



Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)

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

This is an author-deposited version published in : <http://oatao.univ-toulouse.fr/>
Eprints ID : 19334

To cite this version :

Bracquart, Céline. *Réalisation d'atlas en ligne tomodynamométrique et IRM haut champ 3 tesla de la tête du cheval sain (hors encéphale)*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse – ENVT, 2017, 146 p.

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

RÉALISATION D'ATLAS EN LIGNE TOMODENSITOMÉTRIQUE ET IRM HAUT CHAMP 3 TESLA DE LA TÊTE DU CHEVAL SAIN (HORS ENCÉPHALE)

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

par

BRACQUART, Céline
Née, le 12/12/1991 à LA TRONCHE (38)

Directeur de thèse : M. Giovanni MOGICATO

JURY

PRESIDENT :
Mme Isabelle BERRY

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEURS :
M. Giovanni MOGICATO
Mme Alexandra DEVIERS

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

**Ministère de l'Agriculture de l'Alimentation
ECOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE**

Directrice : **Madame Isabelle CHMITELIN**

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

- M. **AUTEFAGE André**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **CLAUW Martine**, *Pharmacie-Toxicologie*
- M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie Pathologique*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- M. **FRANC Michel**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
- M. **MILON Alain**, *Microbiologie moléculaire*
- M. **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **SHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

PROFESSEURS 1° CLASSE

- M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
- M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des aliments d'Origine animale*
- Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **DUCOS Alain**, *Zootecnie*
- M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
- Mme **HAGEN-PICARD, Nicole**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **LIGNEREUX Yves**, *Anatomie*
- M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **PICAVET Dominique**, *Pathologie infectieuse*
- M. **SANS Pierre**, *Productions animales*
- Mme **TRUMEL Catherine**, *Biologie Médicale Animale et Comparée*

PROFESSEURS 2° CLASSE

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des aliments*
- Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- Mme **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie Vétérinaire*
- M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **GUERIN Jean-Luc**, *Aviculture et pathologie aviaire*
- Mme **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique, animaux d'élevage*
- Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
- M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

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

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*
Mme **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
Mme **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
M. **DOSSIN Olivier**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
M. **JOUGLAR Jean-Yves**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
Mme **MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation*
M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*
M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*

MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)

M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
Mme **BENNIS-BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
Mme **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
Mme **BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
Mme **BOUHSIRA Emilie**, *Parasitologie, maladies parasitaires*
M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*
M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*
M. **CUEVAS RAMOS Gabriel**, *Chirurgie Equine*
Mme **DANIELS Hélène**, *Microbiologie-Pathologie infectieuse*
Mme **DEVIERS Alexandra**, *Anatomie-Imagerie*
M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophthalmologie vétérinaire et comparée*
Mme **FERRAN Aude**, *Physiologie*
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
Mme **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*
M. **LE LOC'H Guillaume**, *Médecine zoologique et santé de la faune sauvage*
M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie Chirurgicale*
Mme **MILA Hanna**, *Elevage des carnivores domestiques*
M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction (en disponibilité)*
Mme **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
Mme **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*
Mme **PRADIER Sophie**, *Médecine interne des équidés*
M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales (ruminants)*
M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et Infectiologie*
Mme **WASET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

Mme **COSTES Laura**, *Hygiène et industrie des aliments*
M. **GAIDE Nicolas**, *Histologie, Anatomie Pathologique*
Mme **LALLEMAND Elodie**, *Chirurgie des Equidés*
Mme **SABY-CHABAN Claire**, *Gestion de la santé des troupeaux bovins*

REMERCIEMENTS

**Au Président de thèse,
Madame le Professeur Isabelle BERRY**
Professeur à l'Université Paul Sabatier de Toulouse,
Praticien Hospitalier
Biophysique

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

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

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

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

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

SOMMAIRE

INTRODUCTION	16
1^{ÈRE} PARTIE : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE	17
A. PRINCIPE DE LA TOMODENSITOMETRIE	18
I. HISTORIQUE	18
II. BASES PHYSIQUES.....	18
1. DÉFINITION D'UN RAYON X	19
2. MODE DE FORMATION DES RAYONS X	20
3. INTERACTION DES RAYONS X AVEC LA MATIÈRE	21
3.1. EFFET PHOTOÉLECTRIQUE	22
3.2. EFFET COMPTON	23
3.3. BILAN DES DIFFÉRENTES INTERACTIONS	24
III. LE FONCTIONNEMENT DU SCANNER	25
1. ÉLÉMENTS CONSTITUTIFS.....	25
2. FORMATION DE L'IMAGE TOMODENSITOMÉTRIQUE	26
2.1. ACQUISITION DE L'IMAGE.....	26
2.2. TRAITEMENT ET RECONSTRUCTION DE L'IMAGE	27
2.3. VISUALISATION DE L'IMAGE.....	27
3. EVOLUTION	30
IV. QUALITE DE L'IMAGE ET ARTEFACTS	32
1. CRITÈRES DE QUALITÉ DE L'IMAGE	32
1.1. LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT.....	32
1.2. RÉOLUTION EN CONTRASTE	32
1.3. RÉOLUTION SPATIALE	33
1.4. ARTEFACTS	33
1.4.1. ARTEFACTS DE DURCISSEMENT DE FAISCEAU	33
1.4.2. ARTEFACTS DE VOLUME PARTIEL.....	34
1.4.3. ARTEFACTS MÉTALLIQUES.....	35
1.4.4. ARTEFACTS DE MOUVEMENTS.....	35
1.4.5. ARTEFACTS CIRCULAIRES.....	35
1.4.6. ARTEFACTS DE DÉBORDEMENT DE CHAMP	35
2. PARAMÈTRES TECHNIQUES INFLUENÇANT LA QUALITÉ DE L'IMAGE	36
B. PRINCIPE DE L'IRM.....	38
I. HISTORIQUE	38
II. NOTIONS ÉLÉMENTAIRES DE RÉSONANCE MAGNÉTIQUE NUCLEAIRE	39
1. LE SPIN NUCLÉAIRE	39
2. PHÉNOMÈNE DE RÉSONANCE MAGNÉTIQUE	40
2.1. MODÈLE CLASSIQUE DU PHÉNOMÈNE DE RÉSONANCE MAGNÉTIQUE	40
2.1.1. CHAMP MAGNÉTIQUE PRINCIPAL B_0 : VECTEUR D'AIMANTATION MACROSCOPIQUE M À L'ÉQUILIBRE	40

2.1.2. CHAMP MAGNÉTIQUE TOURNANT B_1 OU ONDE RF :	
PERTURBATION DE L'ÉTAT D'ÉQUILIBRE	42
2.2. MODÈLE QUANTIQUE DU PHÉNOMÈNE DE RÉSONANCE MAGNÉTIQUE	44
3. LES PHÉNOMÈNES DE RELAXATION	47
3.1. LA RELAXATION LONGITUDINALE OU T1 = RELAXATION SPIN-RÉSEAU .	47
3.2. LA RELAXATION TRANSVERSALE OU T2 = RELAXATION SPIN-SPIN	49
III. INSTRUMENTATION IRM	50
1. L'AIMANT	50
2. LES BOBINES DE GRADIENT.....	51
3. CHAÎNE RADIOFRÉQUENCE.....	52
4. LE SYSTÈME INFORMATIQUE.....	53
5. SALLE D'EXAMEN ET CAGE DE FARADAY	53
IV. SIGNAL RMN ET MODULATION PAR L'OPÉRATEUR.....	54
1. MESURE DU SIGNAL RMN : SIGNAL FID ET NOTION DE T2*	54
2. LA SÉQUENCE DE BASE : SÉQUENCE D'ÉCHO DE SPIN	55
3. PONDÉRATION EN T1, T2, ET DENSITÉ PROTONIQUE.....	58
3.1. INFLUENCE DU TEMPS DE RÉPÉTITION TR : PONDÉRATION EN T1	58
3.2. INFLUENCE DU TEMPS D'ÉCHO TE : PONDÉRATION EN T2	60
3.3. EQUATION DU SIGNAL RMN ET MODULATION DE LA PONDÉRATION DE LA SÉQUENCE	60
3.4. RÉCAPITULATIF DES PARAMÈTRES POUR UNE PONDÉRATION EN T1, T2, OU DENSITÉ PROTONIQUE	61
V. CODAGE SPATIAL DU SIGNAL.....	62
1. DÉFINITIONS	62
2. LOCALISATION SPATIALE DU SIGNAL	63
2.1. SÉLECTION DU PLAN DE COUPE.....	63
2.2. CODAGE À L'INTÉRIEUR DU PLAN DE COUPE	64
2.2.1. CODAGE PAR LA FRÉQUENCE	64
2.2.2. CODAGE DE PHASE.....	65
3. CHRONOGRAMME DE LA SÉQUENCE DE BASE D'ÉCHO DE SPIN.....	66
VI. RECONSTRUCTION DE L'IMAGE	67
1. NOTION DE TRANSFORMÉE DE FOURIER	67
2. ACQUISITION DE L'IMAGE EN IRM ET PLAN DE FOURIER.....	68
3. IMAGERIE 3D	70
4. TEMPS D'ACQUISITION DE L'IMAGE.....	70
VII. QUALITE DE L'IMAGE ET ARTEFACTS	71
1. CRITÈRES DE QUALITÉ DE L'IMAGE	71
1.1. LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT	72
1.2. LE CONTRASTE	73
1.3. LA RÉOLUTION SPATIALE	73
1.4. LES ARTEFACTS.....	74
1.4.1. ARTEFACTS LIÉS AU PATIENT	74
1.4.2. ARTEFACT DE SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE.....	76
1.4.3. ARTEFACT DE TRONCATURE	76
1.4.4. ARTEFACT DE REPLIEMENT	77
1.4.5. ARTEFACT DE DÉPLACEMENT CHIMIQUE.....	79
1.4.6. PHÉNOMÈNE D'EXCITATION CROISÉE.....	80
1.4.7. ARTEFACTS DE VOLUME PARTIEL.....	80
1.4.8. LE PHÉNOMÈNE DE L'ANGLE MAGIQUE	80

