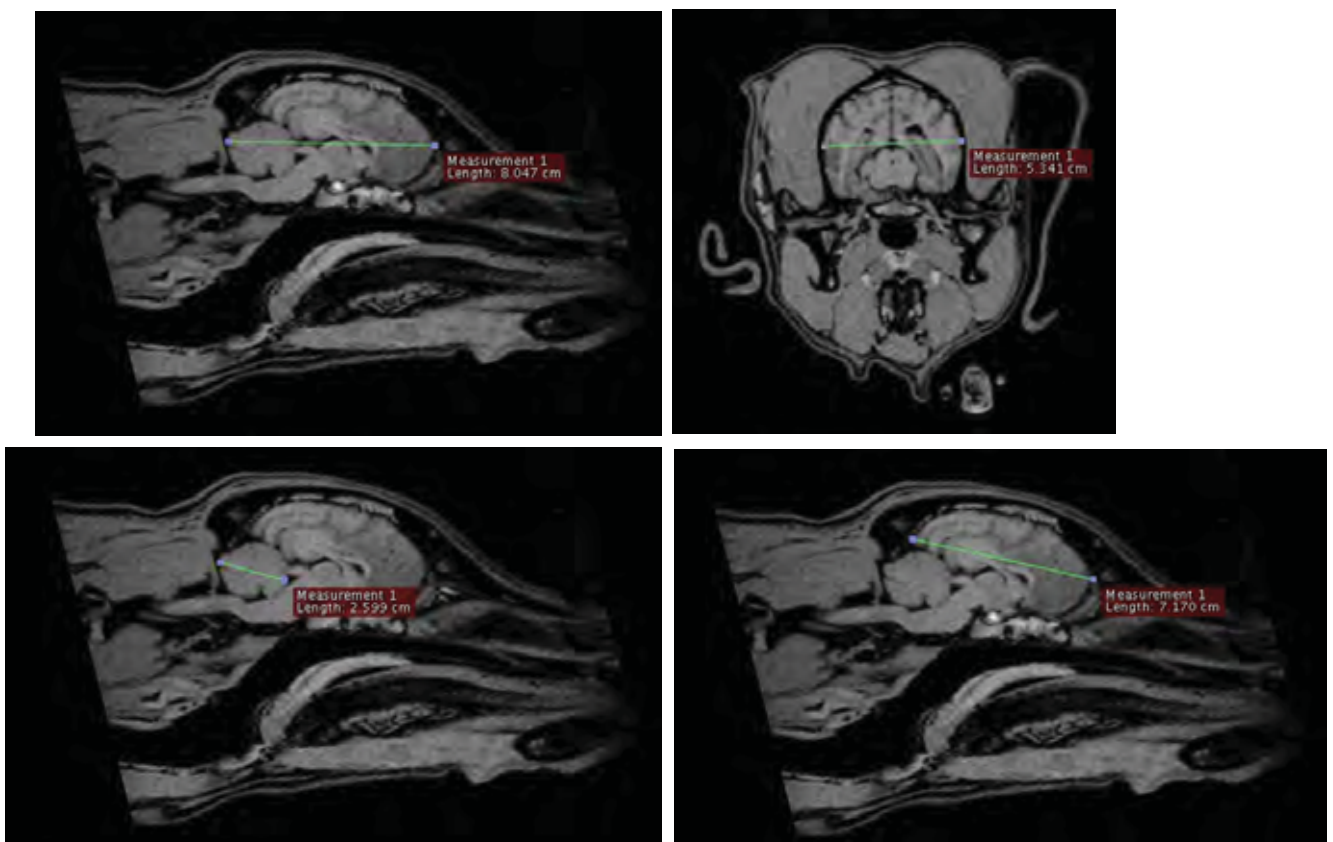


Figure 53 : Mesures permises par le logiciel

### III.2. Coupes transversales

Dans cet atlas, les coupes non colorées, les coupes colorées et les images IRM correspondantes sont mises en parallèle

Sur le plan médian, un trait vert symbolisant la coupe permet de repérer où se situe la coupe par rapport aux autres éléments de la tête

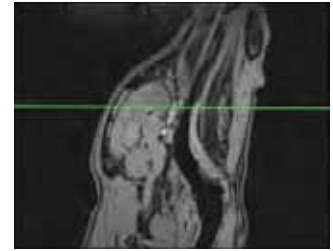
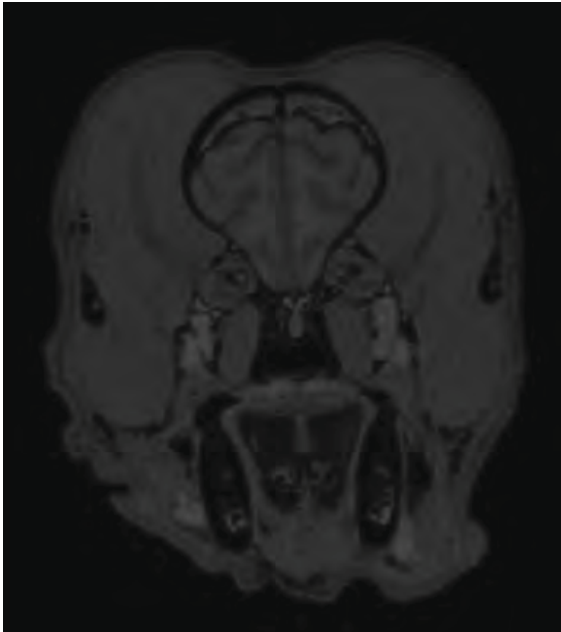
La coupe de la tête correspondante permet aussi de repérer l'encéphale par rapport aux autres structures anatomiques de la tête.

Tout au long de l'atlas, il est rappelé l'appartenance des structures légendées au rhinencéphale, télencéphale, diencéphale, mésencéphale, métencéphale et au myélocéphale par la codification suivante :

- Néopalium (N)
- Rhinencéphale (R)
- Télencéphale (T)
- Diencéphale (D)
- Mésencéphale (Ms)
- Métencéphale (Mt)
- Myélocéphale (My)
- Rhombencéphale (Rho)

Le terme de rhombencéphale sera utilisé quand la distinction de localisation entre le myélocéphale et le métencéphale est impossible à faire





### Légendes

- 1 fissure longitudinale du cerveau (T)
- 2 pédoncule olfactif (R)
- 3 sillon rhinal médial (R)
- 4 sillon présylvien (N)

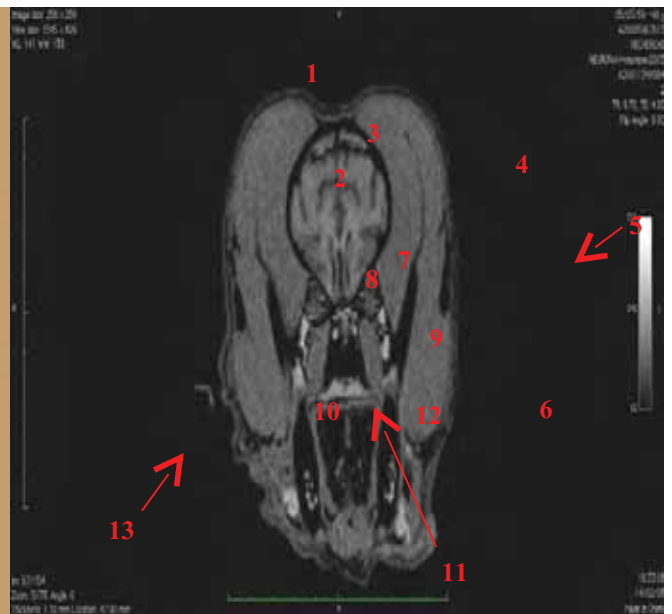
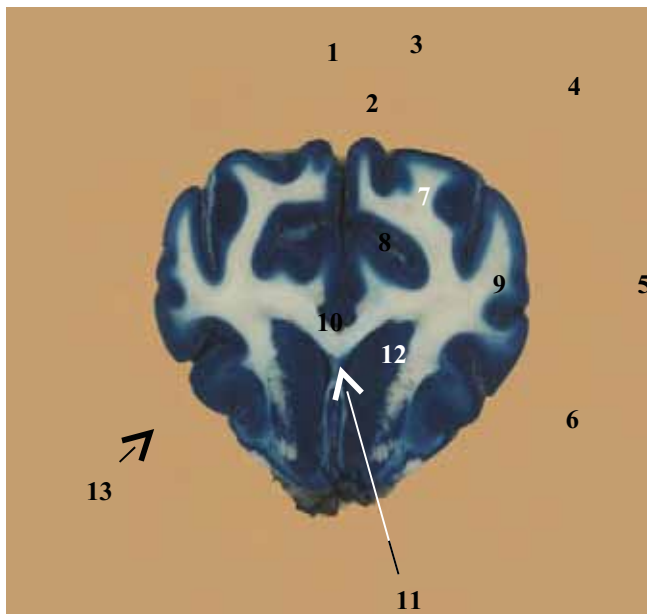
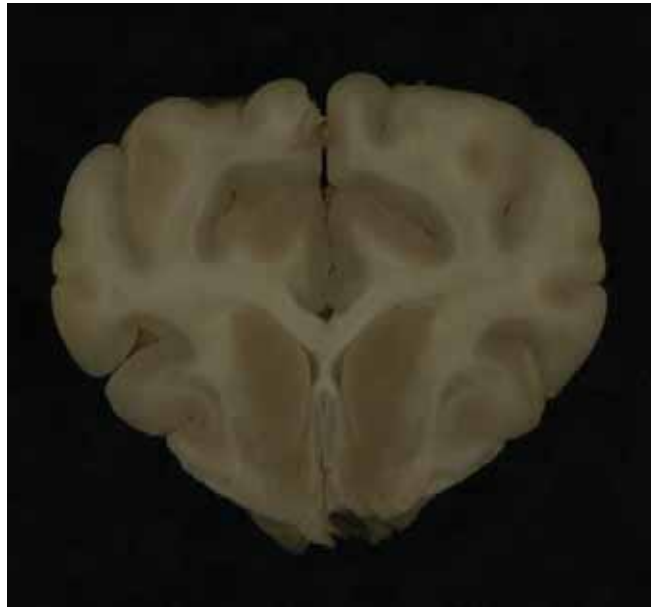
5 - 6 - 7 - 8 - 9 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 15 - 16 - 17 - 18 - 19 - 20 - 21 - 22 - 23 - 24 - 25 - 26 - 27 - 28 - 29 - 30 - 31 - 32 - 33 - 34 - 35 - 36 - 37 - 38 - 39 - 40 - 41 - 42 - 43 - 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50 - 51 - 52 - 53 - 54 - 55 - 56 - 57 - 58 - 59 - 60 - 61 - 62 - 63 - 64 - 65 - 66 - 67 - 68 - 69 - 70 - 71 - 72 - 73 - 74 - 75 - 76 - 77 - 78 - 79 - 80 - 81 - 82 - 83 - 84 - 85 - 86 - 87 - 88 - 89 - 90 - 91 - 92 - 93 - 94 - 95 - 96 - 97 - 98 - 99 - 100 - 101 - 102 - 103 - 104 - 105 - 106 - 107 - 108 - 109 - 110 - 111 - 112 - 113 - 114 - 115 - 116 - 117 - 118 - 119 - 120 - 121 - 122 - 123 - 124 - 125 - 126 - 127 - 128 - 129 - 130 - 131 - 132 - 133 - 134 - 135 - 136 - 137 - 138 - 139 - 140 - 141 - 142 - 143 - 144 - 145 - 146 - 147 - 148 - 149 - 150 - 151 - 152 - 153 - 154 - 155 - 156 - 157 - 158 - 159 - 160 - 161 - 162 - 163 - 164 - 165 - 166 - 167 - 168 - 169 - 170 - 171 - 172 - 173 - 174 - 175 - 176 - 177 - 178 - 179 - 180 - 181 - 182 - 183 - 184 - 185 - 186 - 187 - 188 - 189 - 190 - 191 - 192 - 193 - 194 - 195 - 196 - 197 - 198 - 199 - 200 - 201 - 202 - 203 - 204 - 205 - 206 - 207 - 208 - 209 - 210 - 211 - 212 - 213 - 214 - 215 - 216 - 217 - 218 - 219 - 220 - 221 - 222 - 223 - 224 - 225 - 226 - 227 - 228 - 229 - 230 - 231 - 232 - 233 - 234 - 235 - 236 - 237 - 238 - 239 - 240 - 241 - 242 - 243 - 244 - 245 - 246 - 247 - 248 - 249 - 250 - 251 - 252 - 253 - 254 - 255 - 256 - 257 - 258 - 259 - 260 - 261 - 262 - 263 - 264 - 265 - 266 - 267 - 268 - 269 - 270 - 271 - 272 - 273 - 274 - 275 - 276 - 277 - 278 - 279 - 280 - 281 - 282 - 283 - 284 - 285 - 286 - 287 - 288 - 289 - 290 - 291 - 292 - 293 - 294 - 295 - 296 - 297 - 298 - 299 - 300 - 301 - 302 - 303 - 304 - 305 - 306 - 307 - 308 - 309 - 310 - 311 - 312 - 313 - 314 - 315 - 316 - 317 - 318 - 319 - 320 - 321 - 322 - 323 - 324 - 325 - 326 - 327 - 328 - 329 - 330 - 331 - 332 - 333 - 334 - 335 - 336 - 337 - 338 - 339 - 340 - 341 - 342 - 343 - 344 - 345 - 346 - 347 - 348 - 349 - 350 - 351 - 352 - 353 - 354 - 355 - 356 - 357 - 358 - 359 - 360 - 361 - 362 - 363 - 364 - 365 - 366 - 367 - 368 - 369 - 370 - 371 - 372 - 373 - 374 - 375 - 376 - 377 - 378 - 379 - 380 - 381 - 382 - 383 - 384 - 385 - 386 - 387 - 388 - 389 - 390 - 391 - 392 - 393 - 394 - 395 - 396 - 397 - 398 - 399 - 400 - 401 - 402 - 403 - 404 - 405 - 406 - 407 - 408 - 409 - 410 - 411 - 412 - 413 - 414 - 415 - 416 - 417 - 418 - 419 - 420 - 421 - 422 - 423 - 424 - 425 - 426 - 427 - 428 - 429 - 430 - 431 - 432 - 433 - 434 - 435 - 436 - 437 - 438 - 439 - 440 - 441 - 442 - 443 - 444 - 445 - 446 - 447 - 448 - 449 - 450 - 451 - 452 - 453 - 454 - 455 - 456 - 457 - 458 - 459 - 460 - 461 - 462 - 463 - 464 - 465 - 466 - 467 - 468 - 469 - 470 - 471 - 472 - 473 - 474 - 475 - 476 - 477 - 478 - 479 - 480 - 481 - 482 - 483 - 484 - 485 - 486 - 487 - 488 - 489 - 490 - 491 - 492 - 493 - 494 - 495 - 496 - 497 - 498 - 499 - 500 - 501 - 502 - 503 - 504 - 505 - 506 - 507 - 508 - 509 - 510 - 511 - 512 - 513 - 514 - 515 - 516 - 517 - 518 - 519 - 520 - 521 - 522 - 523 - 524 - 525 - 526 - 527 - 528 - 529 - 530 - 531 - 532 - 533 - 534 - 535 - 536 - 537 - 538 - 539 - 540 - 541 - 542 - 543 - 544 - 545 - 546 - 547 - 548 - 549 - 550 - 551 - 552 - 553 - 554 - 555 - 556 - 557 - 558 - 559 - 560 - 561 - 562 - 563 - 564 - 565 - 566 - 567 - 568 - 569 - 570 - 571 - 572 - 573 - 574 - 575 - 576 - 577 - 578 - 579 - 580 - 581 - 582 - 583 - 584 - 585 - 586 - 587 - 588 - 589 - 590 - 591 - 592 - 593 - 594 - 595 - 596 - 597 - 598 - 599 - 600 - 601 - 602 - 603 - 604 - 605 - 606 - 607 - 608 - 609 - 610 - 611 - 612 - 613 - 614 - 615 - 616 - 617 - 618 - 619 - 620 - 621 - 622 - 623 - 624 - 625 - 626 - 627 - 628 - 629 - 630 - 631 - 632 - 633 - 634 - 635 - 636 - 637 - 638 - 639 - 640 - 641 - 642 - 643 - 644 - 645 - 646 - 647 - 648 - 649 - 650 - 651 - 652 - 653 - 654 - 655 - 656 - 657 - 658 - 659 - 660 - 661 - 662 - 663 - 664 - 665 - 666 - 667 - 668 - 669 - 670 - 671 - 672 - 673 - 674 - 675 - 676 - 677 - 678 - 679 - 680 - 681 - 682 - 683 - 684 - 685 - 686 - 687 - 688 - 689 - 690 - 691 - 692 - 693 - 694 - 695 - 696 - 697 - 698 - 699 - 700 - 701 - 702 - 703 - 704 - 705 - 706 - 707 - 708 - 709 - 710 - 711 - 712 - 713 - 714 - 715 - 716 - 717 - 718 - 719 - 720 - 721 - 722 - 723 - 724 - 725 - 726 - 727 - 728 - 729 - 730 - 731 - 732 - 733 - 734 - 735 - 736 - 737 - 738 - 739 - 740 - 741 - 742 - 743 - 744 - 745 - 746 - 747 - 748 - 749 - 750 - 751 - 752 - 753 - 754 - 755 - 756 - 757 - 758 - 759 - 760 - 761 - 762 - 763 - 764 - 765 - 766 - 767 - 768 - 769 - 770 - 771 - 772 - 773 - 774 - 775 - 776 - 777 - 778 - 779 - 780 - 781 - 782 - 783 - 784 - 785 - 786 - 787 - 788 - 789 - 790 - 791 - 792 - 793 - 794 - 795 - 796 - 797 - 798 - 799 - 800 - 801 - 802 - 803 - 804 - 805 - 806 - 807 - 808 - 809 - 810 - 811 - 812 - 813 - 814 - 815 - 816 - 817 - 818 - 819 - 820 - 821 - 822 - 823 - 824 - 825 - 826 - 827 - 828 - 829 - 830 - 831 - 832 - 833 - 834 - 835 - 836 - 837 - 838 - 839 - 840 - 841 - 842 - 843 - 844 - 845 - 846 - 847 - 848 - 849 - 850 - 851 - 852 - 853 - 854 - 855 - 856 - 857 - 858 - 859 - 860 - 861 - 862 - 863 - 864 - 865 - 866 - 867 - 868 - 869 - 870 - 871 - 872 - 873 - 874 - 875 - 876 - 877 - 878 - 879 - 880 - 881 - 882 - 883 - 884 - 885 - 886 - 887 - 888 - 889 - 890 - 891 - 892 - 893 - 894 - 895 - 896 - 897 - 898 - 899 - 900 - 901 - 902 - 903 - 904 - 905 - 906 - 907 - 908 - 909 - 910 - 911 - 912 - 913 - 914 - 915 - 916 - 917 - 918 - 919 - 920 - 921 - 922 - 923 - 924 - 925 - 926 - 927 - 928 - 929 - 930 - 931 - 932 - 933 - 934 - 935 - 936 - 937 - 938 - 939 - 940 - 941 - 942 - 943 - 944 - 945 - 946 - 947 - 948 - 949 - 950 - 951 - 952 - 953 - 954 - 955 - 956 - 957 - 958 - 959 - 960 - 961 - 962 - 963 - 964 - 965 - 966 - 967 - 968 - 969 - 970 - 971 - 972 - 973 - 974 - 975 - 976 - 977 - 978 - 979 - 980 - 981 - 982 - 983 - 984 - 985 - 986 - 987 - 988 - 989 - 990 - 991 - 992 - 993 - 994 - 995 - 996 - 997 - 998 - 999 - 1000

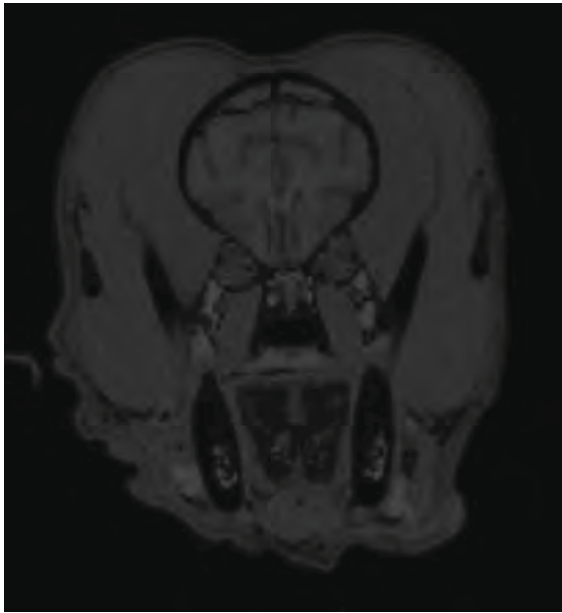




## Coupe 2

photo du haut : coupe transversale 2 avant coloration vue caudale  
photo du bas à gauche : coupe transversale 2 après coloration vue caudale  
photo du bas à droite : image IRM correspondante





### Légendes

1 fissure longitudinale médiale (T)

2 gyrus post crucial (N)

3 sillon marginal (N)

4 sillon coronal (N)

5 sillon suprasylvien rostral (N)

6 sillon ectosylvien rostral (N)

8 circonvolution cingulaire

9 capsule interne (T)

10 corps calleux (N)

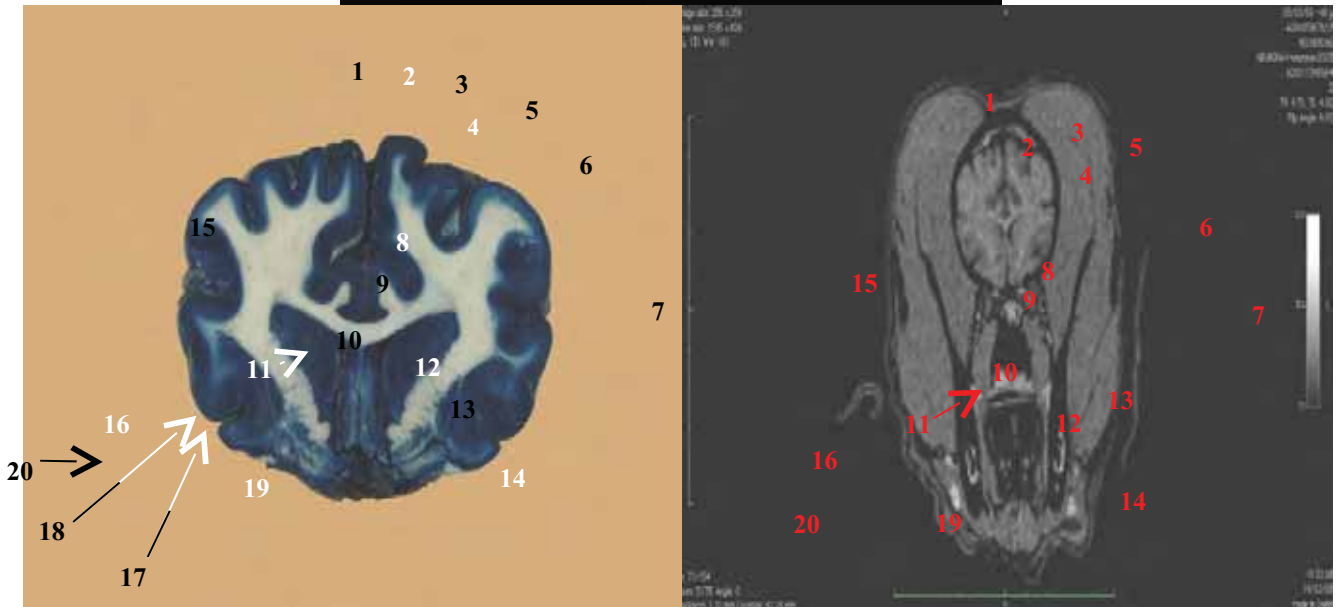
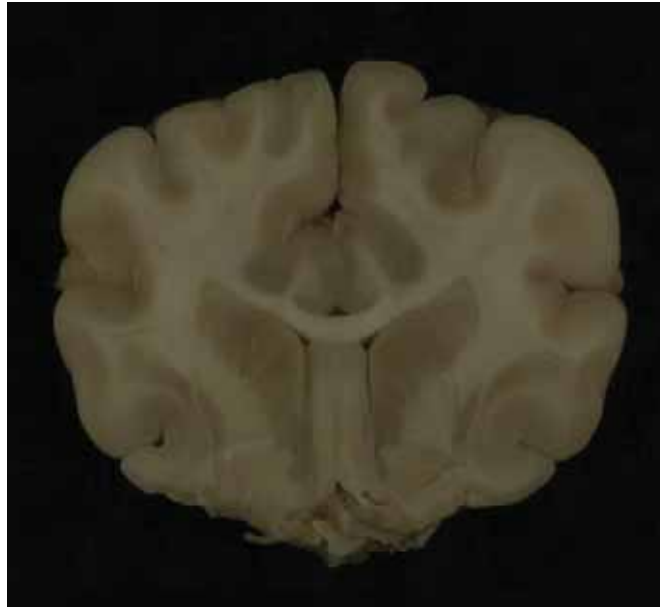
11 ventricule latéral (T)

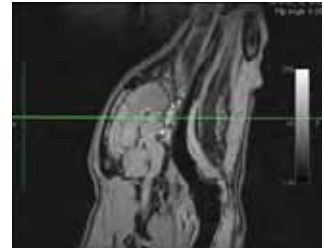
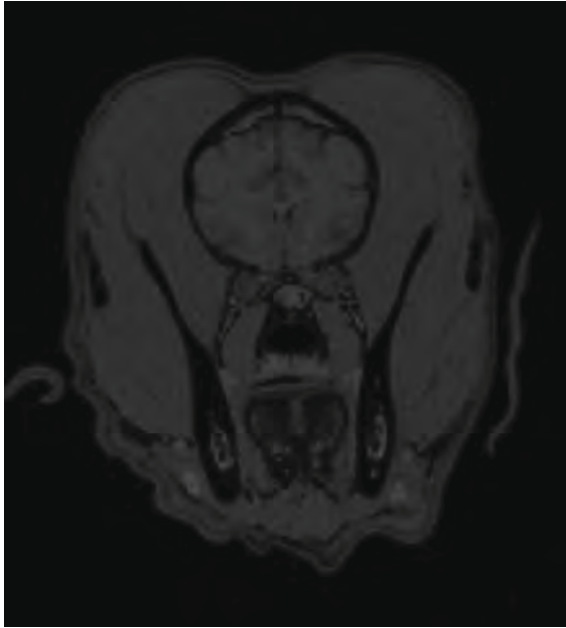
12 tête du noyau caudé (T)

13 gyrus proreus (N)

### Coupe 3

photo du haut : coupe transversale 3 avant coloration vue caudale  
photo du bas à gauche : coupe transversale 3 après coloration vue caudale  
photo du bas à droite : image IRM correspondante



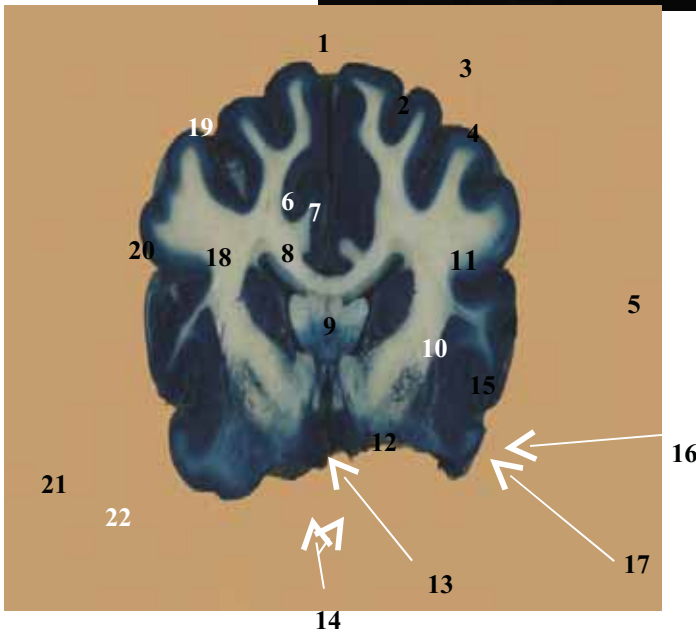
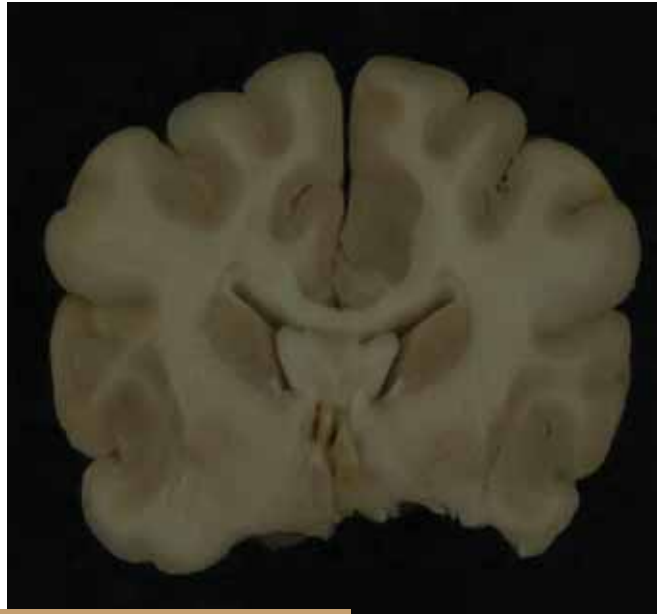


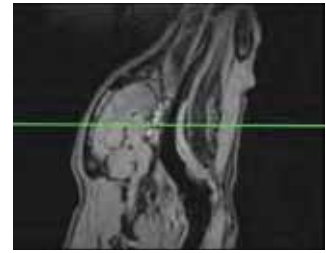
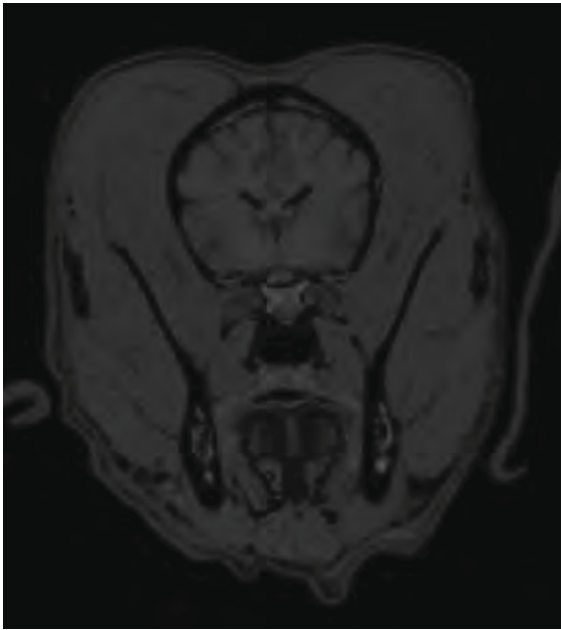
### Légendes

- |                                    |     |                                       |
|------------------------------------|-----|---------------------------------------|
| 1 fissure longitudinale du cerveau | (T) | 11 ventricule latéral (T)             |
| 2 gyrus marginal (N)               |     | 12 tête du noyau caudé (T)            |
| 3 sillon marginal (N)              |     | 13 bras rostral de la capsule interne |
| (T)                                |     |                                       |
| 4 gyrus suprasylvien (N)           |     | 14 gyrus olfactif latéral (R)         |
| 5 sillon suprasylvien rostral      | (N) | 15 centre semi ovale (T)              |
| 6 gyrus ectosylvien (N)            |     | 16 gyrus sylvien rostral (N)          |

## Coupe 4

photo du haut : coupe transversale 4 avant coloration vue caudale  
photo du bas à gauche : coupe transversale 4 après coloration vue caudale  
photo du bas à droite : image IRM correspondante