2. PARAMÈTRES TECHNIQUES INFLUENÇANT LA QUALITÉ DE L'IMAGE	81
2.1. LES PARAMÈTRES NON OPÉRATEURS DÉPENDANTS.....	81
2.1.1. <i>LES PARAMÈTRES INHÉRENTS AUX TISSUS ÉTUDIÉS</i>	81
2.1.2. <i>LES PARAMÈTRES DÉPENDANTS DU SYSTÈME</i>	81
2.2. PARAMÈTRES OPÉRATEURS DÉPENDANTS.....	81
2.2.1. <i>LES PARAMÈTRES MODIFIANT LE CONTRASTE</i>	82
2.2.2. <i>LES PARAMÈTRES NE MODIFIANT PAS LE CONTRASTE</i>	82
VIII. NOTIONS DE BASE D'IMAGERIE RAPIDE	83
1. TECHNIQUES POUR RÉDUIRE LE TEMPS D'ACQUISITION	83
1.1. DIMINUER LE NOMBRE D'EXCITATIONS NEX.....	83
1.2. DIMINUER LE NOMBRE DE LIGNES DE LA MATRICE NP.....	83
1.3. RÉDUIRE LA DURÉE DU TR ET DU TE	84
1.4. REMPLISSAGE RAPIDE DU PLAN DE FOURIER	86
2. INTERÊT EN IMAGERIE 3D	89
IX. PARTICULARITES DE L'IRM HAUT CHAMP 3 TESLA ET PLUS	90
1. PARTICULARITÉS D'ACQUISITION ET DE QUALITÉ DE L'IMAGE.....	90
2. UTILISATIONS SPÉCIFIQUES.....	93
X. INTERPRETATION DU SIGNAL ET DU CONTRASTE DE BASE	94
1. STRUCTURES TYPIQUEMENT EN HYPERSIGNAL EN T1	95
2. STRUCTURES TYPIQUEMENT EN HYPERSIGNAL EN T2.....	100
3. STRUCTURES DONNANT TYPIQUEMENT PEU OU PAS DE SIGNAL	102
4. RÉCAPITULATIF : APPARENCE DE L'IMAGE SELON LES PONDERATIONS	104
C. ASPECTS PRATIQUES DU SCANNER ET DE L'IRM EN FILIÈRE ÉQUINE ..	106
I. LE SCANNER EN FILIÈRE ÉQUINE	106
1. LES ÉQUIPEMENTS.....	106
2. PRÉVENTION DES RISQUES.....	108
II. L'IRM EN FILIÈRE ÉQUINE	109
1. LES ÉQUIPEMENTS.....	109
2. PRÉVENTION DES RISQUES.....	111
2.1. LIÉS AU CHAMP MAGNÉTIQUE	111
2.2. LIÉS AUX GRADIENTS DE CHAMP MAGNÉTIQUES	112
2.3. LIÉS AUX ANTENNES.....	112
D. INTERETS ET LIMITES DU SCANNER ET DE L'IRM POUR L'ÉVALUATION DE LA TÊTE DU CHEVAL (HORS ENCEPHALE)	113
<u>2^{ÈME} PARTIE : CONTRIBUTION EXPERIMENTALE : MISE AU POINT DE L'ATLAS EN LIGNE DES IMAGES TOMODENSITOMETRIQUES ET IRM HAUT CHAMP 3 TESLA DE LA TÊTE DU CHEVAL (HORS ENCÉPHALE)</u>	121
A. MATERIEL ET METHODE : ACQUISITION DES IMAGES	122
I. OBTENTION DES IMAGES IRM	122
II. OBTENTION DES IMAGES TOMODENSITOMETRIQUES	124

III. LECTURE DES IMAGES ET VALIDATION DU CARACTÈRE SAIN ...	124
IV. SÉLECTION ET LÉGENDES DES COUPES.....	125
B. RESULTATS	127
I. EXEMPLES DE PLANCHES DE L'ATLAS TOMODENSITOMETRIQUE DE LA TETE DU CHEVAL SAIN EN FENETRE "TISSUS MOUS"	127
II. EXEMPLES DE PLANCHES DE L'ATLAS TOMODENSITOMETRIQUE DE LA TETE DU CHEVAL SAIN EN FENETRE "OS".....	130
III. EXEMPLES DE PLANCHES DE L'ATLAS IRM 3T DE LA TETE DU CHEVAL SAIN.....	132
C. DISCUSSION	135
CONCLUSION	138
<u>ANNEXES</u>	<u>139</u>
ANNEXE 1 : SÉQUENCE D'INVERSION RÉCUPÉRATION (IR).....	139
ANNEXE 2 : CERTIFICAT D'AUTORISATION D'EXPÉRIMENTER SUR ANIMAUX VERTÉBRÉS VIVANTS	142
<u>BIBLIOGRAPHIE.....</u>	<u>143</u>

TABLE DES FIGURES

<u>Figure 1</u> : Spectre électromagnétique.....	19
<u>Figure 2</u> : Onde électromagnétique : structure, à un instant donné, des champs électriques et magnétiques de l'onde se propageant dans la direction z.....	19
<u>Figure 3</u> : Principe du rayonnement de freinage.....	21
<u>Figure 4</u> : Effet photoélectrique.....	22
<u>Figure 5</u> : Diffusion Compton.....	23
<u>Figure 6</u> : Synthèse des interactions.....	24
<u>Figure 7</u> : Tube radiogène.....	25
<u>Figure 8</u> : Principe d'acquisition de l'image et du couple source-détecteurs de rayons autour d'un patient.....	26
<u>Figure 9</u> : Correspondance entre voxels et pixels.....	27
<u>Figure 10</u> : Formation d'une matrice.....	27
<u>Figure 11</u> : Echelle d'Hounsfield.....	28
<u>Figure 12</u> : Notion de fenêtre et de niveau.....	29
<u>Figure 13</u> : Exemples d'images tomographiques d'une tête de cheval sain en regard de l'articulation temporo-mandibulaire en fenêtre « os » et en fenêtre « tissus mous ».....	30
<u>Figure 14</u> : Acquisition hélicoïdale en tomographie.....	31
<u>Figure 15</u> : Exemple de reconstruction 3D.....	31
<u>Figure 16</u> : Schéma d'un détecteur matriciel composé de 16 rangées de capteurs et munis de 4 canaux de détection.....	32
<u>Figure 17</u> : Exemple d'artefact de durcissement du faisceau au niveau de l'os temporal pétreux.....	34
<u>Figure 18</u> : Exemple d'artefact de volume partiel.....	34
<u>Figure 19</u> : Exemple d'artefact métallique.....	35
<u>Figure 20</u> : Moment magnétique et vecteur d'aimantation microscopique μ	39
<u>Figure 21</u> : Moment magnétique élémentaire.....	40
<u>Figure 22</u> : Effet de l'application d'un champ magnétique externe \vec{B}_0	41
<u>Figure 23</u> : Mouvement de double cône d'un proton soumis au champ magnétique externe \vec{B}_0	41
<u>Figure 24</u> : Notion de composante longitudinale \vec{M}_z et de composante transversale \vec{M}_{xy} du vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M}	42
<u>Figure 25</u> : Mouvement de double précession du vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M}	43
<u>Figure 26</u> : Effets des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} (modèle classique).....	44
<u>Figure 27</u> : Effet des impulsions RF sur le vecteur macroscopique \vec{M} (modèle quantique).....	45
<u>Figure 28</u> : Rephasage des spins.....	46
<u>Figure 29</u> : Interactions entre l'onde de radiofréquence et les protons placés dans le champ B_0	46
<u>Figure 30</u> : Courbe exponentielle de repousse de l'aimantation longitudinale en fonction de T_1	47
<u>Figure 31</u> : Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T_2	49
<u>Figure 32</u> : Schéma en coupe d'un IRM à aimant supraconducteur.....	51