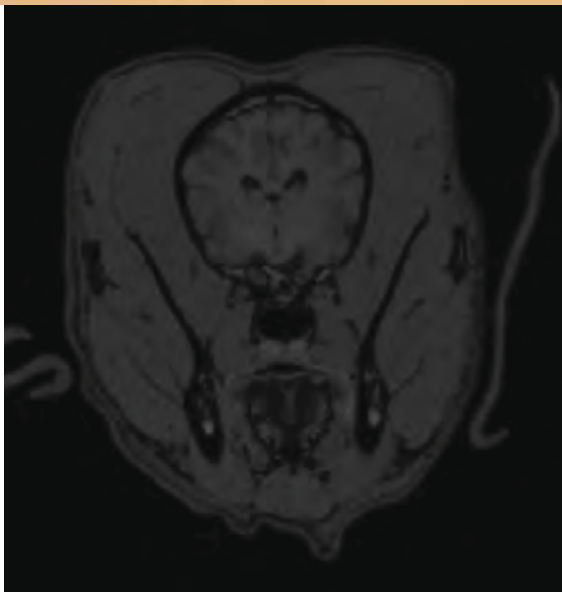
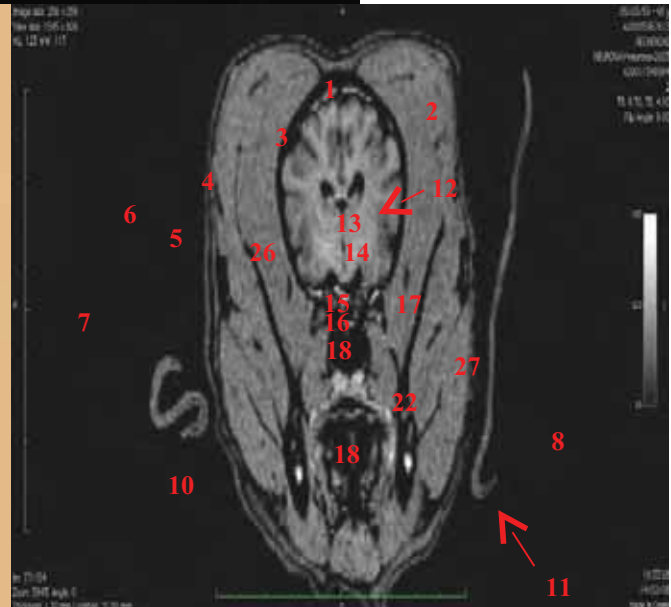
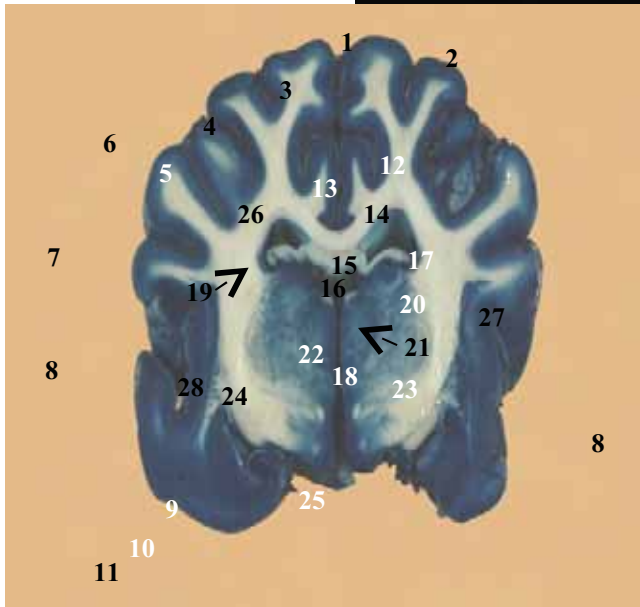


### Légendes

- |                                    |                                  |                                   |
|------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| 1 fissure longitudinale du cerveau | (T)                              | 12 thalamus (noyaux rostraux) (D) |
| 2 gyrus marginal (N)               |                                  | 13 III° ventricule (T)            |
| 3 sillon marginal (N)              |                                  | 14 chiasma optique (D)            |
| 4 sillon suprasylvien moyen (N)    | 15 capsule interne (T)           |                                   |
| 5 sillon ectosylvien moyen (N)     | 16 capsule externe (T)           |                                   |
| 6 sillon splénial (N)              | 17 putamen (T)                   |                                   |
| 7 circonvolution cingulaire (N)    | 18 centre semi ovale (T)         |                                   |
| 8 cingulum (N)                     | 19 gyrus suprasylvien (N)        |                                   |
| 9 corps calleux (N)                | 20 gyrus ectosylvien rostral (N) |                                   |
| 10 corps du noyau caudé (T)        | 21 sillon rhinal latéral (R)     |                                   |
| 11 ventricule latéral (T)          | 22 gyrus olfactif latéral (R)    |                                   |

## Coupe 5 : coupe transversale de l'encéphale du chien

photo du haut : coupe transversale 5 avant coloration vue caudale  
photo du bas à droite : coupe transversale 5 après coloration vue caudale  
photo du bas à gauche : image IRM correspondante





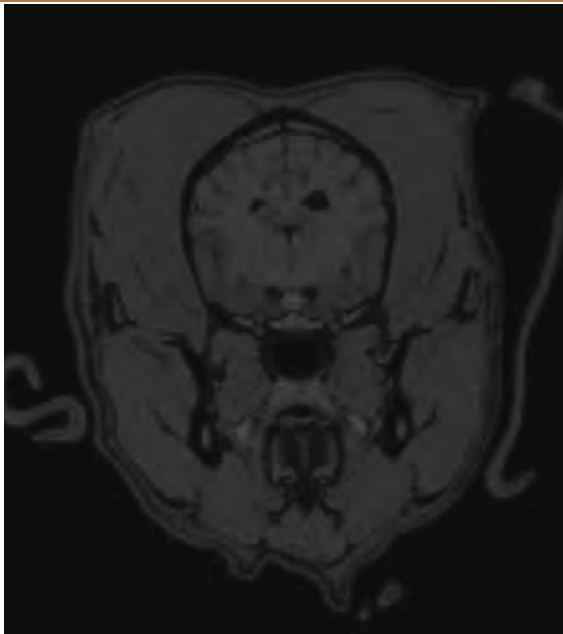
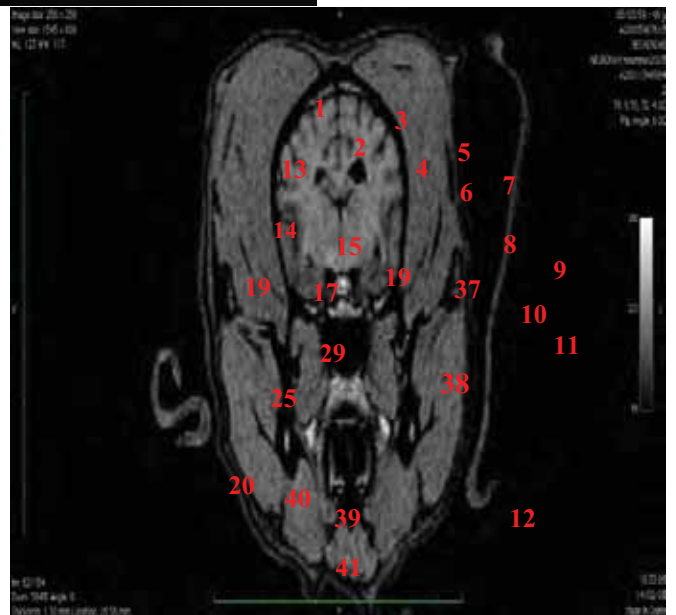
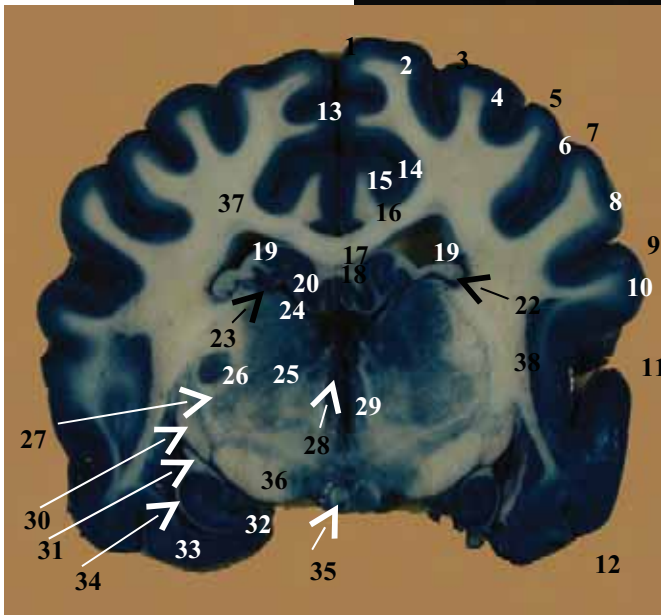
### Légendes

- |   |   |                           |
|---|---|---------------------------|
| 1 fissure longitudinale du cerveau            | (T)   | 15 corps calleux (N)      |
| 2 sillon marginal (N)                         |   | 16 corps du fornix (R)    |
| 3 gyrus marginal (N)                          |   | 17 ventricule latéral (T) |
| 4 gyrus suprasylvien moyen (N)                | 18 III° ventricule (T)                              |                           |
| 5 gyrus ectosylvien moyen (N)                 | 19 plexus choroïde du ventricule latéral gauche (T) |                           |
| 6 sillon suprasylvien moyen (N)               | 20 noyaux rostraux du thalamus (D)                  |                           |
| 7 sillon ectosylvien moyen (N)                | 21 stria habenularis (R)                            |                           |
| 8 fissure pseudosylvienne (N)                 | 22 noyau dorso médial du thalamus (D)               |                           |
| 9 corps amygdaloïde (R)                       | 23 thalamus (D)                                     |                           |
| 10 gyrus olfactif latéral (R)                 | 24 lame médullaire externe du thalamus (D)          |                           |
| 11 sillon rhinal latéral (partie caudale) (R) | 25 hypothalamus (D)                                 |                           |
| 12 sillon calcarin (N)                        | 26 corps semi-circulaire (T)                        |                           |



## Coupe 6

photo du haut : coupe transversale 6 avant coloration vue caudale  
photo du bas à gauche : coupe transversale 6 après coloration vue caudale  
photo du bas à droite : image IRM correspondante

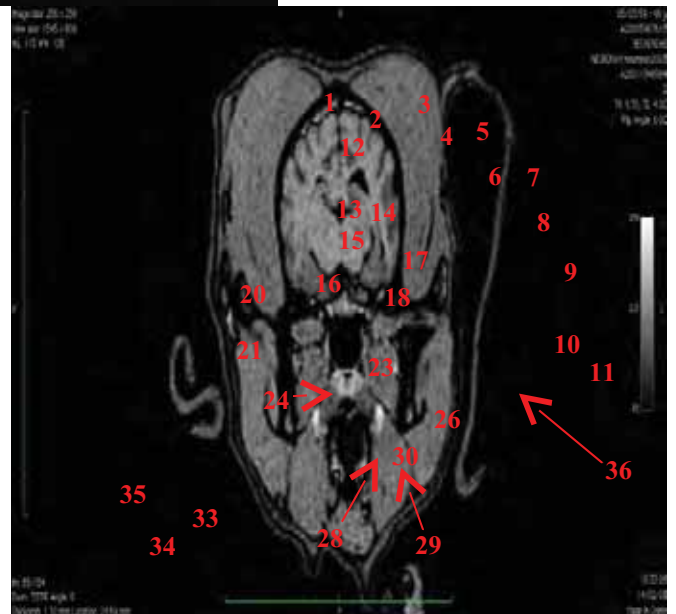
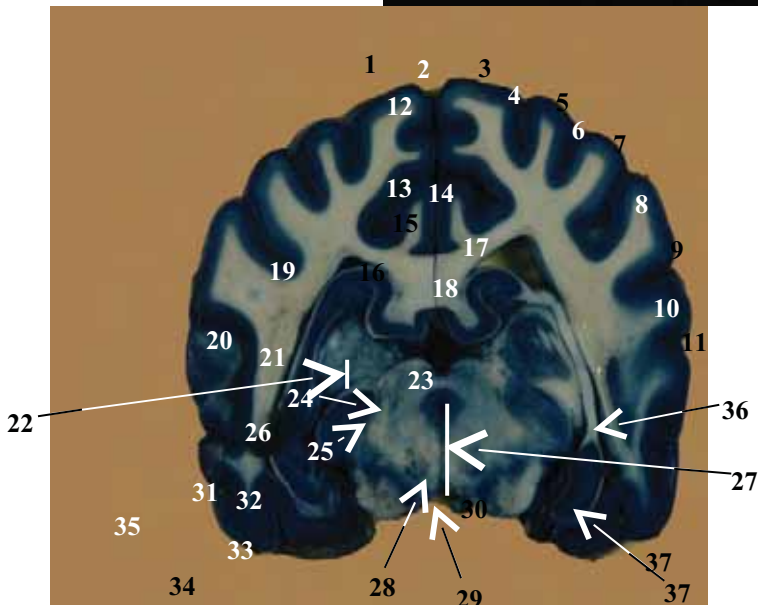


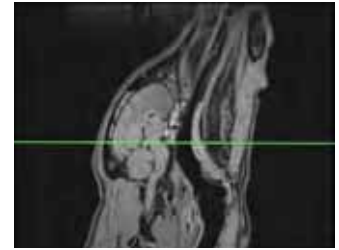
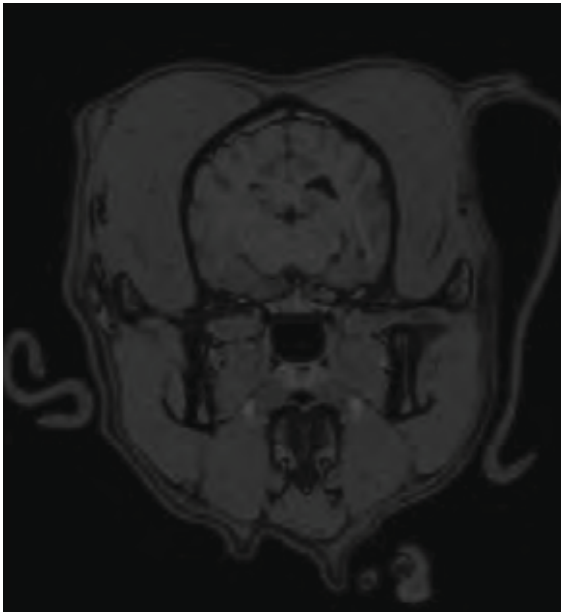
## Légendes

- |   |     |   |
|---|-----|---|
| 1 fissure longitudinale du cerveau (D)        | (T) | 22 « fissure choroïdienne » ou sillon thalamo caudé                       |
| 2 gyrus endomarginal (N)                      |     | 23 queue du noyau caudé (T)   |
| 3 sillon endomarginal (N)                     |     | 24 noyaux rostraux du thalamus (D)  |
| 4 gyrus marginal (N)                          |     | 25 thalamus (D)   |
| 5 sillon marginal (N)                         |     | 26 noyau géniculé latéral (D)   |
| 6 gyrus ectomarginal (N)                      |     | 27 lame médullaire externe du thalamus (D)                                |
| 7 sillon ectomarginal moyen (N)               |     | 28 noyau dorso médial du thalamus (D)                                     |
| 8 gyrus suprasylvien (N)                      |     | 29 III° ventricule (T)  |
| 9 sillon suprasylvien (N)                     |     | 30 tractus optique (D)  |
| 10 gyrus ectosylvien (N)                      |     | 31 fimbria (R)  |
| 11 fissure pseudosylvienne (N)                |     | 32 extrémité rostro ventrale de la corne d'Ammon et du gyrus dentatus (R) |
| 12 sillon rhinal latéral (partie caudale) (R) |     | 33 lobe piriforme (T)   |
| 13 sillon supra splénial (N)                  |     | 34 alveus (R)   |
| 14 sillon splénial (N)                        |     | 35 tuber cinereum (hypothalamus) (D)                                      |

## Coupe 7

photo du haut : coupe transversale 7 avant coloration vue caudale  
photo du bas à gauche : coupe transversale 7 après coloration vue caudale  
photo du bas à droite : image IRM correspondante





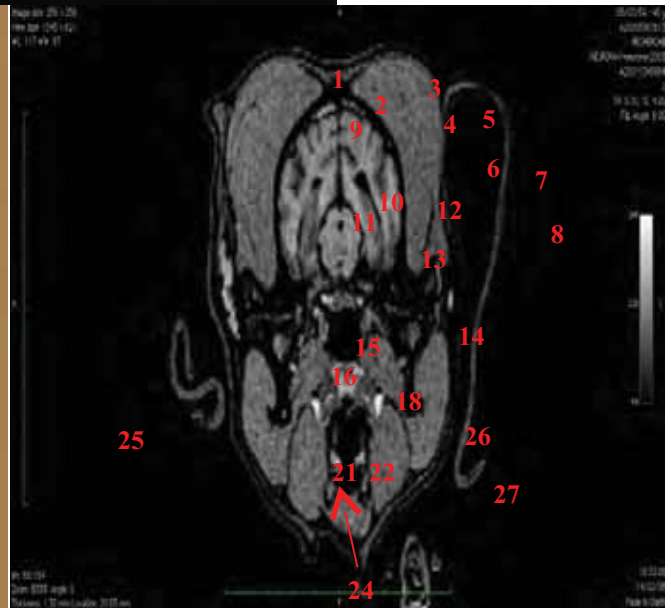
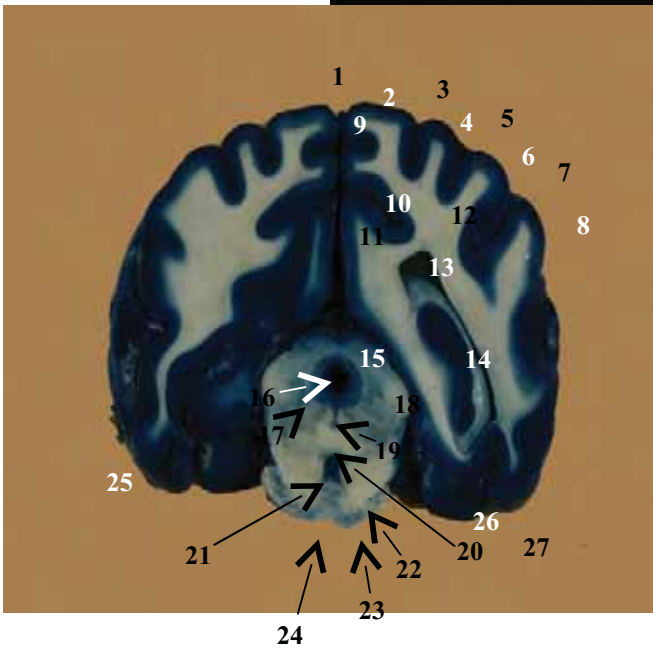
### Légendes

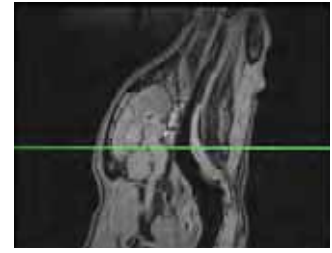
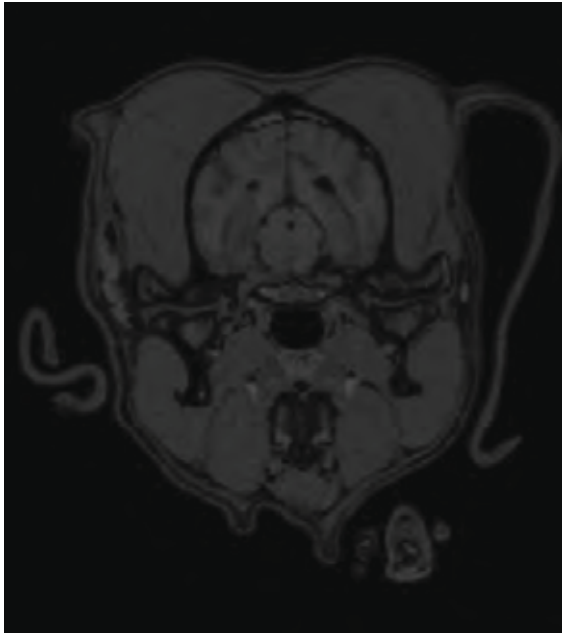
- 1 fissure longitudinale du cerveau
- 2 gyrus endomarginal (N)
- 3 sillon endomarginal (N)
- 4 gyrus marginal (N)
- 5 sillon marginal (N)
- 6 gyrus ectomarginal (N)
- 7 sillon ectomarginal (N)
- 8 gyrus suprasylvien caudal (N)
- 9 sillon suprasylvien (N)
- 10 gyrus ectosylvien (N)
- 11 sillon ectosylvien (N)
- 12 sillon suprasplénial (N)
- 13 circonvolution cingulaire (N)
- 14 sillon calénial (N)

- (T) 20 hippocampe (R)
- 21 corps géniculé latéral (D)
- 22 tectum (Ms)
- 23 collicule rostral (Ms)
- 24 aqueduc mésencéphalique (Ms)
- 25 substance grise centrale (Ms)
- 26 corps géniculé médial (D)
- 27 tegmentum (Ms)
- 28 noyau rouge (Ms)
- 29 substantia nigra (Ms)
- 30 pédoncule cérébral (crus cerebri) (Ms)
- 31 partie ventrale de la corne d'Ammon et du gyrus dentatus (R)
- 32 subiculum (R)
- 33 lobe piriforme (Ms)

## Coupe 8

photo du haut : coupe transversale 8 avant coloration vue caudale  
photo du bas à gauche : coupe transversale 8 après coloration vue caudale  
photo du bas à droite : image IRM correspondante



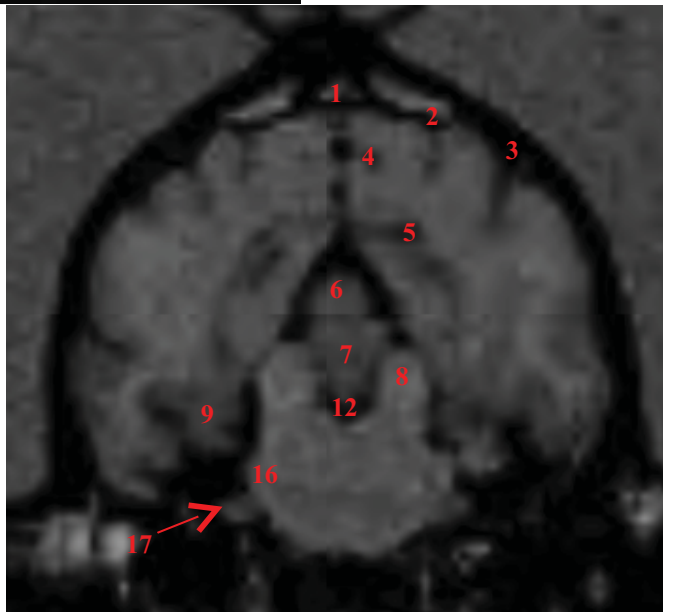
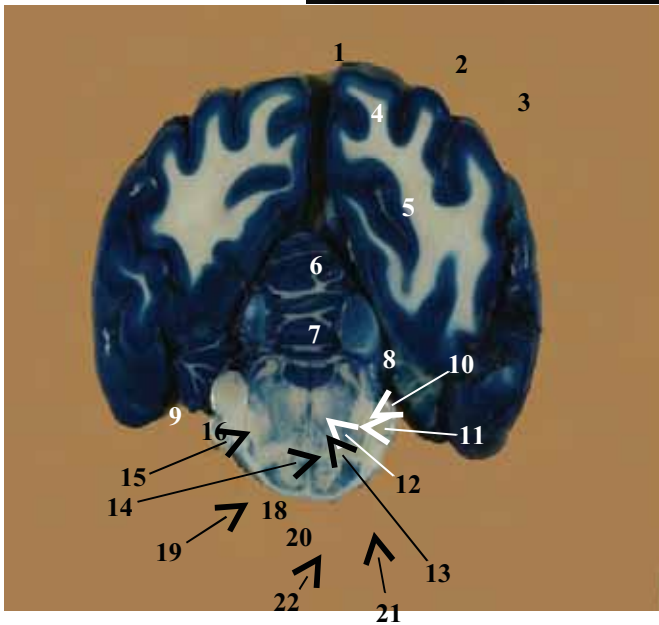


### Légendes

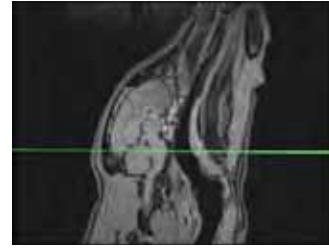
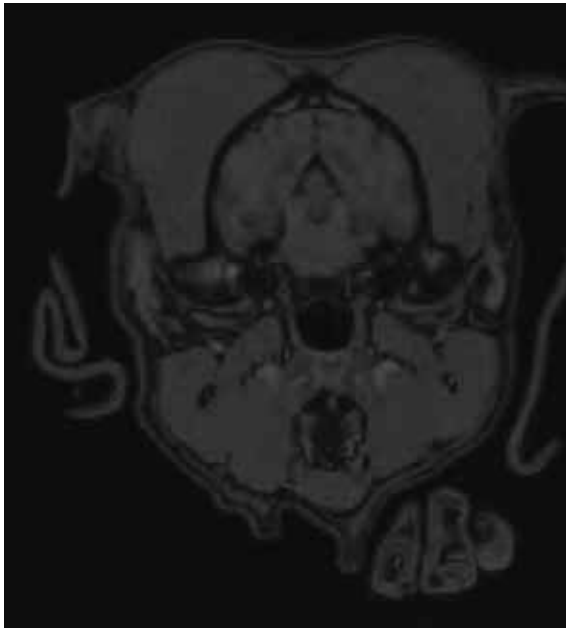
- |  |   |
|--|---|
| 1 fissure longitudinale du cerveau (T) | 15 collicule caudal (Ms)                                |
| 2 gyrus marginal (N)                   | 16 aqueduc mésencéphalique (Ms)                         |
| 3 sillon marginal (N)                  | 17 substance grise centrale (Ms)                        |
| 4 gyrus ectomarginal (N)               | 18 corps géniculé médial (D)                            |
| 5 sillon ectomarginal (N)              | 19 noyau du raphé (Mt)                                  |
| 6 gyrus suprasylvien caudal (N)        | 20 décussation des pédoncules cérébelleux rostraux (Ms) |
| 7 sillon suprasylvien caudal (N)       | 21 noyau interpédonculaire (Ms)                         |
| 8 gyrus ectosylvien (N)                | 22 crus cerebri (Ms)                                    |
| 9 sillon suprasplénial (N)             | 23 noyau du pont (Mt)                                   |
| 10 sillon splénial (N)                 | 24 fibres transverses du pont (Mt)                      |
| 11 cingulum (N)                        | 25 gyrus composite latéral (T)                          |

## Coupe 9

*photo du haut : coupe transversale 9 avant coloration vue caudale*  
*photo du bas à gauche : coupe transversale 9 après coloration vue caudale*  
*photo du bas à droite : image IRM correspondante*







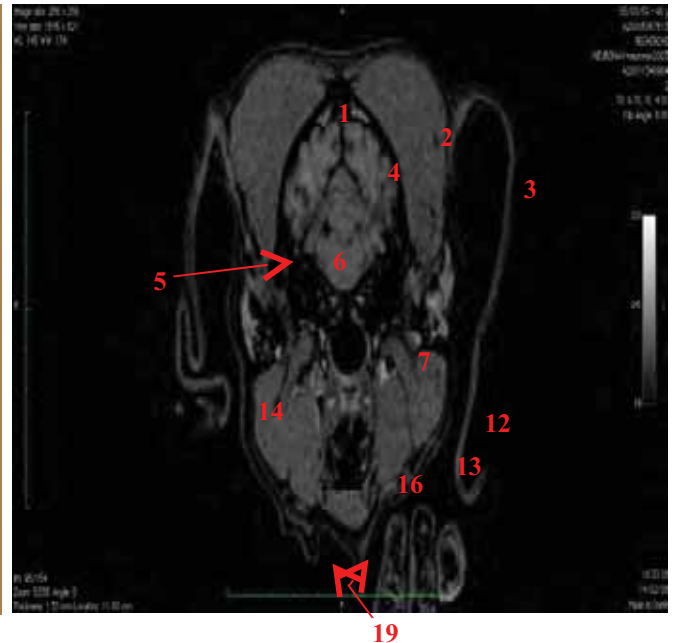
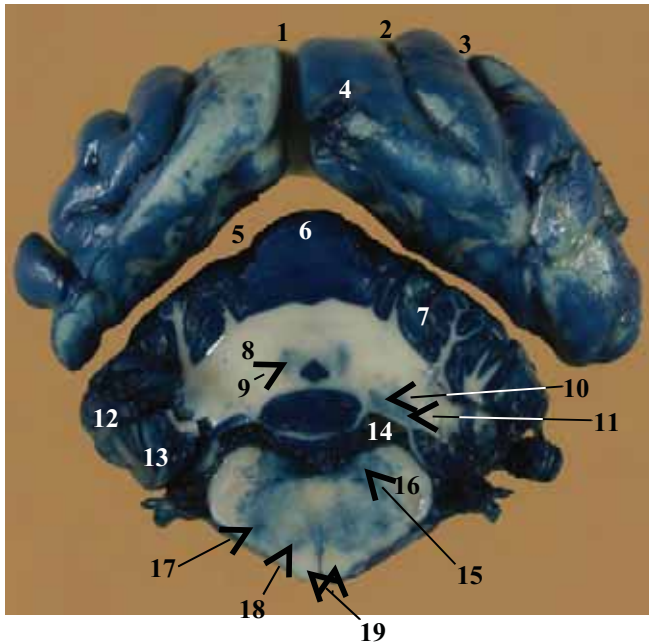
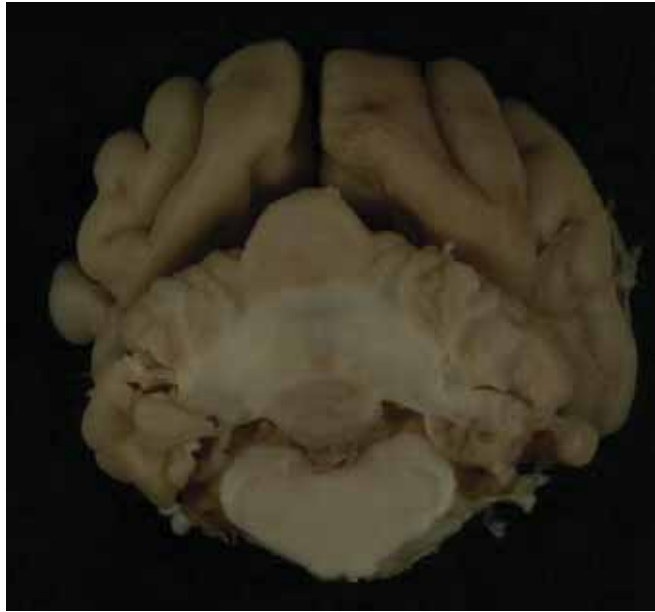
### Légendes

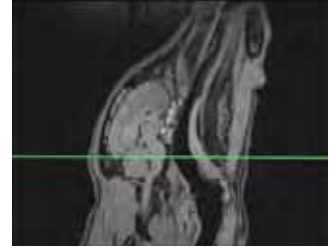
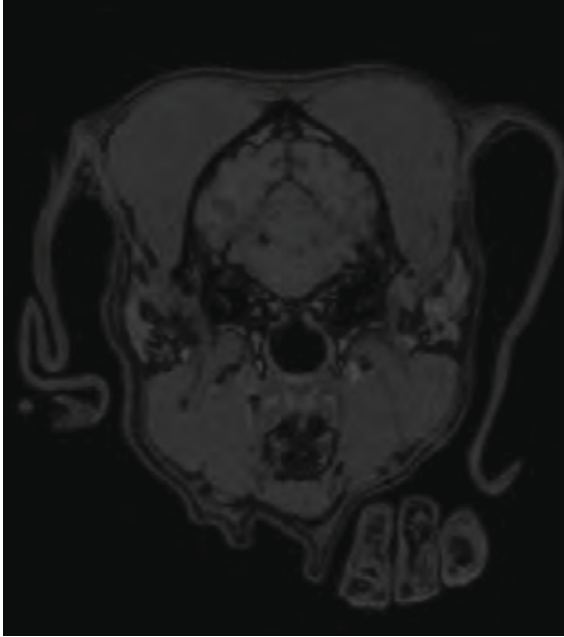
- |                                    |   |
|------------------------------------|---|
| 1 fissure longitudinale du cerveau | (T) 12 IV° ventricule (Mt)                      |
| 2 sillon marginal (N)              | 13 faisceau longitudinal médial (Ms)            |
| 3 sillon ectomarginal (N)          | 14 noyau du raphé (Mt)                          |
| 4 sillon suprasplénial (N)         | 15 noyau sensitif pontin du nerf Trijumeau (Mt) |
| 5 sillon splénial (N)              | 16 pédoncule cérébelleux moyen (Mt)             |
| 6 culmen (Mt)                      | 17 nerf Trijumeau (Mt)                          |
| 7 lobulus centralis (Mt)           | 18 corps trapézoïde (My)                        |