<u>Figure 33</u> : Représentation des gradients : (a) selon l'axe z ; (b) selon les axes x et y ; (c) représentation des trois gradients dans les trois axes.....	52
<u>Figure 34</u> : Représentation schématique de différentes antennes.....	53
<u>Figure 35</u> : Trajectoire de l'extrémité du vecteur d'aimantation macroscopique M lors de la relaxation.....	54
<u>Figure 36</u> : Obtention du signal d'induction libre ou <i>free induction decay</i> (FID).....	54
<u>Figure 37</u> : Notion de T2*.....	55
<u>Figure 38</u> : Explication schématique de l'intérêt de l'impulsion de 180°.....	56
<u>Figure 39</u> : Illustration du phénomène de l'écho de spin.....	57
<u>Figure 40</u> : Chronologie des évènements lors du phénomène de l'écho de spin.....	57
<u>Figure 41</u> : Courbe en T2 « vrai ».....	57
<u>Figure 42</u> : Influence du TR sur la pondération T1 d'une séquence.....	59
<u>Figure 43</u> : Influence du TE sur la pondération en T2 d'une séquence.....	60
<u>Figure 44</u> : Notions de champ de vue, plan de coupe, matrice, voxel, pixel.....	62
<u>Figure 45</u> : Sélection d'un plan de coupe.....	64
<u>Figure 46</u> : Conséquence de l'application d'un gradient de codage de fréquence pendant la réception du signal.....	65
<u>Figure 47</u> : Conséquence de l'application d'un gradient de codage de phase.....	66
<u>Figure 48</u> : Chronogramme de la séquence d'écho de spin.....	66
<u>Figure 49</u> : Représentation graphique de la transformée de Fourier.....	67
<u>Figure 50</u> : Transformée de Fourier et Transformée de Fourier Numérique.....	68
<u>Figure 51</u> : Principe d'acquisition des données d'un plan de coupe.....	69
<u>Figure 52</u> : Chronogramme (presque) complet de la séquence d'écho de spin.....	69
<u>Figure 53</u> : Formation de l'image à partir d'un plan de coupe.....	70
<u>Figure 54</u> : Principe de l'imagerie 3D.....	70
<u>Figure 55</u> : Exemple d'artefact métallique.....	74
<u>Figure 56</u> : Exemple d'artefact de mouvement.....	75
<u>Figure 57</u> : Mécanisme de l'artefact de troncature.....	77
<u>Figure 58</u> : Artefact de repliement.....	77
<u>Figure 59</u> : Echantillonnage d'un signal.....	78
<u>Figure 60</u> : Aliasing dans la direction du codage de fréquence.....	78
<u>Figure 61</u> : Aliasing dans la direction du codage de phase.....	78
<u>Figure 62</u> : Exemple d'artefact de déplacement chimique.....	80
<u>Figure 63</u> : Principe d'un gradient bipolaire (écho de gradient).....	85
<u>Figure 64</u> : Echo de gradient dans l'écho de spin.....	85
<u>Figure 65</u> : Chronogramme quasi définitif de la séquence écho de spin.....	86
<u>Figure 66</u> : Remplissage des lignes du(des) plan(s) de Fourier en séquence spin-écho et écho spin rapide.....	87
<u>Figure 67</u> : Représentation schématique des données dans le plan de Fourier.....	89
<u>Figure 68</u> : Principe de l'écho stimulé.....	90
<u>Figure 69</u> : Amplitude du signal en T1 et en T2 (par rapport au muscle) en fonction du contenu en protéines.....	96
<u>Figure 70</u> : Approche schématique des aspects de l'hématome en fonction de son ancienneté.....	97
<u>Figure 71</u> : Liste des entités entraînant un signal élevé en T1.....	99
<u>Figure 72</u> : Tableau récapitulatif du type de signal selon les séquences.....	104
<u>Figure 73</u> : Illustration des apparences de l'image selon le type de séquences.....	105

<u>Figure 74</u> : Photographies d'un examen scanner du grasset gauche.....	107
<u>Figure 75</u> : Photographies d'un examen scanner de la tête sur cheval debout et sédaté.....	108
<u>Figure 76</u> : Photographie d'un examen IRM sous sédation dans un système Hallmarq.....	109
<u>Figure 77</u> : Photographies d'un examen de la tête d'un cheval avec une IRM haut champ (a) vue de côté, (b) vue de face.....	110
<u>Figure 78</u> : Exemple d'intérêt du scanner pour la localisation d'une masse.....	114
<u>Figure 79</u> : Exemple d'utilisation des valeurs HU pour différencier des tissus mous sur une image scanner.....	115
<u>Figure 80</u> : Exemple d'évaluation de structures osseuses à l'aide du scanner et de l'IRM.....	116
<u>Figure 81</u> : Exemple d'image scanner d'affection dentaire et de sinusite	118
<u>Figure 82</u> : Exemple d'image scanner d'hématome de l'ethmoïde.....	118
<u>Figure 83</u> : Exemple d'image scanner d'affection des poches gutturales.....	119
<u>Figure 84</u> : Exemples d'images IRM d'affections oculaires et auriculaires.....	119
<u>Figure 85</u> : Photographie de l'IRM 3 Tesla du CHU de Purpan.....	122
<u>Figure 86</u> : Photographie d'antenne SENSE Flex Philips 3T Medium.....	123
<u>Figure 87</u> : Tableau des paramètres des séquences utilisées lors de l'examen IRM.....	123
<u>Figure 88</u> : Photographie du scanner de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse.....	124
<u>Figure 89</u> : Visualisation sur HOROS des images scanner dans les trois plans : (a) à gauche : plan sagittal ; (b) au centre : plan transversal ; (c) à droite : plan dorsal.....	125
<u>Figure 90</u> : Représentation des 31 coupes tomодensitométriques en fenêtre « tissus mous ».....	126
<u>Figure 91</u> : Représentation des 35 coupes tomодensitométriques en fenêtre « os ».....	126
<u>Figure 92</u> : Représentation des 28 coupes IRM haut champ 3T.....	126
<u>Figure 93</u> : Exemple de la coupe n°4 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "tissus mous".....	127
<u>Figure 94</u> : Exemple de la coupe n°6 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "tissus mous".....	128
<u>Figure 95</u> : Exemple de la coupe n°10 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "tissus mous".....	128
<u>Figure 96</u> : Exemple de la coupe n°17 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "tissus mous".....	129
<u>Figure 97</u> : Exemple de la coupe n°21 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "tissus mous".....	129
<u>Figure 98</u> : Exemple de la coupe n°4 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "os".....	130
<u>Figure 99</u> : Exemple de la coupe n°7 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "os".....	130
<u>Figure 100</u> : Exemple de la coupe n°12 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "os".....	131
<u>Figure 101</u> : Exemple de la coupe n°17 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "os".....	131
<u>Figure 102</u> : Exemple de la coupe n°20 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "os".....	132
<u>Figure 103</u> : Exemple de la coupe n°5 de l'atlas IRM haut champ 3T.....	132
<u>Figure 104</u> : Exemple de la coupe n°11 de l'atlas IRM haut champ 3T.....	133
<u>Figure 105</u> : Exemple de la coupe n°13 de l'atlas IRM haut champ 3T.....	133
<u>Figure 106</u> : Exemple de la coupe n°19 de l'atlas IRM haut champ 3T.....	134
<u>Figure 107</u> : Exemple de la coupe n°25 de l'atlas IRM haut champ 3T.....	134
<u>Figure 108</u> : Exemples de variation anatomique normale : (a) déviation du septum nasal ; (b) accumulation de fluides dans les sinus.....	136
<u>Figure 109</u> : Exemples de variation anatomique normale : (a) œdème des cornets nasaux ; (b) veine buccale engorgée.....	137

<u>Figure 110</u> : Exemples de variation anatomique normale : (a) œdème des tissus mous superficiels ; (b) asymétrie des poches gutturales.....	137
<u>Figure 111</u> : Principe de la séquence d'inversion récupération.....	139
<u>Figure 112</u> : Augmentation du contraste en T1 avec la séquence d'inversion récupération par rapport à la séquence d'écho de spin.....	140
<u>Figure 113</u> : Suppression du signal de la graisse et de l'eau.....	141

LISTE DES ACRONYMES

CIRALE Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines

CT Computed tomography

ECG Electro-cardiogramme

ENVT Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

FID Free induction decay (signal d'induction libre)

FLAIR Fluid-Attenuated Inversion Recovery

FoV Field of View (champ de vue)

IR Inversion Récupération

IRM Imagerie par Résonance Magnétique

LCR Liquide Céphalo-Rachidien

RF Radio Fréquence

RMN Résonance magnétique nucléaire

SNC Système Nerveux Central

STIR Short Time Inversion Recovery

T Tesla

TE Temps d'Echo

TI Temps d'Inversion

TR Temps de Répétition

T1 Relaxation longitudinale

T2 Relaxation transversale

UH Unité Hounsfield

ρ densité protonique

INTRODUCTION

L'imagerie médicale a progressé de façon spectaculaire ces trente dernières années en médecine humaine et parallèlement en médecine vétérinaire. À l'avènement de la radiographie, puis de l'échographie, a succédé celui du scanner et de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), faisant ainsi de l'imagerie médicale un examen complémentaire incontournable de la médecine vétérinaire.