## Coupe 10 : coupe transversale de l'encéphale du chien

*photo du haut : coupe transversale 10 avant coloration vue caudale*  
*photo du bas à gauche : coupe transversale 10 après coloration vue caudale*  
*photo du bas à droite : image IRM correspondante*



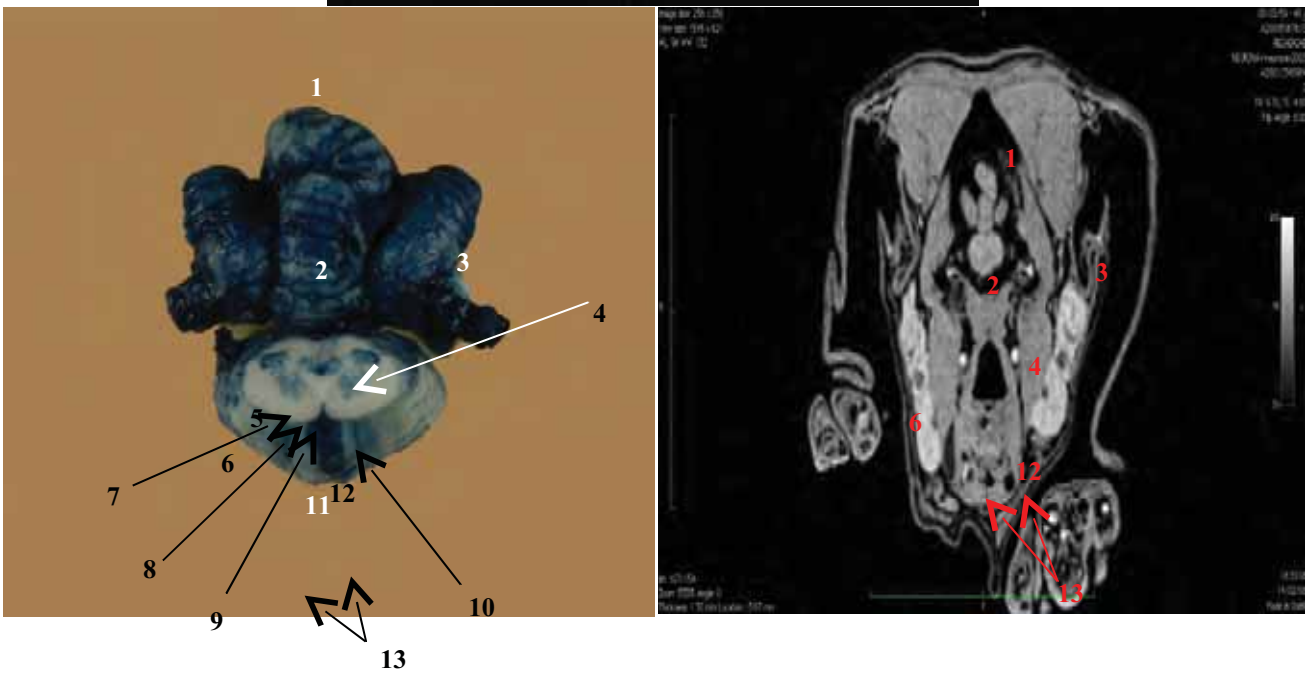


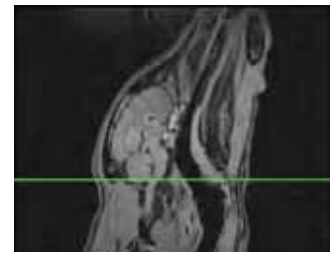
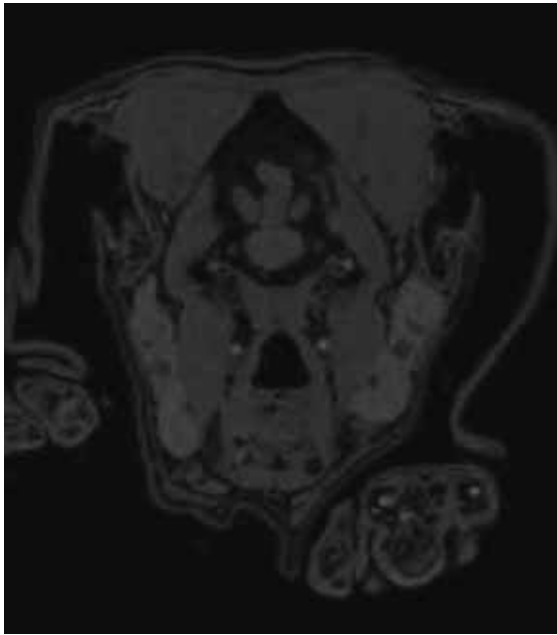
### Légendes

- |                                     |     |                                      |
|-------------------------------------|-----|--------------------------------------|
| 1 fissure longitudinale du cerveau  | (T) | 11 noyau latéral du cervelet (Mt)    |
| 2 sillon marginal (N)               |     | 12 paraflocculus (Mt)                |
| 3 sillon ectomarginal (N)           |     | 13 flocculus (Mt)                    |
| 4 gyrus occipital (N)               |     | 14 IV° ventricule (Mt)               |
| 5 fissure transverse du cerveau (T) |     | 15 noyaux vestibulaires (Mt)         |
| 6 culmen (Mt)                       |     | 16 pédoncule cérébelleux caudal (Mt) |
| 7 lobule ansiforme (Mt)             |     | 17 noyau moteur du nerf facial (Mt)  |

## Coupe 11

photo du haut : coupe transversale 11 avant coloration vue caudale  
photo du bas à gauche : coupe transversale 11 après coloration vue caudale  
photo du bas à droite : image IRM correspondante





### Légendes

1 folium (Mt)

2 tuber (Mt)

3 lobule paramédian (Mt)

4 cordon dorsal

5 noyaux du tractus spinal (Mt)

6 cordon latéral (My)

8 noyau du XII (Rho)

9 canal central (My)

10 noyau ambigu (Rho)

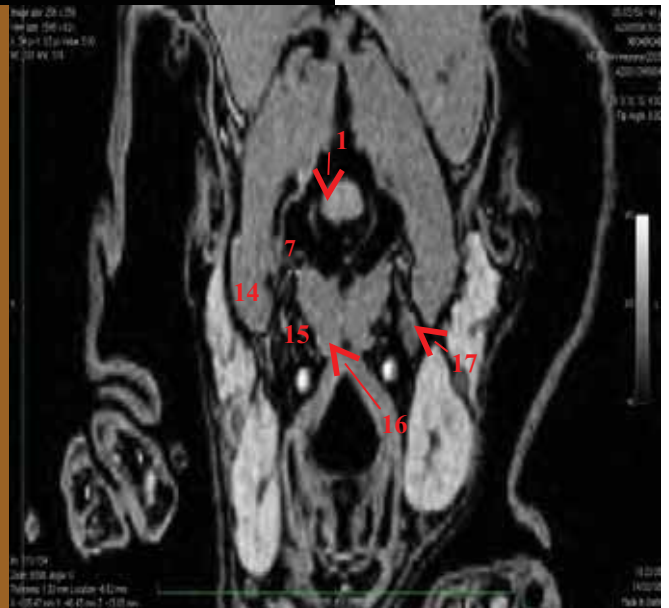
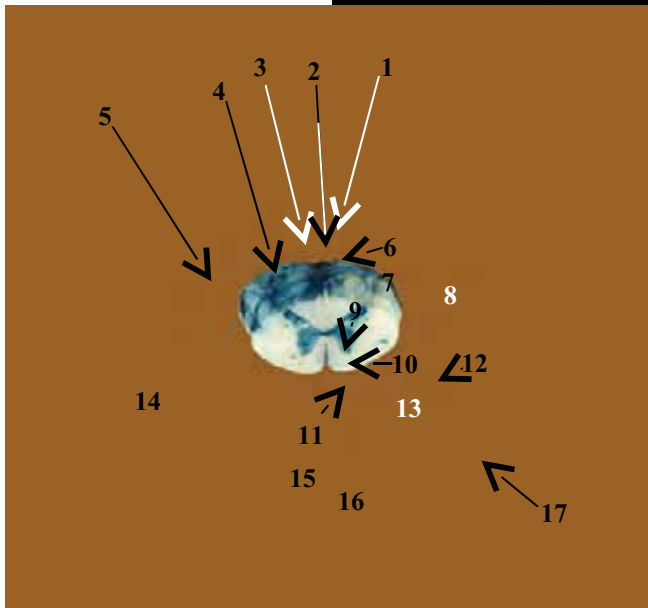
11 fissure médiane ventrale

12 cordon ventral

13 tractus pyramidal (My)

Coupe 12 : coupe transversale de la moelle spinale du chien

*photo du haut : coupe transversale 12 avant coloration vue caudale*  
*photo du bas à gauche : coupe transversale 12 après coloration vue caudale*  
*photo du bas à droite : image IRM correspondante*





### Légendes

- |                          |                       |
|--------------------------|-----------------------|
| 1 sillon médian (dorsal) | 10 canal central      |
| 2 faisceau gracile       | 11 commissure blanche |
| 3 sillon intermédiaire   | 12 corne latérale     |
| 4 faisceau cunéiforme    | 13 corne ventrale     |
| 5 sillon latéral dorsal  | 14 cordon latéral     |
| 6 septum médian (dorsal) | 15 cordon ventral     |

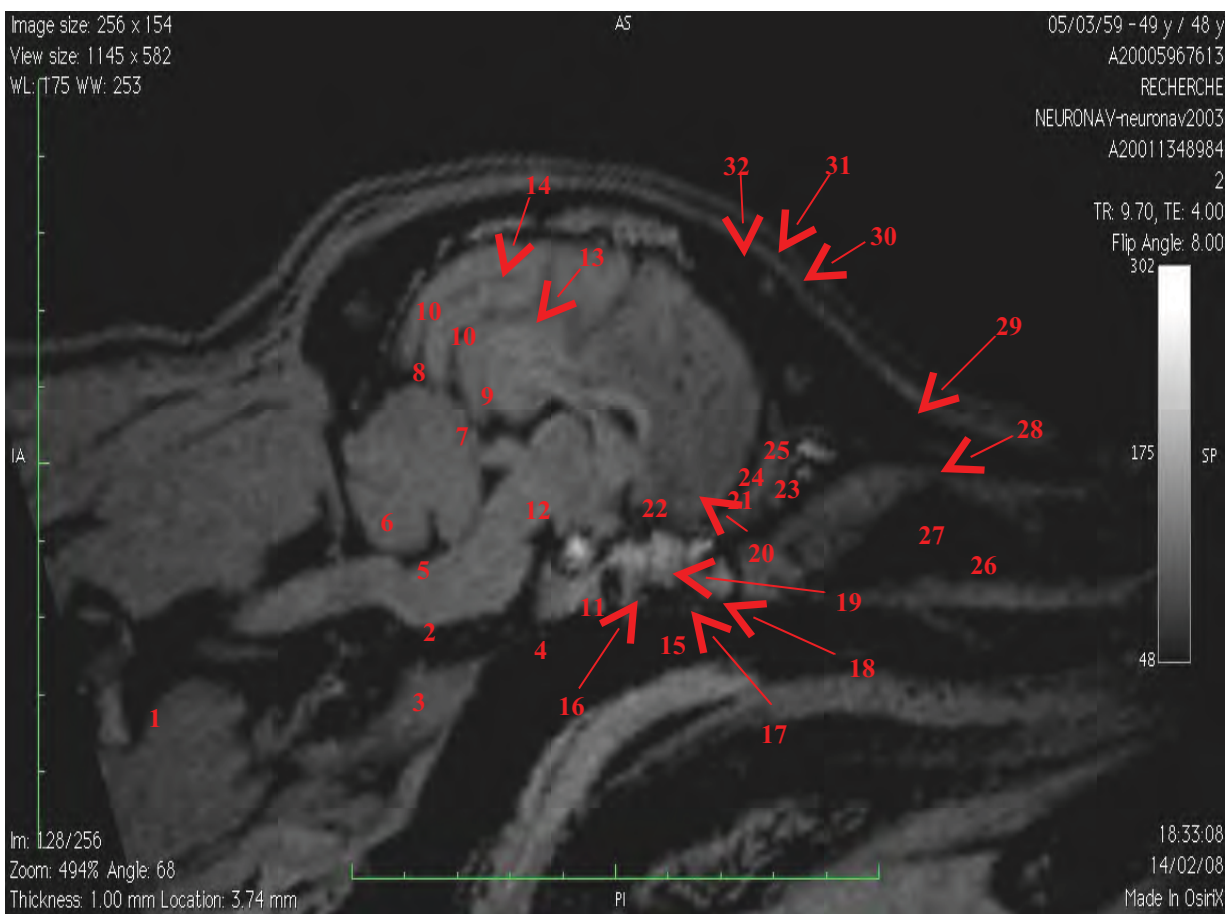
III. 3. Plans médians : tête et encéphale [30]



## Légendes du plan médian de la tête

- 1 muscles dorsaux du cou
- 2 muscle temporal
- 3 muscle génio hyoïdien
- 4 muscle génio glosse
- 5 muscle sterno hyoïdien
- 6 encéphale
- 7 hypoglosse
- 8 cervelet
- 9 moelle spinale
- 10 bulbe olfactif
- 11 peau
- 12 cavités nasales
- 13 nasopharynx
- 14 volutes ethmoïdes
- 15 sinus frontal
- 16 palais dur
- 17 mandibule
- 18 basihyoïde
- 19 cavité propre de la bouche
- 20 voile du palais
- 21 cartilage aryénoïde
- 22 laryngopharynx
- 23 épiglotte
- 24 processus corniculé
- 25 pli vocal (corde vocale)
- 26 cavité du larynx
- 27 trachée





### Légendes du plan médian de l'encéphale

- |                   |                               |
|-------------------|-------------------------------|
| 1 moelle spinale  | 17 infundibulum               |
| 2 IV ° ventricule | 18 chiasma optique            |
| 3 moelle allongée | 19 commissure rostrale        |
| 4 pont            | 20 foramen interventriculaire |

- |                                       |                                       |
|---------------------------------------|---------------------------------------|
| 5 corps médullaire du cervelet        | 21 coupe médiane du corps du fornix   |
| 6 cervelet                            | 22 adhérence interthalamique          |
| 7 fissure transverse du cerveau       | 23 genou du corps calleux             |
| 8 pôle caudal ou occipital du cerveau | 24 septum pellucidum                  |
| 9 gyrus cingulaire                    | 25 coupe du corps calleux             |
| 10 gyrus marginal                     | 26 bulbe olfactif                     |
| 11 pédoncule cérébral                 | 27 pôle rostral ou frontal du cerveau |
| 12 tectum du mésencéphale             | 28 gyrus proreus                      |
| 13 sillon splénial                    | 29 sillon splénial                    |
| 14 sillon suprasplénial               | 30 gyrus précrucial                   |
| 15 hypophyse                          | 31 sillon crucial                     |
| 16 corps mamillaire                   | 32 gyrus post crucial                 |

### III. 4. Reconstructions 3D

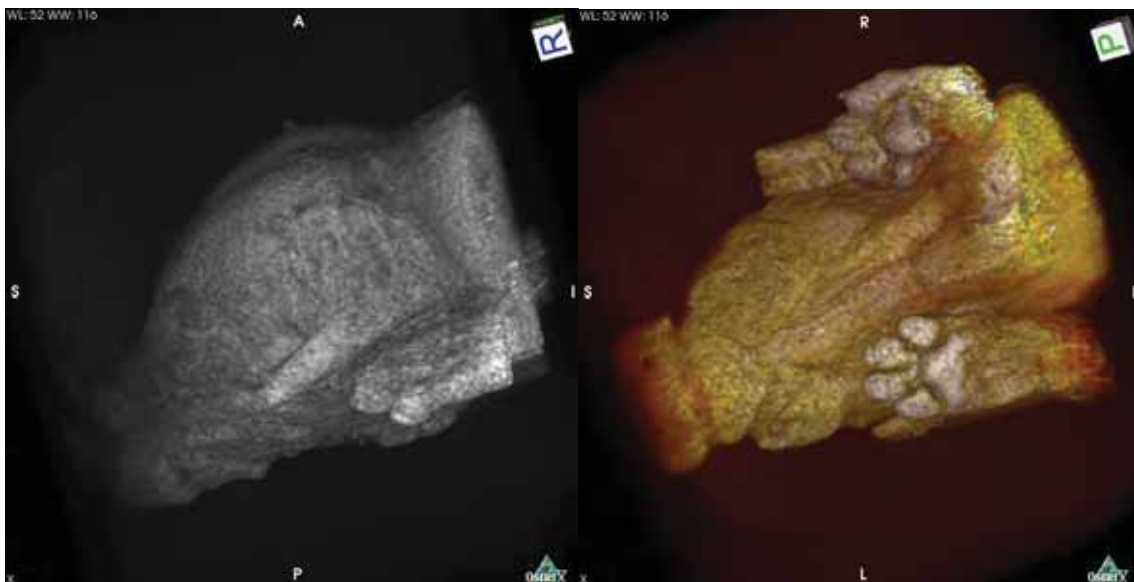


Figure 54 :

- A gauche : 3D vue de profil : pas de clut, smooth table, niveau de détail le plus fin
- A droite : 3D vue ventrale : VR muscles bones, smooth table, niveau de détail fin +1

Le logiciel OsiriX® permet de faire des reconstructions 3D du volume imagé. Selon

les paramètres choisis le rendu volumique et surfacique est différent

En conclusion de l'atlas, nous pouvons préciser que certaines structures encéphaliques sont à reconnaître plus spécifiquement car elles sont susceptibles d'être lésées lors de troubles neurologiques. Ces structures plus probablement atteintes ont été décrites dans l'étude de Leigh *et al.* : « Clinical anatomy of the canine brain using Magnetic Resonance Imaging » [59].

# Discussion

## **IV. Discussion** [9, 12, 16, 19, 24, 25, 26, 27, 35, 43, 85, 86, 87, 88, 94]

### **IV. 1. Choix de l'animal**

Pour faire entrer des animaux dans des protocoles expérimentaux diverses solutions s'offrent à nous.

Lors d'études réalisées en clinique, il est possible de faire entrer dans le protocole des animaux de propriétaires après accord de celui-ci. L'avantage de ce système est la possibilité d'avoir un échantillon large d'animaux. Cependant, l'échantillon est, dans ce cas, rarement homogène. De plus, pour notre protocole, il nous fallait un animal indemne de lésion cérébrale. Hors, les animaux de propriétaires auxquels une IRM cérébrale est prescrite sont généralement atteints de troubles neurologiques. Ils ne sont donc pas assurément exempts de lésion cérébrale ce qui aurait été contre-productif compte tenu du but de cette thèse, à savoir réaliser un atlas d'anatomie normale. Ensuite, nous ne disposions pas d'une IRM accessible aux animaux et possédant un champ suffisamment élevé. Enfin, notre protocole nécessitait la dissection de l'animal (qui permet de mettre en parallèle l'image et l'organe). Il nous fallait donc obligatoirement un chien d'expérimentation (le plus souvent de race Beagle). La réglementation en vigueur concernant l'expérimentation animale et le Bien-Etre Animal a été respectée.

Deux réserves peuvent être apportées à ce choix :

- Il aurait pu être intéressant de faire subir un examen neurologique plus poussé au chien utilisé avant la réalisation des clichés.
- Il aurait également été intéressant d'inclure dans ce travail (et dans les travaux à venir) un chien de race brachycéphale (à ce titre, nous pouvons rappeler que la race Beagle est une race dolichocéphale). Brachycéphales pour lesquels les modifications du massif crânio-facial, suite à des années de sélection génétique, sont majeures. L'anatomie de l'encéphale n'est pas en elle-même modifiée mais les repères anatomiques peuvent l'être.

### **IV. 2. Choix du protocole anesthésique**

Dans notre partie expérimentale, notre choix s'est arrêté sur la médétomidine, le zolazepam et la tilétamine.

Dans les protocoles expérimentaux récents concernant l'exploration du Système Nerveux Central du chien, d'autres molécules anesthésiques sont proposées. En général, un relais à l'isoflurane est utilisé. Cela n'est possible que si l'on dispose d'une machine d'anesthésie gazeuse ne contenant aucun matériel ferromagnétique. Ce type de matériel existe mais reste très onéreux.

Les barbituriques sont également fréquemment employés. En effet, seule une bonne inconscience et une bonne myorelaxation sont nécessaires. La valence analgésie est inutile. Cependant l'entretien par bolus itératif, lors de prolongement inopiné de la durée d'examen par exemple, avec cette classe de molécule demeure difficile voire dangereux pour l'animal.

Pour plus de sécurité, l'animal devrait également être intubé voire perfusé (le protocole anesthésique ne sera pas le même dans le cas d'une prescription d'IRM pour une épilepsie ou pour un traumatisme crânien). Tout le matériel d'anesthésie amagnétique existe déjà.

#### **IV. 3. Choix des paramètres d'acquisition des images, de l'antenne et des pondérations**

Nos images sont obtenues grâce à une **séquence en Inversion Récupération** pondérée en T1. Cette séquence est la mieux adaptée pour l'étude anatomique de l'organe car elle majore le contraste tissulaire en T1. Il était donc tout-à-fait justifié de l'utiliser dans ce cas précis de la réalisation d'un atlas de référence. Il a été récemment discuté d'utiliser un écho de spin ou un écho de spin rapide pour l'acquisition d'images du cerveau du chien [77]. Il a alors été conclu que l'utilisation d'un écho de spin rapide permet d'améliorer la résolution spatiale et le rapport S/B pour un temps d'acquisition équivalent. Ce type de séquence pourrait facilement être utilisé en pratique courante.

Pour l'étude de l'anatomie normale la **pondération en T1** peut suffire. Cependant, pour l'étude lésionnelle de l'encéphale d'autres pondérations doivent être utilisées. Il serait peut être intéressant de proposer des images de référence pondérées en T2 et des images acquises avec une séquence FLAIR couramment utilisée pour le neurodiagnostic en Médecine Humaine. La séquence FLAIR apparaît très intéressante dans la mesure où elle semble être celle qui met en évidence le plus de

lésion [8]. Dans cette étude, les auteurs observent qu'il n'y a aucun exemple d'anomalie intracrânienne visible en T2 et invisible en FLAIR.

Etant donné le gabarit de l'animal et la région explorée, c'est l'antenne tête humaine qui a été choisie. Cependant, il semble possible d'adapter encore plus l'antenne à l'animal [81].

Pour optimiser la qualité des images, il est possible de comparer des images d'une même structure obtenues avec des paramètres techniques différents (modification du TR, du TE, de l'antenne, etc.). Des travaux similaires ont déjà été réalisés chez le rat [97]. On peut cependant se demander si des extrapolations interspécifiques sont possibles.

Deux facteurs ont limité

- le bruit

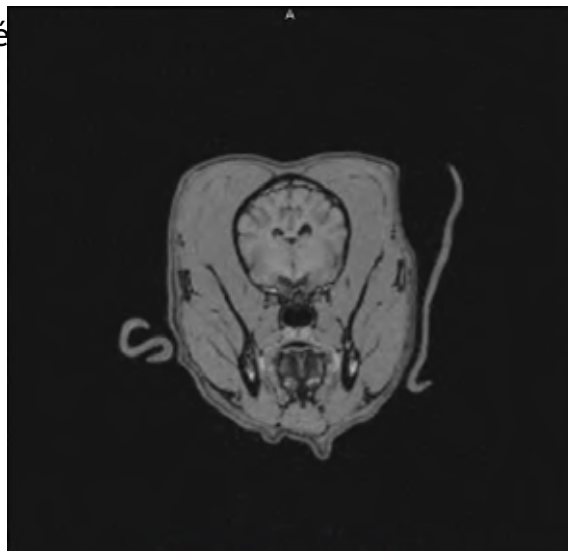


Figure 55 :  
l'image est bruitée

- la résolution spatiale

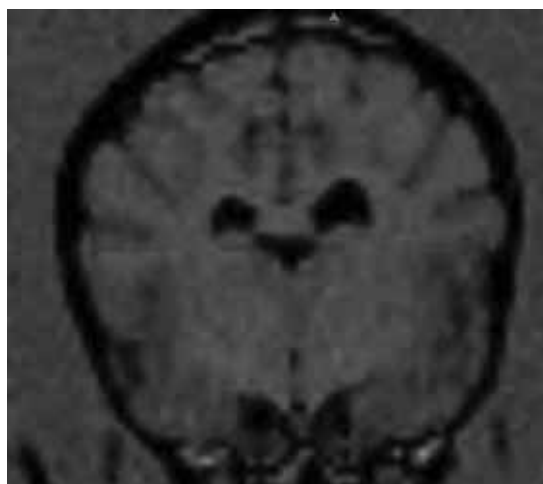


Figure 56 :  
l'image apparaît pixélisée

Cependant, l'amélioration de l'un se fait au détriment de l'autre. Le bruit des images fut limité par l'utilisation de pixels rectangulaires (1X1X1,3 mm) mais au détriment de la résolution spatiale. En augmentant la taille de la matrice (qui est déjà une matrice 256X256) ou en diminuant l'épaisseur de coupe, la résolution spatiale aurait pu être augmentée mais en défaveur du rapport S/B. La modification du champ de vue



(FOV) n'aurait modifié en rien la résolution spatiale. La seule voie possible d'augmentation du rapport S/B sans détérioration de la résolution spatiale est l'augmentation du nombre d'excitations. Cependant, il est important de rappeler que l'obtention d'une image en IRM est toujours le résultat d'un compromis. L'habileté de l'opérateur réside dans l'obtention du meilleur compromis possible en fonction de l'utilisation souhaitée des images. Les logiciels permettent, dans une certaine mesure, d'améliorer la lisibilité des images.

Nos images ont été acquises sur une IRM 1 Tesla. Il pourrait être intéressant de refaire les images sur une IRM plus puissante (3 Teslas par exemple) pour obtenir des images de meilleure qualité (augmentation du rapport S/B et meilleure résolution spatiale). Cependant ces champs élevés ne correspondront peut-être pas aux machines disponibles pour les vétérinaires praticiens et ils diminuent le contraste en T1.

Nos images ne souffrent d'aucun artefact de mouvement. Cela suggère que les molécules anesthésiques

Il y a cependant un artefact de chaîne n'était pas tout-à-fait adaptée à la tête du patient. L'artéfact ne se situe pas sur une région d'intérêt

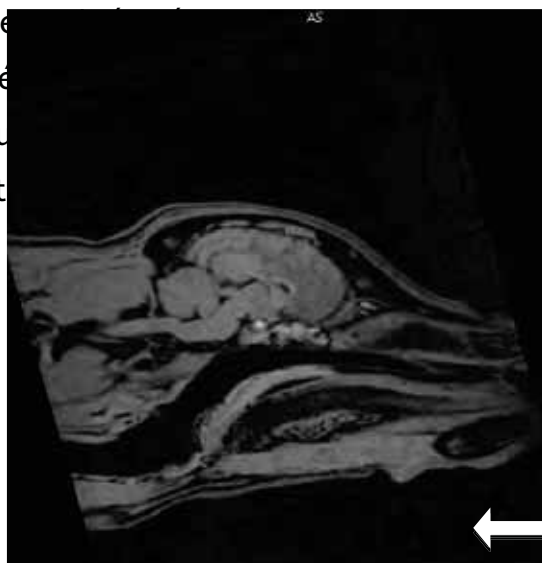


Figure 57 : artefact de repliement (flèche)

Nos images présentent également un artefact métallique dû à la puce identifiant l'animal. Nous pouvons alors nous demander si le passage dans un champ magnétique détériore le transpondeur. Cet artefact peut également gêner l'étude complète de cou de l'animal en particulier au niveau de la gouttière jugulaire, zone de son implantation.

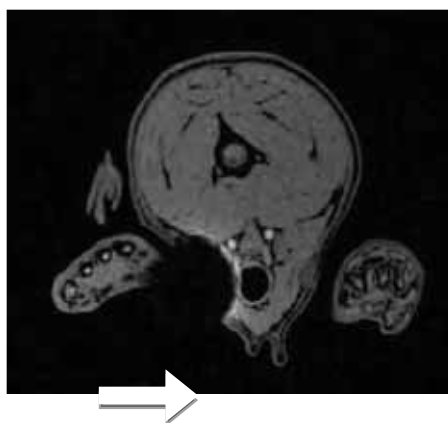


Figure 58 : artefact métallique lié à la présence du transpondeur (flèche)

#### IV.4.

### Choix des coupes et de la coloration utilisée

Les coupes anatomiques ont été réalisées de façon à obtenir les coupes les plus fines possible mais sans léser les différentes structures.

Pour optimiser le rendu de la coloration, des essais ont été réalisés sur d'autres encéphales de façon à avoir un rendu de couleur le plus intense mais également le plus contrasté possible.

### IV. 5. Choix du logiciel utilisé

Le logiciel utilisé est OsiriX ® pour Mac®. Ce logiciel est un logiciel international de traitement d'image d'utilisation relativement aisée pour l'ensemble des manipulations

courantes (modification du contraste, zoom sur une structure d'intérêt, défilement simultané de coupes dans différents plans, reconstruction 3D de base). De plus, ce logiciel, téléchargeable gratuitement et légalement, est utilisable sur des ordinateurs fixes ou portables possédant des caractéristiques (RAM, disque dur) maintenant offertes par sur une majorité des ordinateurs disponibles sur le marché. Il existe cependant d'autres logiciels de traitement d'images tout aussi performants fonctionnant notamment sous Windows®.

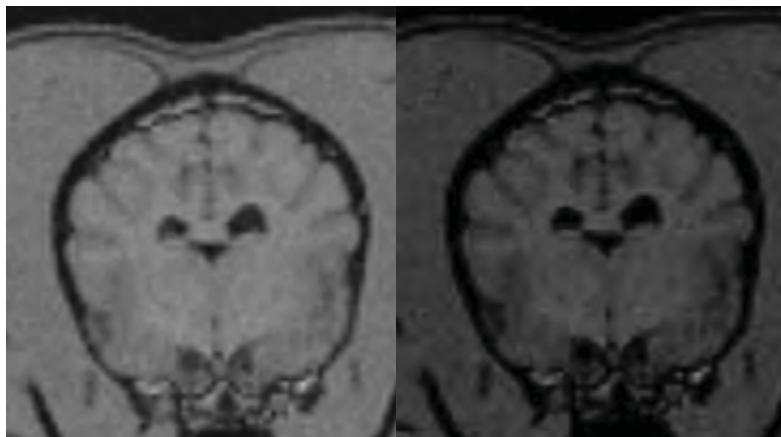


Figure 59 : Un exemple de correction permise par le logiciel OsiriX® :

- image de gauche : avant correction du contraste
- image de droite : après correction du contraste

Certaines structures encéphaliques, en particulier les sillons, apparaissent plus visibles après modification du contraste.

#### **IV. 6. Utilisation actuelle en neurologie de l'IRM et revue des travaux récemment publiés**

L'étude de l'anatomie de l'encéphale commence à être étudiée chez plusieurs espèces.

- **le chien**
  - Une étude a été réalisée sur une IRM 1,5T et sur l'animal vivant [55].

- Une étude a été réalisée sur animaux avec des atteintes neurologiques [44].
  - Une étude a permis de préciser l'anatomie particulière de l'émergence des nerfs crâniens [21].
  - Parfois, les auteurs se sont également aidés de dissections pour légènder les images. Une étude est intéressante car elle rappelle les principaux sites touchés en cas de symptômes neurologiques [59].
- **le cheval**
    - Une étude a été réalisée sur plusieurs foals vivants [17].
    - Une étude a été faite sur des têtes prélevées après sacrifice de l'animal [78].
    - L'émergence des nerfs crâniens a également été précisée [22]

L'IRM est utilisé chez le cheval plutôt pour l'examen des membres lors de troubles locomoteurs.

- **le chat** : l'anatomie normale et pathologiques ont été étudiées [2, 38]
- **le dromadaire** [3]
- **le pigeon** : une étude s'est également appuyée sur des dissections [75].
- **le renard** : les auteurs se sont aidés de dissections pour légènder les images [75].
- 

NB : Les Rongeurs sont également l'objet de nombreuses publications. Ils permettent de réaliser des études sur des machines très performantes et particulier sur des hauts champs [5, 99]

Par ailleurs, il est maintenant acquis que cette même anatomie se modifie au cours de la vie de l'animal en fonction de son âge. Il a été démontré qu'il y a des modifications des ventricules latéraux, de la substantia nigra et du globus pallidus au

cours de la vie de l'animal [52]. La composition en eau et en myéline du cerveau du chaton est différente de celle du cerveau de l'adulte [98].