La complexité anatomique et la superposition des structures de la tête du cheval limitent l'utilisation des techniques d'imagerie conventionnelles telles que la radiographie et l'échographie. Le scanner et l'IRM sont deux techniques d'imagerie sectionnelle qui offrent ainsi la visualisation des structures internes sans problème de superposition, ce qui est un atout considérable pour l'évaluation de la tête du cheval. Bien que l'utilisation de tels appareils en filière équine restent spécifiques aux cliniques vétérinaires de référé et soient rares actuellement en France, leur installation connaît une expansion. Or le nombre de personnes capable de lire et surtout d'interpréter ces images reste limité à des spécialistes en imagerie. Il semble important de rendre leur compréhension accessible à un nombre plus conséquent de praticiens mais aussi de développer davantage leur apprentissage dès les bancs des écoles vétérinaires.

L'objectif de cette thèse est donc de réaliser un atlas d'images IRM et scanner de la tête du cheval sain, accessible facilement et gratuitement sur le site internet d'anatomie de l'ENVT. Les praticiens et les étudiants vétérinaires peuvent ainsi améliorer leurs connaissances en anatomie et imagerie, et utiliser les images de ce site comme points de comparaison avec des images d'examens à portée diagnostique.

Dans une première partie bibliographique, nous exposerons les pré-requis : les principes fondamentaux du scanner et de l'IRM afin de comprendre l'origine des images obtenues, leurs aspects pratiques en filière équine, ainsi que leurs intérêts et limites dans l'évaluation de la tête du cheval hors encéphale. Puis la seconde partie sera consacrée à la présentation de la réalisation du projet d'atlas.

1^{ERE} PARTIE : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE

A. PRINCIPE DE LA TOMODENSITOMETRIE

Le principe de la tomodensitométrie consiste, par un système de calcul matriciel, à transformer des données acquises suite aux variations d'absorption des rayons X au travers d'un organisme vivant, en données numériques permettant la création d'une image transversale sous forme de coupe : c'est une technique d'imagerie sectionnelle. Par un procédé de reconstruction des images, le scanner peut fournir une excellente représentation anatomique en trois dimensions de la région examinée, ce qui aide à la compréhension de la distribution des lésions.

I. HISTORIQUE (1) (2)

Le scanner n'a été inventé que très récemment par un ingénieur anglais nommé Godfrey N. Hounsfield. Utilisant les travaux du physicien américain Allan MacLeod Cormack sur la reconstruction tridimensionnelle à partir d'images radiographiques, il réalisa des coupes à partir de mesures du rayonnement résiduel produit par un tube à rayons X se déplaçant autour d'un crâne. Ainsi, il tenta avec succès de modéliser l'imagerie aux rayons X en utilisant l'informatique. En 1972, il déposa le brevet du prototype de sa conception : Computerized Transversal Axial Tomography. Il s'agira du premier scanner. Ils reçoivent tous deux le prix Nobel de médecine en 1979 pour cette invention.

Les premières images chez le cheval ont été réalisées dans les années 1980 à l'université de Washington, grâce à des appareils scanners désaffectés des institutions humaines. Ces derniers ne sont pas adaptés pour les chevaux dans la pratique mais ont permis d'en démontrer l'intérêt, particulièrement en ce qui concerne la tête. Les progrès de la technologie ont par la suite permis de développer des appareils adaptés aux chevaux.

II. BASES PHYSIQUES (3) (4)

Comme la radiographie classique, le scanner s'appuie sur l'absorption plus ou moins importante des rayons X selon le milieu traversé. Alors que la radiographie ordinaire n'offre « qu'une vue en projection » du volume irradié (superposition de certains éléments), le scanner permet de visualiser tous les éléments profonds de l'organisme.

1. DEFINITION D'UN RAYON X

Le rayon X est un rayonnement électromagnétique - au même titre que la lumière visible, l'ultra-violet, l'infra-rouge, les rayons gamma (*Fig. 1*), c'est-à-dire une énergie émise et propagée sous forme d'ondes.

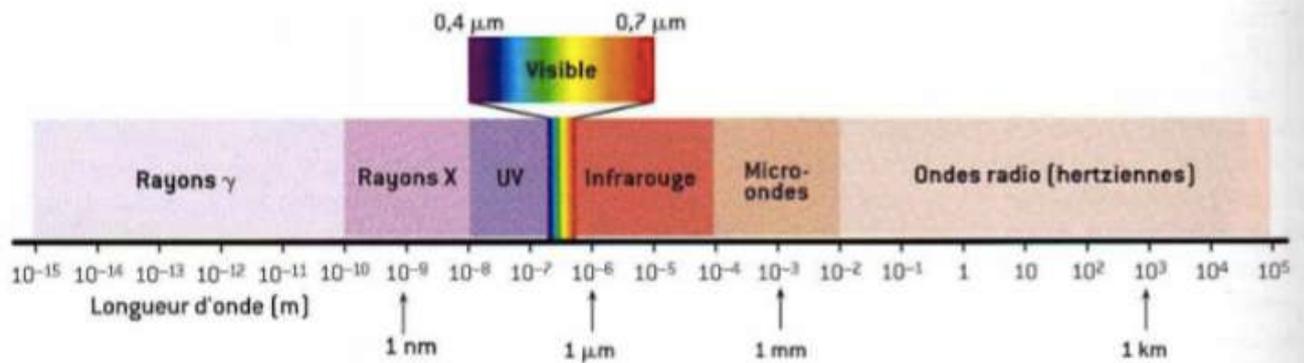


Figure 1 : Spectre électromagnétique (3)

Le rayon X peut être représenté selon 2 modèles :

➤ le modèle de l'onde électromagnétique :

Une onde électromagnétique (*Fig. 2*) est une quantité d'énergie qui circule selon un champ électrique (E) et un champ magnétique (B) perpendiculaires oscillant en phase. Elle se propage dans le vide à la vitesse de la lumière (notée $c = 3 \cdot 10^8$ m/s, $c = \lambda \nu$ avec λ : sa longueur d'onde en m et ν sa fréquence en Hz). Elle est caractérisée par une amplitude et une longueur d'onde λ : distance parcourue par l'onde en une période donnée (qui est très courte pour les rayons X : 10^{-11} à 10^{-8} m).

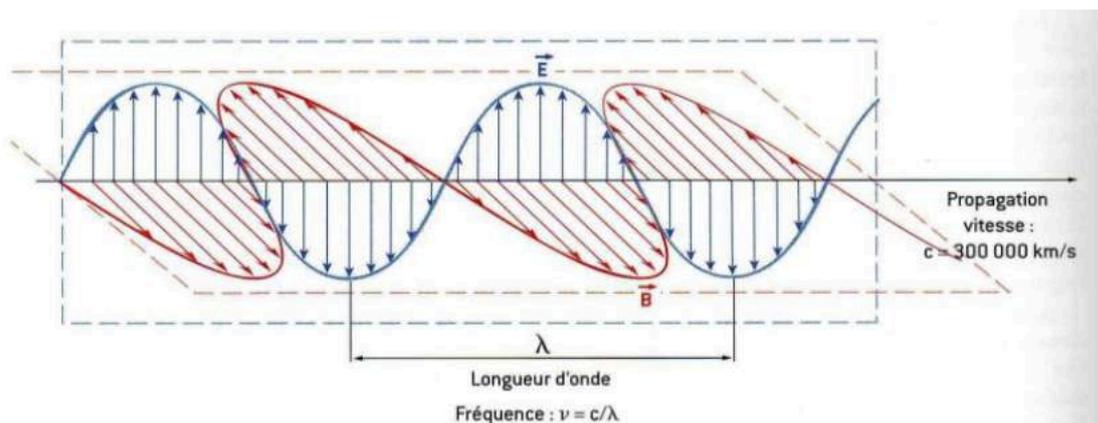


Figure 2 : Onde électromagnétique : structure, à un instant donné, des champs électriques et magnétiques de l'onde se propageant dans la direction z (3)

➤ **le modèle du photon :**

On considère que le rayonnement électromagnétique est un faisceau constitué de photons. Un photon est une particule de masse nulle, non chargée, se déplaçant à la vitesse de la lumière. Chaque photon transporte une quantité d'énergie E proportionnelle à la fréquence de l'onde $E=h\nu$, où h est la constante de Planck. L'énergie E est exprimée en Joule, ou e.V.

Ainsi $E = h \cdot \nu = h \cdot (c / \lambda)$. Comme la longueur d'onde des rayons X est plus courte que celle de la lumière visible, le rayonnement électromagnétique est alors plus énergétique que la lumière, supérieur à 10 keV. Ces énergies sont de l'ordre de grandeur des énergies de liaison des électrons des couches internes des atomes (de l'ordre du keV). C'est pourquoi ils sont suffisamment énergétiques pour traverser la matière et arracher un électron à la matière : c'est le phénomène d'ionisation, qui les rend néfastes pour l'organisme (patient et utilisateur). Leur utilisation est donc très réglementée.

2. MODE DE FORMATION DES RAYONS X

Les rayons X se forment selon 2 principes :

➤ **Principe du rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) formant un spectre continu :**

Un rayonnement incident d'électrons (chargés négativement) émis par une cathode est attiré par le noyau d'un atome chargé positivement, par une force F coulombienne qui ralentit l'électron incident et dévie sa course. L'énergie de freinage est donc dégagée sous forme d'un photon X. L'électron continue sa course sur une autre trajectoire ayant été dévié par le freinage, jusqu'à l'atome suivant où il produira un autre photon X. Comme un rayon X est un faisceau constitué de photons, alors l'association de l'ensemble de ces photons émis produira un rayon X. (*Fig. 3*)

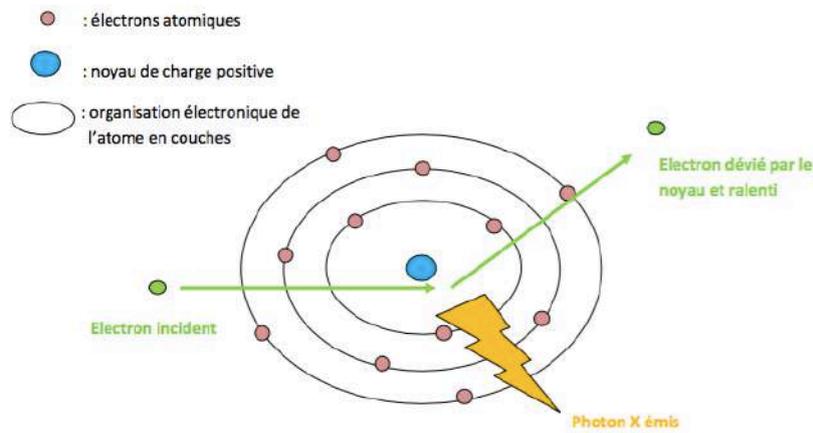


Figure 3 : Principe du rayonnement de freinage (I)

➤ Principe du rayonnement de fluorescence : émission formant un spectre de raies

Les électrons incidents ont une énergie suffisante pour exciter certains des atomes de la cible, en perturbant les électrons des couches électroniques internes. Un électron d'une couche profonde est alors éjecté. Le "trou" laissé par l'électron éjecté est rempli par un électron d'une couche plus superficielle. Ce réarrangement laisse échapper un photon X caractéristique. Souvent le réarrangement se fait avec plusieurs électrons, plusieurs photons X sont donc émis.

De ce fait, le spectre de rayonnement X obtenu à la sortie d'un tube à rayons X est composé d'un rayonnement de freinage, phénomène le plus intense, auquel se superpose un rayonnement de fluorescence caractéristique des atomes constituant l'anode.

3. INTERACTION DES RAYONS X AVEC LA MATIERE

Lorsque les rayons X ont été produits, ils vont entrer en contact avec l'animal, et vont donc interagir avec la matière. Il existe deux voies principales d'interactions des rayons X avec la matière constituée d'atomes : l'effet photoélectrique et l'effet Compton. La compréhension de ces mécanismes atomiques permet d'appréhender les facteurs impliqués dans l'atténuation sélective du faisceau de rayons X et donc dans le contraste de l'image scanner, mais également de comprendre les effets néfastes des techniques d'imagerie utilisant des rayons X (tomodensitométrie et radiologie).

3.1. EFFET PHOTOELECTRIQUE

L'effet photoélectrique se produit lorsque le rayon X incident (de faible énergie < 70 kV) arrive à proximité d'un électron atomique d'une couche profonde avec suffisamment d'énergie pour pouvoir l'éjecter (Fig. 4(a)). Comme l'énergie du rayon X est égale à l'énergie de liaison de la couche électronique plus l'énergie cinétique de l'électron expulsé (photoélectron), le rayon X est absorbé et le trop plein d'énergie se retrouve dans l'énergie cinétique du "photoélectron". Le "trou" laissé par l'électron éjecté est rempli par un électron d'une couche plus superficielle (Fig. 4(b)), qui laisse échapper un rayon X caractéristique diffusé, c'est-à-dire avec une direction différente de celle du rayon X d'origine, et de faible énergie.

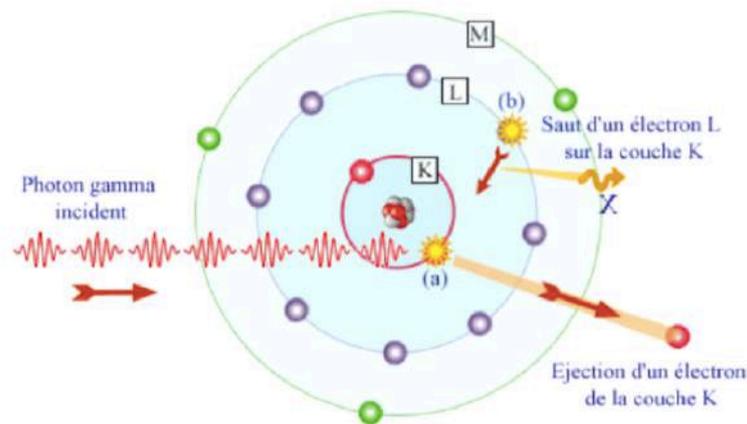


Figure 4 : Effet photoélectrique (5)

L'effet photoélectrique prédomine lorsque les rayons X sont de relativement faible énergie, la densité du matériel élevée et le numéro atomique des atomes constituants élevé. Ainsi l'iode ($Z = 53$), le baryum ($Z = 56$), ou le plomb ($Z = 82$) arrêtent plus facilement les rayons X par un effet photoélectrique que les atomes de numéro atomique faible (carbone, hydrogène, oxygène, azote) composant la matière organique. Ceci explique pourquoi la protection contre les rayons X est souvent réalisée par du plomb, quelques millimètres de plomb suffisent à arrêter une grande proportion de rayons X.

Le rayon X diffusé est de faible énergie, donc peu dangereux pour le personnel, et peu significatif par rapport au rayon X incident. Ainsi, le résultat de l'effet photoélectrique est l'arrêt du rayon X, à l'origine du contraste (niveau de gris entre 2 régions du film radiographique) sur les clichés radiologiques et scanner.

3.2. EFFET COMPTON

Quand l'énergie du rayon X (de forte énergie >100kV) est nettement supérieure à l'énergie des électrons atomiques de la couche superficielle (qui sont généralement des électrons peu liés à l'atome, appelés parfois des électrons libres), il devient impossible au rayon X de donner toute son énergie à un électron. Seule une partie de son énergie est communiquée à l'électron qui est éjecté. Le rayon X, bien que dévié, continue sa route avec une énergie légèrement inférieure. C'est l'effet Compton. (Fig. 5)

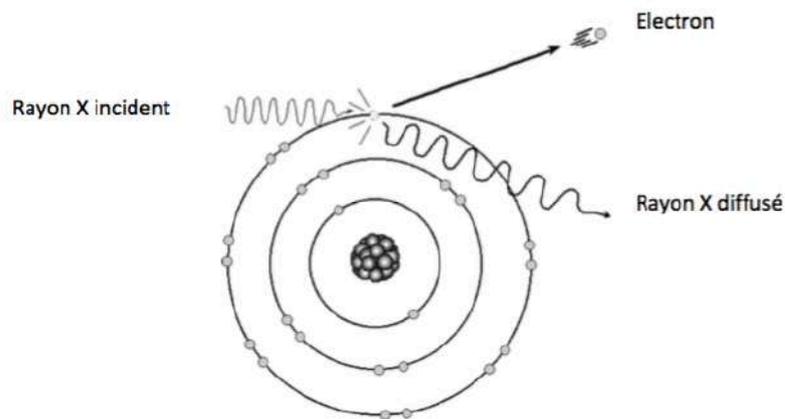


Figure 5 : Diffusion Compton (3)

L'effet Compton prédomine lorsque les rayons X sont de forte énergie, et la densité du matériel est moyenne.