De la même façon qu'en Médecine Humaine, l'IRM est utilisée en Médecine Vétérinaire pour le diagnostic de nombreuses maladies neurologiques [85] telles les tumeurs, les maladies infectieuses et inflammatoires, les maladies démyélinisantes, les anomalies congénitales, les hémorragies, les traumatismes et les infarcti [33, 45, 53, 60, 82]. L'IRM permet ainsi de différencier un processus inflammatoire d'un processus néoplasique [18]. Cette différenciation a permis d'améliorer considérablement le traitement et le pronostic des maladies neurologiques.

Le transfert d'aimantation a également été utilisé pour étudier l'encéphale. Il a ainsi été démontré que cette technique pourrait améliorer la sensibilité et la spécificité de la détection des lésions cérébrales [92].

L'IRM est également une technique très performante pour l'étude des autres structures de la tête. Chez le cheval, l'IRM a été utilisée pour l'exploration des voies respiratoires supérieures [74]. Chez le chien, de la même façon que dans notre thèse, il est possible de décrire une grande partie des structures anatomiques de la tête [30].

#### **IV. 7. Perspectives d'avenir [32, 80]**

Plusieurs pistes de travail sont envisageables.

La réalisation d'un atlas complet du chien (et des autres espèces d'intérêt clinique, telle le chat) pourrait être utile aux praticiens qui auront accès à cette technique.

De même que dans l'actuelle littérature en Médecine Humaine, on pourrait également envisager la création d'un atlas sémiologique et lésionnel permettant la caractérisation morphologique de chaque lésion et son aspect en IRM.

Ensuite, il n'y a actuellement aucun protocole d'étude systématique de l'encéphale chez les chiens [cf. la multiplicité des protocoles proposés dans les études citées

dans le paragraphe précédent IV.6.]. Harmoniser les modes d'acquisition des images faciliterait la comparaison des protocoles entre eux. Cette harmonisation pourrait s'étendre au choix du protocole anesthésique, de l'antenne en fonction de la région à explorer et de la position dans laquelle l'animal sera examiné. Cette systématisation dans le déroulement de l'examen sera sans doute très certainement compliquée par la grande variété de gabarit et de morphologie crânienne observée dans l'espèce canine.

L'injection de produit de contraste, quant à elle, semble améliorer la résolution en contraste et la mise en évidence des lésions notamment cérébrales [36, 56]. Ces produits ne disposent actuellement d'aucune AMM pour l'utilisation chez l'animal et les doses d'utilisation optimale ne sont pas définies.

Grâce aux acquisitions volumiques permises par l'IRM, il est également possible d'offrir de très jolies reconstructions 3D de l'organe étudié [11, 15]. Des reconstructions 4D (imagerie cardiaque) sont également envisageables.

L'imagerie dynamique est aussi utilisable pour l'étude du système nerveux. Dans une étude, les auteurs ont obtenus des images pondérées en T1 toutes les 13 secondes pendant 3 minutes sur 3 plans contigus après injection de gadolinium [34].

De même qu'en Médecine Humaine, un référentiel de positionnement tel que le référentiel de Talairach (ou référentiel MNI) pourrait être utilisé pour localiser plus précisément les structures encéphaliques lésées ou les sièges d'activité cérébrale. L'établissement de cette cartographie cérébrale pourrait permettre de quantifier les variations physiologiques ou pathologiques en taille (par exemple) des différentes structures encéphaliques mais aussi permettre le développement de l'IRM interventionnelle voire fonctionnelle chez l'animal (qui pourrait servir de modèle chez l'homme) [83, 95].

En effet, bien qu'encore très peu utilisée chez l'animal, l'IRMf a cependant déjà été étudiée [96]. Cependant, le fait que l'animal doit obligatoirement être anesthésié pourrait être un frein à l'utilisation de l'IRMf.

Enfin, pour améliorer la détection des lésions lors d'un examen par IRM, il serait également possible de recourir à la segmentation de l'encéphale du chien. La segmentation permet, par l'utilisation d'algorithmes de segmentation, de décomposer une structure en ensemble de régions homogènes, le critère d'homogénéité  $P$  restant à déterminer [58]. Le type d'algorithme à utiliser chez le chien reste à déterminer (utilisation d'algorithmes bayesiens chez l'homme vs. non bayesiens chez le chien ?).

Pour terminer, l'IRM est une technique autorisant également l'étude d'autres structures que le système nerveux (les articulations, le foie, etc.).

La principale limite au développement de l'utilisation de l'IRM en France actuellement reste la faible disponibilité en appareils destinés aux animaux et le coût élevé de la technique. Ce coût est lié au matériel en lui-même mais aussi à la maintenance et à l'entretien de celui-ci. L'examen reste donc cher pour le propriétaire (ordre de grandeur ?). Ce prix est accru par la nécessité d'une anesthésie générale qui, selon l'état de santé de l'animal, peut être plus ou moins risquée. Cependant, étant donné la qualité des diagnostics, en particulier des neurodiagnostics, offerte par cette technique des structures possédant une IRM se développeront dans les années à venir. L'IRM reste, en effet à ce jour, la meilleure technique d'imagerie médicale en terme de résolution en contraste des tissus et possédant une résolution spatiale des plus honorables [32]. L'IRM reste aussi la technique de choix pour l'étude du système nerveux central.

# Conclusion

L'ensemble des phénomènes physiques à l'origine du phénomène de résonance magnétique nucléaire explicités nous ont permis de mieux appréhender par la suite le protocole utilisé dans cette thèse et de comprendre les raisons qui ont motivé son choix.

Ainsi, grâce à l'obtention de clichés IRM et à la comparaison de ces mêmes clichés avec les coupes anatomiques colorées et non colorées, il nous a été possible de légènder de nombreuses structures de l'encéphale du chien. Une fois l'anatomie normale établie, il nous sera alors plus facile de diagnostiquer l'ensemble des lésions pouvant toucher l'encéphale.

Il se confirme de ce fait que l'IRM reste la technique de choix pour l'exploration du système nerveux central du fait de sa grande résolution en contraste et de sa bonne résolution spatiale.

Il convient cependant d'aborder l'utilisation de l'IRM sur le terrain de façon pragmatique et réaliste avec les réelles disponibilités actuelles en appareils. Cette technique possède un réel avenir sur le terrain et pourrait s'exprimer en dehors de seul cadre de la recherche expérimentale.





AGREMENT ADMINISTRATIF

Je soussigné, A. MILON, Directeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, certifie que

**Mlle Deborah LACROIX**

a été admis(e) sur concours en : 2003

a obtenu son certificat de fin de scolarité le : 10 Juillet 2008

n'a plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.

AGREMENT SCIENTIFIQUE

Je soussigné, Monsieur Giovanni MOGICATO, Maître de Conférence de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

autorise la soutenance de la thèse de :

**Mlle Deborah LACROIX**

intitulée :

« Encéphale du chien réalisation de coupes IRM chez l'animal sain contribution à l'élaboration d'un atlas de référence »

Le Professeur  
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse  
Docteur Giovanni MOGICATO

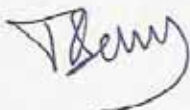


Vu :  
Le Directeur  
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse  
Professeur Alain MILON



19 SEP. 2008

Vu :  
Le Président de la thèse :  
Professeur Isabelle BERRY



Vu le :  
Le Président  
de l'Université Paul Sabatier  
Professeur Gilles FOURTANIER



## Table des illustrations

- *Figures 1, 2, 3, 4, 17, 18 et 19 :*

Inspirées des illustrations de l'ouvrage :

Comprendre l'IRM - Manuel d'auto-apprentissage

6° édition

de KASLER, B., VETTER, D., PATAY, Z., GERMAIN, P.

Issy-les-Moulineaux : Editions Masson, 2006. 382 p.

- *Figures 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37 et 39 :*

Extraites de l'ouvrage :

Comprendre l'IRM - Manuel d'auto-apprentissage

6° édition

de KASLER, B., VETTER, D., PATAY, Z., GERMAIN, P.

Issy-les-Moulineaux : Editions Masson, 2006. 382 p.

- *Figures 24, 26, 38 et 40 :*

Extraites de l'ouvrage :

L'IRM pas à pas

de HOA, D. *et al.*

Paris : Editions Noir & Blanc, 2007. 267p.

- *Figures 53, 55, 56, 57, 58, 59 ainsi que tous les clichés IRM composant l'atlas :*

Clichés IRM pris en collaboration avec le Professeur I. BERRY de l'Hôpital de Ranguéil

- *Figures 54 :*

Reconstruction 3D réalisés avec le logiciel OsiriX® de clichés IRM pris en collaboration avec le Professeur I. BERRY de l'Hôpital de Ranguéil

- *Figures : 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51 et 52 :*

Collection privée

- *Toutes les photos composant l'atlas (coupes anatomique colorées et non colorées)*

Clichés pris en collaboration avec l'Unité d'Anatomie de l'Ecole Nationale Vétérinaire

de Toulouse

## Références bibliographiques

1) ANGIO-IRM. (Page consultée le 30 septembre 2008)

Angio-IRM / Angiographie par résonance magnétique

<http://oswald.peruta.free.fr/irm-angio/index.htm>

2) ALLGOEWER, I., LUCAS, S., SCHMITZ, S. A.

Magnetic Resonance Imaging of the normal and diseased feline brain

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2000, **41**(5), 413-418.

3) [ARENCIBIA, A.](#), [RIVERO, M. A.](#) , [GIL, F.](#), [RAMIREZ, J. A.](#), [CORBERA, J. A.](#),  
[RAMIREZ, G.](#), [VAZQUEZ, J.M.](#)

Anatomy of the cranioencephalic structures of the camel (*Camelus dromedarius* L.)  
by imaging techniques: a Magnetic Resonance Imaging study.

[Anat. Histol. Embryol.](#), 2005, **34**(1), 52-55

4) ARRIVE, L., AZIZI, L. LE HIR, P., PRADEL, C.

Chapitre 4 - IRM de la tête.

In : IRM pratique.

Issy-les-Moulineaux : Masson, 2007, 77-111.

5) ASANUMA, T., SHIMOKAWA, S., INANAMI, O., KON, Y., KUWABARA, M.

Vizualization of the topographical structure of the anesthetized mouse brain by MR  
microimaging

*J. Vet. Med. Sci.*, 1998, **60**(12), 1311-4.

6) BARONE, R., BORTOLANI, R.

Anatomie Comparée des Mammifères Domestiques - Tome 6 : Neurologie I /  
Système Nerveux Central.

Paris : Vigot, 2004, 652 p.

7) BARTHEZ, P.

La tomодensitométrie (TDM) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) en Médecine Vétérinaire [cours en ligne]. 2002. (Page consultée le 20 août 2008)  
Adresse URL : <http://www2.vet-lyon.fr/ens/imagerie/D1/14.TDMIRM/TDM-IRM.pdf>.

8) BENIGNI, L., LAMB, C. R.

Comparison of fluid-attenuated inversion recovery and T2-weighted Magnetic Resonance Imaging in dogs and cats with suspected brain disease.  
*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2005, **46**(4), 287-92.

9) BEZANGER, J.-P. M.

Etude morphologique et vélocimétrique par imagerie à résonance magnétique de l'hydrocéphalie induite chez le chien.  
Th. : Med.vet. : Créteil, ENVA : 1997 ; 113. 221p.

10) BIAM : Banque de Données Automatisée sur les Médicaments. (Page consultée le 30 septembre 2008).

Gadopentate de méglumine

Adresse URL : <http://www.biam2.org/www/Sub1762.html>.

11) BOTTCHEP, P., MAIERL, J., HECHT, S., MATIS, U., LIEBICH, H-G.

Automatic image registration of three-dimensional images of the head of cats and dogs by use of maximization of mutual information  
*Am. J. Vet. Res.*, 2004, **65**(12), 1680-1686.

12) BOUDONNAT, C.

L'imagerie par résonance magnétique de la tête du chien et du chat : synthèse bibliographique des applications actuelles en médecine vétérinaire.  
Th. : Med.vet. : Créteil, ENVA : 2002 ; 139. 171p.

13) BOYD, J. S., PATERSON, C., MAY, A. H.

A colour atlas of clinical anatomy of the dog and cat  
Aylesburg : Wolfe, 1991. 190p.

14) BRAUN, M., ROLAND, J., PICARD, L.

Radioanatomie de l'encéphale (Page consultée le 30 septembre 2008)

Adresse URL: <http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/RADIOANATOMIE/001.html>

15) CANOLA, J. C., SINGARETTI DE OLIVEIRA, F.

Three-dimensional magnetic reconstruction images before and after surgical therapy of spontaneous canine brain tumors

*Ciência Rural*, 2007, **37**(4), 1174-1177.

16) CAUZINILLE, J. L.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) en neurologie vétérinaire

*Le Point Vétérinaire*, 1997, **28**(185), 1671-1674.

17) CHAFFIN, M. K., WALKER, M. A., MCARTHUR, N. ., PERRIS, E. E., MATTHEWS, N. S.

Magnetic resonance imaging of the brain of normal neonatal foals

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1997, **38**(2), 102-111.

18) CHERUBINI, G. B., MANTIS, P., MARTINEZ, T. A., CHRISTOPHER, R. L., CAPELLO, R.

Utility of magnetic resonance imaging for distinguishing neoplastic from non-neoplastic lesions in dogs and cats

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2005, **46**(5), 384-387.

19) CHOQUET, P.

Applications vétérinaires de l'IRM dédiée à bas champ.

Th. : Sciences de la Vie et de la Terre, spécialité : Imagerie Médicale : Tours, Université François Rabelais : 1996.195p.



20) CLEMENT, O., CUENOD, C-A., SIAUVE, N., FRIJA, G.

Chapitre 2 - IRM : quel produit de contraste utiliser ?

In : IRM pratique - Journées Françaises de Radiologie.

Paris : E. de Kerviler, 2001, 15-22

21) COUTURIER, L., DEGUEURCE, C., RUEL, Y., DENNIS, R., BEGON, D.

Anatomical study of cranial nerve emergence and skull foramina in the dog using magnetic resonance imaging and computed tomography.

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2005, 46(5), 375-383.

22) COUTURIER, L. C., DENNIS, R., DEGUEURCE, C., GOMES, E.

Anatomical study of cranial nerves emergence and associated skull foramina using high field MRI unit and computed tomography in the horse.

In : European Association of Veterinary Diagnostic Imaging Annual Meeting, Chalkidiki, Greece, 2007

23) DE KERVILER, E., LEROY-WILLIG, A. (2001).

Chapitre 1 - Interprétation du signal et du contraste en IRM

In : IRM pratique - Journées françaises de radiologie.

Paris : E. de Kerviler, 2001, 3-13

24) DENNIS, R.

L'imagerie par résonance magnétique et ses applications en Médecine Vétérinaire.

*Veterinary International*, 1993, 2, 2-10

25) DENNIS, R.

An introduction to veterinary CT and MR scanning

*Vet An.*, 1996, 36, 16-40

26) DENNIS, R.

Magnetic Resonance Imaging and its applications in small animals

*In Practice*, 1998, 20(3), 117-124.

27) DENNIS, R.

Images in medicine - The haunted brain

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2003, 44(5), p593

28) DOYON, D., CABANIS, E-A., IBA-ZIZEN, M-T., ROGER, B., FRIJA, J.,  
PARIENTE, D., IDY-PERETTI, I.

IRM - Imagerie par résonance magnétique. 4<sup>e</sup> édition

Issy-les-Moulineaux : Masson, 2004. 768p.

29) e-MRI. (Page consultée le 30 septembre 2008)

L'IRM pas à pas, cours interactif sur l'imagerie par résonance magnétique

Adresse URL : <http://www.e-mri.org/fr>

30) FORREST, L. J.

The head : excluding the brain and orbit

*Clinical Techniques in Small Animal Practice*, 1999, 14(3), 170-176.

31) GARCIER, J.-M.

Anatomie en coupes transversales TDM et IRM de l'encéphale, [cours en ligne],  
2006. (Page consultée le 30 septembre 2008).

Adresse URL :

<http://www.u->

[clermont1.fr/medecine/pedagogie/pcem2/cours\\_en\\_ligne/anatomie\\_radio/ARencephale.pdf](http://www.u-clermont1.fr/medecine/pedagogie/pcem2/cours_en_ligne/anatomie_radio/ARencephale.pdf)

32) GAVIN, P. R.

MRI : now and the future.

In : 12th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology Congress,  
Munich, Germany, 2004

33) GAVIN, P. R.

CT versus MRI for Neurologic Disorders.