L'effet Compton résulte en la diffusion du faisceau de rayon X dans des directions aléatoires, donc dans toutes les directions. La quantité de rayonnement diffusé augmente avec l'énergie des rayons X et le volume irradié, c'est-à-dire l'épaisseur radiographiée et la taille du champ. L'énergie des rayons X diffusés est inférieure à celle du faisceau primaire, mais ce rayonnement est encore suffisamment énergétique pour avoir des effets significatifs :

- sur l'image radiographique : une partie du rayonnement diffusé atteint le récepteur en même temps que le faisceau primaire. Le rayonnement diffusé ajoute alors un voile uniforme sur l'image qui a pour double effet de contribuer au noircissement final de l'image et de diminuer le contraste de l'image.
- irradiation du personnel : le rayonnement diffusé se propage dans toute la pièce et est très énergétique. Ceci justifie une grande partie des mesures de radioprotection, en particulier le port du tablier plombé.

3.3. BILAN DES DIFFERENTES INTERACTIONS

L'image est formée par les différences d'atténuation du faisceau de rayons X incident selon les milieux traversés. L'atténuation des rayons X résulte de trois phénomènes (*Fig. 6*) :

- les rayons X traversent la matière sans être affectés : ces rayons X sont dits transmis et forment donc les parties les plus noires de l'image radiographique.
- les rayons X sont arrêtés/absorbés selon l'effet photoélectrique : la proportion de rayons X arrêtés conditionne le niveau de gris visible, c'est-à-dire le contraste de l'image radiographique.
- les rayons X sont déviés et forment le rayonnement diffusé selon l'effet Compton : ils forment un voile uniforme sur l'image radiographique et ont des conséquences sur la radioprotection.

NB : L'effet Thomson correspond à la diffusion du photon incident après interaction avec un électron du milieu sans perte d'énergie. Il est négligeable par rapport aux deux effets décrits précédemment et diminue lorsque l'énergie du photon incident augmente. Il correspond aux parties les plus radio-transparentes du cliché radiographique.

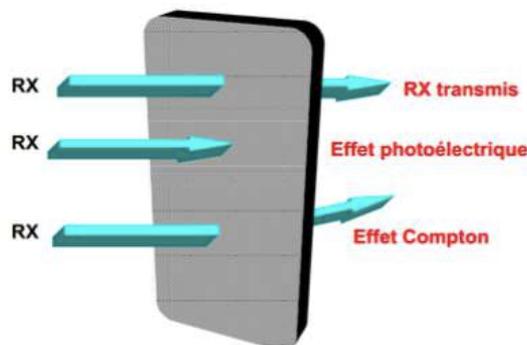


Figure 6 : Synthèse des interactions (3)

L'atténuation par la matière organique varie en fonction de 3 paramètres :

- l'épaisseur des objets : plus l'épaisseur est importante, plus l'absorption des rayons X augmente, donc plus l'atténuation est forte.
- la densité de la matière traversée : l'atténuation est favorisée pour des constituants dont la densité est forte car l'effet photoélectrique prédomine. Ainsi les rayons X sont peu absorbés par l'air.
- le numéro atomique Z de la matière traversée : l'effet photoélectrique prédomine pour des atomes de Z élevé, donc l'absorption et ainsi l'atténuation est plus forte. Ainsi l'atténuation est plus forte dans l'os que dans le tissu mou.

III. LE FONCTIONNEMENT DU SCANNER

1. ELEMENTS CONSTITUTIFS (4)(3)

Le scanner comporte trois éléments :

- le portique : il s'agit d'un anneau constitué d'un tube à rayons X avec des capteurs (ou récepteurs) lui faisant face. Cet ensemble, pour chaque cliché réalisé, fait une rotation de 360° à une vitesse constante.
- l'ordinateur : il traite les données brutes fournies par les récepteurs du portique et les transforme en images.
- la console : elle permet de choisir les paramètres nécessaires à la réalisation du scanner, de le contrôler et de visualiser les images.

Détaillons la constitution du portique :

La source de rayons X est composée par un tube à rayons X, tube radiogène semblable à ceux utilisés en radiologie, constitué d'une ampoule d'un verre insensible aux différences de températures et opaques aux rayons X, et mis sous vide. Cette ampoule contient une cathode et une anode. (Fig. 7)

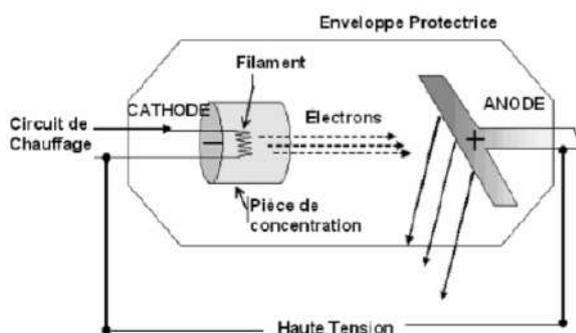


Figure 7 : Tube radiogène (3)

La cathode est la source des électrons. Il s'agit d'un filament en forme de spirale, composé de tungstène, qui s'échauffe lors de la mise en route du tube et génère alors les électrons par effet thermo-ionique. Ces électrons se dirigent vers l'anode car elle est chargée positivement. Le filament est contenu dans une pièce de concentration qui permet de focaliser les électrons vers l'anode. Ce déplacement de charge génère un courant électrique, de la cathode vers l'anode, appelé courant du tube et exprimé en mA. Ces électrons sont accélérés par une forte différence de potentiel entre l'anode et la cathode, exprimée en kV, délivré par un générateur haute tension.

L'anode est la cible des électrons et le lieu de production des rayons X. La surface de bombardement des électrons sur l'anode s'appelle le foyer. La surface de l'anode est oblique par rapport à la direction du faisceau d'électron de sorte que davantage de rayons X puissent sortir du tube.

Avant de traverser le corps étudié, les rayons X sont filtrés ou collimatés. Ceci permet l'élimination des rayons de trop faible énergie, qui ne traversent pas le corps, permettant ainsi un «durcissement du faisceau». Le faisceau va ensuite subir une collimation en deux parties, la première consiste à déterminer la largeur du faisceau, qui conditionne l'épaisseur de coupe, la deuxième a pour but d'éliminer le rayonnement diffusé qui parasite l'examen.

Ces rayons X sont alors recueillis, après passage au travers du patient, par des détecteurs se situant en face du tube à rayons X sur l'anneau, et ce sur 360°. (Fig. 8)

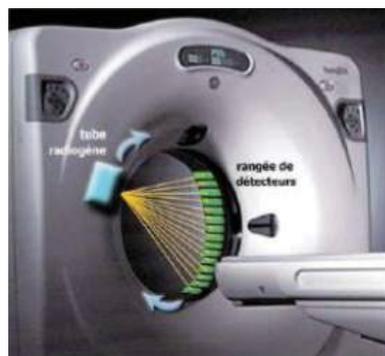


Figure 8 : Principe d'acquisition de l'image et du couple source-détecteurs de rayons autour d'un patient (4)

2. FORMATION DE L'IMAGE TOMODENSITOMETRIQUE (3)(4)

2.1. ACQUISITION DE L'IMAGE

La formation de l'image scanner repose sur la différence d'atténuation des rayons X d'un tissu à l'autre : $I = I_0 * e^{(-\mu * x)}$ avec :

μ : l'aptitude d'un matériau à absorber les rayons X incidents (exprimé en cm^{-1})

I_0 : intensité initiale du faisceau de rayons X

I_x : intensité du faisceau après avoir traversé une épaisseur X de matière

Les détecteurs captent cette nouvelle intensité I_x et peuvent alors mesurer le coefficient d'atténuation $\mu = \log(I_x/I_0)$. Les détecteurs convertissent les signaux des rayons X en signaux électriques, eux-mêmes convertis en informations numériques exploitables par les programmes de l'ordinateur.

2.2. TRAITEMENT ET RECONSTRUCTION DE L'IMAGE

L'objet étudié est sous une forme tridimensionnelle, alors que l'image construite par l'ordinateur va être sous forme bidimensionnelle, donc plane. L'unité de volume de l'objet étudié est le voxel. Il correspond à l'épaisseur de la coupe multipliée par le pixel, qui est le carré élémentaire de surface. A chaque pixel de l'image construite correspond un voxel. Le pixel calculé par l'ordinateur est égal à la moyenne des éléments contenus dans le voxel. (Fig. 9)

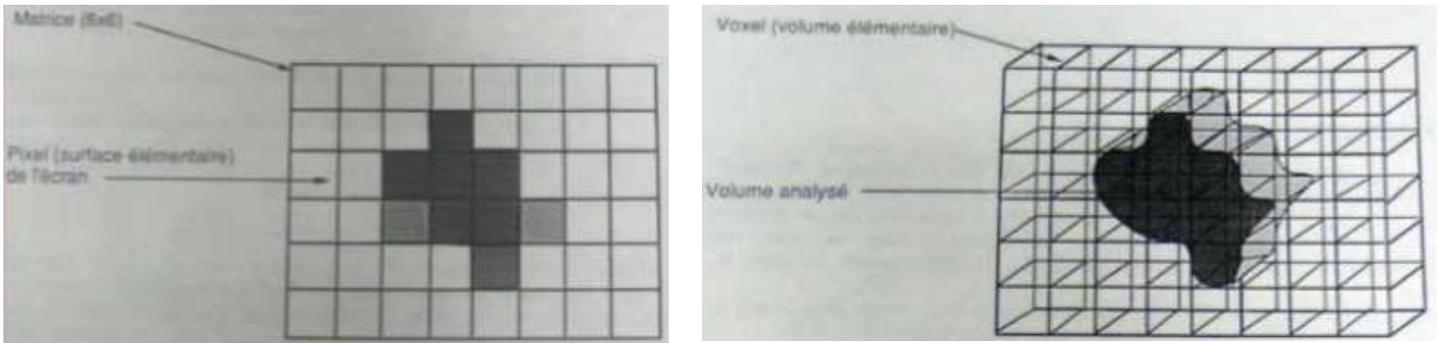


Figure 9 : Correspondance entre voxels et pixels (1)

L'accumulation des densités radiologiques sous différents angles et dans différentes directions permet de déterminer quelle est la participation de chaque voxel à l'atténuation globale, selon un calcul matriciel (Fig. 10). On obtient ainsi une coupe imagée dont chaque point est calculé à partir d'un traitement informatique.

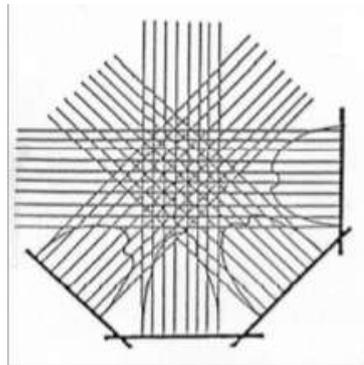


Figure 10 : Formation d'une matrice (1)

2.3. VISUALISATION DE L'IMAGE (6)

En fonction de sa densité, chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle des gris. Pour calculer les densités des pixels, on utilise le " nombre scanner " ou indice Hounsfield (UH = Unité Hounsfield) avec l'eau comme référence :

$$UH \text{ d'un corps A} = ((\mu A - \mu \text{ eau}) / \mu \text{ eau}) * 1000$$

L'ordinateur est capable de distinguer 2000 nuances de densité. Hounsfield les a classées dans une échelle portant son nom, de -1000 (qui correspond à la densité de l'air, en noir sur l'écran) à +1000 (qui correspond à la densité de l'os dense, en blanc sur l'écran), la valeur 0 correspondant à la densité de l'eau (*Fig. 11*). Notons que récemment, l'échelle a été étendue de -1000 à +3000 pour l'étude des os. Si le faisceau a été fortement atténué, le pixel sera blanc car le corps est radio-opaque, alors que si le signal a été peu atténué le pixel correspondant sera noir, le corps étant radio-transparent.

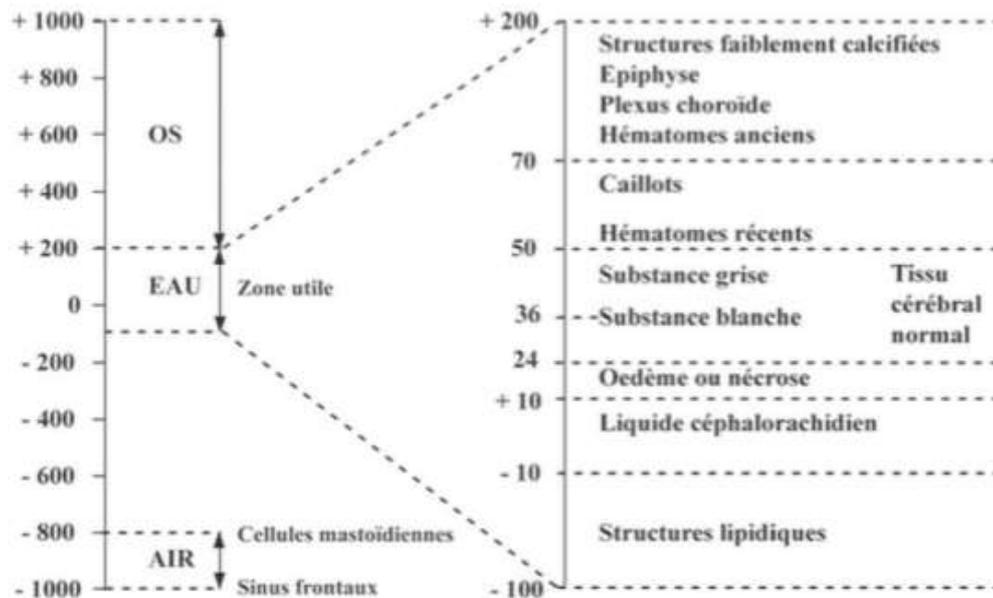


Figure 11 : Echelle d'Hounsfield (6)

Cette échelle est trop étendue pour l'œil humain qui ne distingue que 15 à 20 nuances de gris. Si l'on affecte 15 nuances aux 2000 densités discernables par l'appareil, une seule nuance regroupe de nombreuses densités et l'image perd en précision. Ainsi, il est préférable de ne présenter qu'une partie de l'échelle appelée « fenêtre » et caractérisée par un niveau et une largeur (*Fig. 12*). La largeur détermine les bornes extrêmes de celle-ci. Plus la fenêtre est étroite, plus la discrimination est importante, et plus il est possible de différencier des structures de densités très proches. Le niveau correspond à la densité sur laquelle on centre l'intervalle, c'est-à-dire la médiane de la fenêtre. Si la fenêtre est large, le déplacement du niveau modifie la luminosité globale de l'image. Si la fenêtre est étroite, le déplacement du niveau permet de concentrer l'étude des contrastes sur un petit nombre de pixels différents.

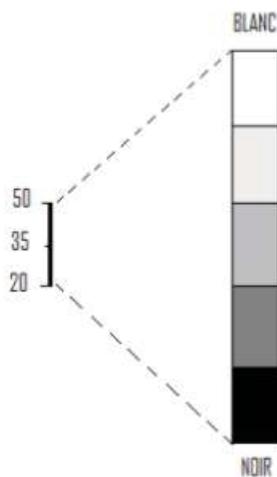


Figure 12 : Notion de fenêtre et de niveau (7)

Dans cet exemple, le niveau de la fenêtre choisie est + 35 et la largeur de la fenêtre choisie est 30. Ainsi, toutes les valeurs supérieures à + 50 sont confondues dans le blanc et toutes les valeurs inférieures à + 20 sont confondues dans le noir.

Le travail d'images peut alors être réalisé grâce à l'enregistrement et au stockage des données, il est ainsi possible d'obtenir de nombreuses images en changeant les caractéristiques de la fenêtre à partir d'une même acquisition. Cela permet de travailler de façon différée à la réalisation de l'examen.

On distingue en général deux types de fenêtre : les fenêtres de type «os» qui permettent de repérer les reliefs et la structure du tissu osseux, et les fenêtres de type «tissus mous» destinées comme leurs noms l'indiquent aux organes peu calcifiés (*Fig. 13*). Les fenêtres «os» sont des fenêtres très larges (toute la largeur de l'échelle de Hounsfield est en général choisie) afin de couvrir tous les types d'os, ce qui offre une bonne résolution spatiale mais un contraste réduit (les tissus mous ne peuvent pas être différenciés des fluides). Les fenêtres «tissus mous» sont des fenêtres assez étroites, pour maximiser le contraste au détriment de la résolution spatiale, fenêtres que l'on centre autour du coefficient d'absorption du tissu intéressant. Ainsi on peut différencier les muscles (40-60 HU) des fluides (0-30 HU). Enfin, il est possible de retravailler les images, en mesurant diverses formations, en faisant des zooms, en évaluant le coefficient d'absorption d'une zone intéressante ce qui permet de déterminer la composition probable du tissu : cela peut permettre de différencier des structures avec une même atténuation visible (ex minéralisation et hémorragie). Par ailleurs, l'injection de produit de contraste peut être réalisée afin d'améliorer la résolution en contraste en renforçant l'atténuation des vaisseaux ou de certains tissus.