In : 13th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology Congress,

Munich, Germany, 2006

34) GRAHAM, J. P., ROBERTS, G. D., NEWELL, S. M.

Dynamic magnetic resonance imaging of the normal canine pituitary gland.

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2000, 41(1), 35-40.

35) GRANDCOLAS, S.

Intérêt de l'imagerie par résonance magnétique dans le diagnostic des affections de l'encéphale du chien : étude de 4 cas cliniques.

Th. Med.vet. : Nantes, ENVL : 1995 ; 016. 118p.

36) HERRTAGE, M. E., SALES, J., BAINES, E. A.

Comparison of two magnetic resonance imaging contrast agents using a dedicated veterinary low-field magnet.

In : 27th WSAVA Congress, Granada, Espana, 2002

37) HOA, D., MICHEAU, A., GAHIDE, G., LE BARS E., TAOUREL, P.

L'IRM pas à pas.

Paris : Noir & Blanc, 2007. 267p.

38) HUDSON, L. C., CAUZINILLE, L., KORNEGAY, J. N., TOMPKINS, M. B.

Magnetic Resonance Imaging of the normal feline brain

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1995, 36(4), 267-275.

39) INFO-RADIOLOGIE.CH. (Page consultée le 30 septembre 2008)

Imagerie par résonance magnétique du cerveau (IRM cérébrale)

[http://www.info-radiologie.ch/irm\\_cerebrale.php](http://www.info-radiologie.ch/irm_cerebrale.php)

40) IMAIOS. (Page consultée le 30 septembre 2008)

Anatomie du cerveau (IRM) Atlas d'anatomie en coupe

Adresse URL : <http://www.imaios.com/fr/eAnatomy/Cerveau-IRM>

41) JAZAERLI, N., MAUGIS, A., LOCOCHE, T., NINEY, J.

Guide pratique d'anatomie en IRM.  
Paris : Vigot, 1994. 132p.

42) JOFFRE, F., GIRON, J.

Guide du Manipulateur en Imagerie Médicale. Tome 1 : Bases techniques et physiques.

Montpellier : Axones, 1989. 236p.

43) JONES, J. C.

Neuroimaging [en ligne], 2002. (Page consultée le 30 septembre 2008).

Adresse URL : [http://www.ivis.org/special\\_books/Braund/jones/IVIS.pdf](http://www.ivis.org/special_books/Braund/jones/IVIS.pdf)

44) KARKKAINEN, M., MERO, M., NUMMI, P., PUNTO, L.

Low field Magnetic Resonance Imaging of the canine central nervous system  
*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1991, 32(2), 71-74.

45) KARKKINEN, M.

Low- and high field strength magnetic resonance imaging to evaluate the brain in one normal and two dogs with central nervous system disease

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1995, 36(6), 528-532.

46) KASAL, N.

Exploration technique de l'encéphale des Carnivores Domestiques.

Th. : Med.vet : Nantes, ENVN : 2002 ; 036. 429p.

47) KASSAB, A., BAHGAT, H.

Magnetic Resonance Imaging and cross-sectional anatomy of the brain of the red fox  
(*Vulpes vulpes*)

*Vet. Med. J. Giza*, 2007, 55(3): 779-786.

48) KASTLER, B., FAVREAU, B.

CD-Rom : Initiation aux principes de l'Imagerie par Résonance Magnétique,

Paris : Elviesier Multimédia, 2000

49) KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z., GERMAIN, P.  
Comprendre l'IRM - Manuel d'auto-apprentissage. 6<sup>e</sup> édition.  
Issy-les-Moulineaux : Masson, 2006. 382p.

50) KIER, E. L., TRUWIT, C. L.  
The normal and abnormal genu of corpus callosum an evolutionary, embryology,  
anatomy MR analysis  
*Am. J. Neuroradiol.*, 1996, **17**(9), 1631-1641.

51) KII, M., UZUKA, Y., TAURA, Y., NAAICHI, M., TAKEUCHI, A., INOKUMA, H. *et al.*  
Magnetic Resonance Imaging of the lateral ventricles in Beagle-type dogs  
*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1997, **38**(6), 430-433.

52) KIMOTSUKI, T., NAGAOKA, T., YASUDA, M., TAMAHARA, S., MATSUKI, N.,  
ONO, K.  
Changes of Magnetic Resonance Imaging on the brain in beagle dogs with aging  
*J. Vet. Med. Sci.*, 2005, **67**(10), 961-967.

53) KITAGAWA, M., OKADA, M., KANAYAMA, K., SATO, T., SAKAI, T.  
A canine case of necrotizing meningoencephalitis for long-term observation : clinical  
and MRI findings.  
*J. Vet. Med. Sci.*, 2007, **69**(11), 1995-1998.

54) KNEISSL, S., PROBST, A.  
Magnetic Resonance Imaging features of presumed normal head and neck lymph  
nodes in dogs  
*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2006, **47**(6), 538-541.

55) KRAFT, S. L., GAVIN, P. R., WENDLING, L. R., REDDY, V. K.

Canine brain anatomy on Magnetic Resonance Imaging.

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1989, **30**(1), 147-158.

56) KURIASHKIN, I. V., LOSONSKY, J-M.

Contrast enhancement in magnetic resonance imaging using intravenous paramagnetic contrast media : a review

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2000, **41**(1), 4-7.

57) LAPORTE, S.

Topographie et coupes anatomiques du macaque cynomolgus appliquées à l'imagerie scanner et IRM.

Th. Med.vet. : Lyon, ENVL : 1999 ; 016. 133p.

58) LE THUC, V., TALEB-AHMED, A., SAINT MICHEL, T., AYACHI, M., PRUVO, J. P.

Contribution à la segmentation automatique de l'encéphale à partir de coupes IRM

In : Vision Interface , Trois-Rivières, Canada, 1999

59) LEIGH, E. J., MACKILLOP, E., ROBERTSON, I. D., HUDSON, L. C.

Clinical anatomy of the canine brain using Magnetic Resonance Imaging

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2008, **49**(2): 113-121.

60) MACKILLOP, E., THRALL, D.E., RANCK, R. S., LINDER, K.E., MUNANA K. R.

Imaging diagnosis - Synchronous primary brain tumors in a dog

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2007, **48**(6), 550-553.

61) MANESSE, M. (†), MOGICATO, G., MONNEREAU, L., SAUTET, J.

Guide aux dissections de splanchnologie des mammifères domestiques.

Document interne à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, 2002. 44p.

62) MATIASEK, L. A., PLATT, S. R., SHAW, S., DENNIS, R.

Clinical and magnetic resonance imaging characteristics of quadrigeminal cysts in

dogs.

*J. Vet. Intern. Med.*, 2007, 21(5), 1021-1026.

63) MOGICATO, G., MONNEREAU, L., SAUTET, J.

Cours de myologie.

Document interne à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, 2003.

64) MOGICATO, G., MONNEREAU, L.

Cours d'ostéologie des mammifères domestiques - le squelette axial.

Document interne à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, 2004. 37p.

65) MOLLER, T. B., REIF, E.

Atlas de poche d'anatomie en coupes sériées TDM-IRM. Tome 1 : tête et cou. 3<sup>e</sup> édition.

Paris : Médecine Sciences Flammarion, 2008. 264 pages

66) MONNEREAU, L.

Cours de Neuro-Anatomie - Système Nerveux Central : le cervelet des mammifères domestiques.

Document interne à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, 2003. 25p.

67) MONNEREAU, L.

Cours de Neuro-Anatomie - Système Nerveux Central : le "tronc cérébral" des mammifères domestiques.

Document interne à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, 2003. 34p.

68) MONNEREAU, L.

Organisation générale du système nerveux des vertébrés.

Document interne à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, 2003. 102p.

69) NAHUM, H.

Traité d'imagerie Médicale. Tome 1.

Paris : Médecine Sciences Flammarion, 2004. 1300p.

70) PAVAU, C.

Neurologie des animaux domestiques.

Document interne à l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse. 300p.

71) PAVAU, C.

Dissections des mammifères domestiques.

Document interne à l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse, 1983. 119p

72) POPESKO, P.

Atlas d'anatomie topographique des animaux domestiques - Volume 1

Louvain : Vander, 1972. 215p.

73) POUILLAUDE, F.

Essai d'application de l'Imagerie par Résonance Magnétique à l'étude anatomique du système nerveux central intracrânien du Macaque Cynomolgus

Th. Med.vet. : Lyon, ENVL : 1994 ; 084. 64p.

74) RAGLE, C. A.

Imaging of the equine head.

In : The North American Veterinary Conference, Orlando, Florida, 2005

75) ROMAGNANO, A., SHIROMA, J. T., HEARD, D. J., JOHNSON, R. D., SCHIERING, M. R., MLADINICH, C. R. J.

Magnetic Resonance Imaging of the brain and coelomic cavity of the domestic pigeon.

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1996, 37(6), 431-440.

76) RUBERTE, J., SAUTET, J.

Atlas d'anatomie du chien et du chat. Tome 1 : tête et cou.

Barcelona : Multimédica, 1995. 112p



77) SAGE, J. E., SAMII, V.F., ABRAMSON, C. J., GREEN, E. M., SMITH, M., DINGUS C.

Comparison of conventional spin-echo and fast spin-echo Magnetic Resonance Imaging in the canine brain.

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2006, **47**(3), 249-253.

78) SANNA PASSINO, E., CAREDDU, G. M., MANUTA, L., SIOTTO, P., SANNA, L., MUZZETTO, P.

L'Imagerie par Résonance Magnétique de la tête du cheval : images anatomiques normales.

*Pratique Vétérinaire Equine*, 2003, **36**(138): 39-44.

79) SHORES, A.

Magnetic Resonance Imaging

*Veterinary Clinics of North America : Small Animal Practice*, 1993, **23**(2): 437-459.

80) SHORES, A.

Now and future advanced imaging techniques.

*Veterinary Clinics*

*of North America : Small Animal Practice*, 1993, **23**(2): 461-469.

81) SNELLMAN, M., BENCZIK, J., JOENSUU, R., RAMADAN, U. A., TANTTU, J., SAVOLAINEN, S.

Low-field magnetic resonance imaging of beagle brain with a dedicated receiver coil.

*Vet. Radiology and Ultrasound*, 1999, **40**(1): 36-39.

82) STEWART, W. A., PARENT, J. M-L., TOWNER R. A., DOBSON, H.

The use of Magnetic Resonance Imaging in the diagnosis of neurological disease.

*Can. Vet. J.*, 1992, **33**, 585-90.

83) TALAIRACH ATLAS. (Page consultée le 30 septembre 2008)  
Adresse URL : [http://www.neurovia.umn.edu/webservice/tal\\_atlas.html](http://www.neurovia.umn.edu/webservice/tal_atlas.html)

84) TANGUY, J.-Y.  
Introduction pratique au diagnostic morphologique : l'IRM [cours en ligne] 2001  
(Page consultée le 30 septembre 2008)  
Adresse URL :  
[http://www.med.univ-angers.fr/discipline/radiologie/PDFs/DC1\\_IPDM/Bases\\_IRM.pdf](http://www.med.univ-angers.fr/discipline/radiologie/PDFs/DC1_IPDM/Bases_IRM.pdf)

85) THOMSON, C. E., KORNEGAY, J. N., BURN, R. A., DRAYER, B. P., HADLEY, D.M., LEVESQUE, D. C., GAINSBURG, L.A., LANE, S. B., SHARP, N. J. H., WHEELER, S. J.

Magnetic Resonance Imaging - a general overview of principles and examples in veterinary neurodiagnosis.

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1993, **34**(1), 2-17.

86) TIDWELL, A. S., JONES J. C.

Advanced imaging concepts : a pictorial glossary of CT and MRI technology.

*Clinical Techniques in Small Animal Practice*, 1999, **14**(2), 65-111.

87) TUCKER, R. L., GAVIN, P.R.

Brain imaging.

*Veterinary Clinics of North America : Small Animal Practice*, 1996, **26**(4), 735-758.

88) TUDOR, D.

Magnetic Resonance Imaging.

In : NAVC - North American Veterinary Conference, New York, USA, 2007

89) UNIVERSITE D'ANGERS. (Page consultée le 30 septembre 2008)

Atlas IRM de la face.

Adresse URL : <http://www.med.univ-angers.fr/discipline/radiologie/CadresAtlasF.html>

90) VERWAERDE, P., ESTRADE, C.

Vade-Mecum d'anesthésie des Carnivores Domestiques.

Paris : Med-Com, 2005. 255p.

91) VINCENSINI, D.

Cours : Bases Physiques de l'Imagerie par Résonance Magnétique.

Document interne à l'Université de Toulouse 3.

92) VITE, C. H., MCGOWAN, J. C.

Magnetization transfer imaging of the canine brain : a review.

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 2001, 42(1), 5-8.

93) VITTE, E., CHEVALLIER, J-M.

Anatomie - Neuro-Anatomie.

Paris : Médecine Sciences Flammarion, 2008. 234p.

94) WALKER, M.

Introduction to Magnetic Resonance Imaging in veterinary medicine.

*Vet. Med.*, 1995, 90(10), 968-974.

95) WIKIPEDIA. (Page consultée le 30 septembre 2008)

Référentiel de Talairach

Adresse URL : [http://fr.wikipedia.org/wiki/Référentiel\\_de\\_Talairach](http://fr.wikipedia.org/wiki/Référentiel_de_Talairach)

96) WILLIS, C. K.R., QUINN, R. P., MACDONELL, W. M., GATI, J., PARTLOW, G. VILIS, T.

Functional MRI activity in the thalamus and occipital cortex of anesthetized dogs induced by monocular and binocular activity

*Can. J. Vet. Res.*, 2001, 65(3), 188-195

97) YAMADA, K., MIYAHARA, K., SATO, M. HIROSE, T., YASUKI Y., MATSUDA, Y., FURUHAMA, K.

Optimizing technical conditions for Magnetic Resonance Imaging of the rat brain and

abdomen in a low magnetic field.

*Vet. Radiol. Ultrasound*, 1995, **36**(6), 523-527.

98) YAMADA, K., MIYAHARA, K., SATO, M. HIROSE, T., YASUKI Y., MATSUDA, Y., FURUHAMA, K.

Magnetic Resonance Imaging of the central nervous system in the kitten.

*J. Vet. Med. Sci.*, 1995, **57**(1), 155-156.

99) YAMADA, K., CHEN, C-J., SATOH, H., HIROTA, T., AOYAGI, K., ENKAWA, T., OZAKI, Y., SEKIGUCHI, F., FURUHAMA, K.

Magnetic Resonance Imaging of rat head with a high-strength (4,7 T) magnetic field.

*J. Vet. Med. Sci.*, 1997, **59**(4), 303-306.

Toulouse, 2008

NOM : LACROIX

PRENOM : DEBORAH

TITRE : Encéphale du Chien : réalisation de coupes IRM chez l'animal sain.  
Contribution à la réalisation d'un atlas de référence.

RESUME :

Le but de cette thèse est de proposer un atlas de l'anatomie normale de l'encéphale du chien sain à l'aide de coupes IRM. Après avoir rappelé les principes physiques à l'origine du signal RMN et le fonctionnement de l'IRM dans une première partie, l'auteur présente le protocole expérimental utilisé pour la réalisation des coupes anatomiques et de la séquence IRM dans une seconde partie. L'atlas de l'anatomie normale compose la troisième partie. Les coupes anatomiques et les clichés IRM y sont légendés. Enfin, dans une quatrième partie, le protocole expérimental est discuté et les perspectives d'avenir de l'IRM en neurologie vétérinaire sont abordées.

MOTS- CLES : Chien ; Encéphale ; Neuro-anatomie ; IRM ; Coupes standards ; Atlas

---

ENGLISH TITLE : Canine brain : MRI splits on healthy animal. Contribution to a reference atlas.

ABSTRACT :

The purpose of this thesis is to provide an atlas of the normal anatomy of the brain of a healthy dog using MRI splits. The 1<sup>st</sup> part is dedicated to explain the physical principles underlying the NMR signal and how MRI functions. The 2<sup>nd</sup> part details the experimental protocol used for making the cross-sectionnal anatomy and MRI sequences. The 3<sup>rd</sup> part contains the atlas of the normal anatomy including the legends of the cross-sectionnal anatomy and MRI images. Finally in the 4<sup>th</sup> part, the author discusses the experimental protocol and studies the future of MRI in veterinary neurology.

KEY WORDS : Dog ; Brain ; Neuro-anatomy ; MRI ; Standard splits ; Atlas