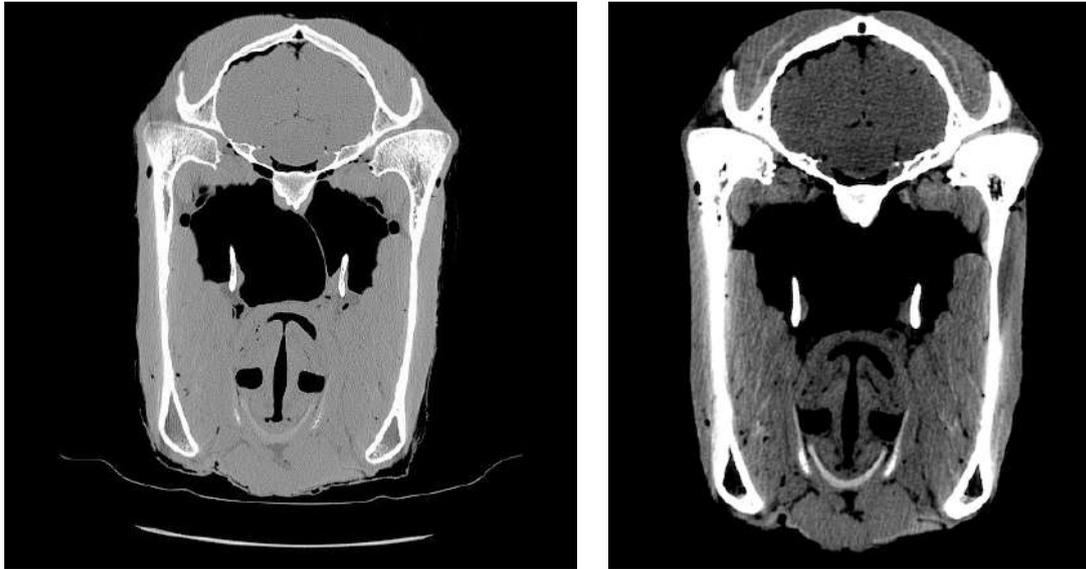


Figure 13 : Exemples d'images tomodensitométriques d'une tête de cheval sain en regard de l'articulation temporo-mandibulaire : à gauche en fenêtre « os » et à droite en fenêtre « tissus mous » (issues de la série d'images légendées dans le cadre de cette thèse)

3. EVOLUTION (8)(9)

La première génération présentait un unique détecteur qui tournait en même temps que le faisceau de rayon X. Le mouvement de rotation était composé de deux mouvements : une translation horizontale suivie d'une rotation d'un angle inférieur à 1° . Le temps de réalisation d'une coupe était alors supérieur à 6 minutes.

Avec la deuxième génération de scanner, le tube à rayons X est solidaire d'un système de détection constitué d'une rangée (ou barette) de détecteurs disposée en arc de cercle, ce qui permet des mesures suivant plusieurs incidences. Une rotation se fait alors sur un pas de 20° , limitant le nombre de rotations et réduisant ainsi le temps d'acquisition de l'image à 20 secondes.

La troisième génération de scanner apparaît en 1992, grâce à l'acquisition hélicoïdale dans les appareils (*Fig. 14(a)*). L'ensemble tube-détecteurs tourne sans interruption autour du patient, placé sur une table qui avance simultanément au sein du portique. Cela permet une émission continue de rayon X, alors qu'auparavant le déplacement se faisait coup par coup entre chaque coupe, l'acquisition hélicoïdale a ainsi permis de réduire considérablement la durée de l'examen. Un algorithme de reconstruction permet de restaurer une coupe plane à partir de multiples projections du balayage hélicoïdal. Les données de chaque coupe sont obtenues par interpolation des données de cette acquisition. L'épaisseur de la coupe et la vitesse de déplacement de la table sont des constantes d'acquisition tandis que l'espacement entre chaque coupe est une variable de reconstruction : le choix de l'espacement n'interfère donc pas avec la

durée de l'acquisition ou l'irradiation du patient. Cela permet de réaliser des coupes plus fines voire chevauchées, offrant une meilleure résolution spatiale et la possibilité de nombreuses techniques de post-traitement telles que la reconstruction d'images multiplanaires, 3D (Fig. 15), la production de séquences vidéos, d'endoscopies virtuelles, etc. Les reconstructions multiplanaires et 3D sont d'une aide primordiale dans l'évaluation de la tête du cheval.

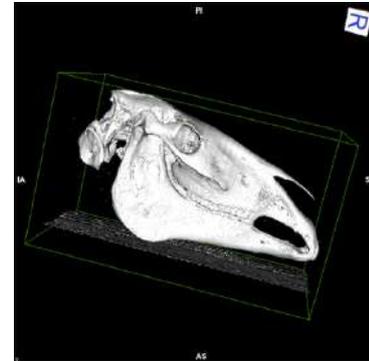


Figure 14 (à gauche) : Acquisition hélicoïdale en tomographie assistée par ordinateur (4)
Figure 15 (à droite) : Exemple de reconstruction 3D (à partir de la série d'images légendées dans cette thèse)

Les scanners volumiques, c'est-à-dire à plusieurs rangées (barettes) de détecteurs, ont encore amélioré la technologie par rapport au scanner hélicoïdal monobarette. Le faisceau de rayons X analysé par le système de détection présente une forme de pyramide, avec une forme en éventail dans le plan de coupe (comme les scanners des générations précédentes) mais aussi dans l'axe de déplacement de la table. Les données provenant des différentes rangées sont réunies au travers d'un canal, pour alimenter les systèmes d'acquisition des données (DAS ou Data Acquisition System) (Fig. 16). Le nombre de canaux définit le nombre maximal de coupes, ainsi ces appareils permettent d'obtenir 4, 8 ou 16 coupes simultanément sur une rotation. Il faut noter que la projection en pyramide du faisceau de rayon X est indispensable pour couvrir une plus grande surface d'analyse et reconstituer plus d'images en simultanée en une seule rotation du portique. Mais ceci représente aussi un inconvénient : si les rangées centrales de détecteurs sont atteintes perpendiculairement à l'axe de rotation, les rangées les plus externes reçoivent un rayonnement ayant parcouru un chemin oblique. Ce parcours présente deux conséquences : l'efficacité du système de détection est réduite, et la largeur de volume du sujet traversé peut devenir plus importante que la largeur des détecteurs, ce qui diminue ainsi la qualité de l'image reconstruite. Les constructeurs atténuent cet inconvénient en augmentant progressivement la taille des détecteurs en fonction de leur éloignement par rapport à la perpendiculaire de l'axe de rotation. Finalement, les scanners volumiques présentent trois atouts significatifs par rapport au scanner monobarette : temps d'acquisition réduit grâce à l'augmentation de la vitesse de rotation associés à une augmentation de la puissance de calcul,

amélioration de la résolution spatiale, épaisseur de coupe variable à partir d'une seule et même acquisition.

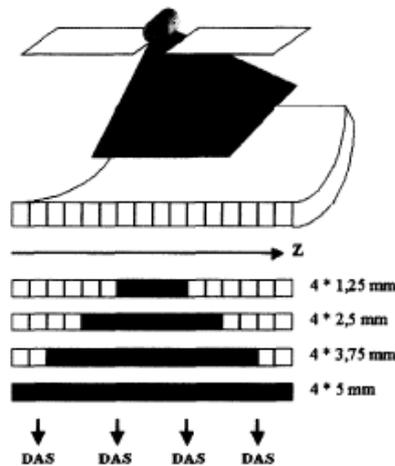


Figure 16. : Schéma d'un détecteur matriciel composé de 16 rangées de capteurs et munis de 4 canaux de détection (9)

IV. QUALITE DE L'IMAGE ET ARTEFACTS

Comme dans toutes les techniques d'imagerie, l'interprétation des images obtenues doit être précédée par une évaluation de leur qualité, à l'aide de quatre critères principaux : le rapport signal/bruit, la résolution en contraste, la résolution spatiale et l'épaisseur de coupe ; mais il faut également savoir identifier les artefacts possibles afin de ne pas réaliser une interprétation erronée.

1. CRITÈRES DE QUALITÉ DE L'IMAGE

1.1. LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT (1)

Le rapport signal sur bruit doit être le plus grand possible car le bruit nuit considérablement à la qualité de l'image en détériorant le contraste et la résolution spatiale. Il est dû à l'aspect non homogène, non stable d'un rayonnement X (bruit quantique). Pour le diminuer, la solution est d'augmenter la quantité de rayons X, mais ceci augmente aussi les effets nocifs de ces rayons.

1.2. RESOLUTION EN CONTRASTE (1)

C'est le plus faible contraste de densité décelable par l'appareil. Ainsi, le scanner ayant un pouvoir de résolution en contraste élevé, il permet de différencier des structures à faible contraste comme des structures parenchymateuses et liquidiennes et même la différenciation

des parenchymes entre eux, ce qui est impossible en radiographie conventionnelle. Si l'épaisseur de coupe diminue, la résolution en contraste augmente.

1.3. RESOLUTION SPATIALE (1)

Elle permet de déterminer le plus petit détail visible. Elle dépend directement de la taille du voxel, de l'épaisseur des coupes, du champ d'exploration et de la matrice. En effet, afin d'augmenter la résolution spatiale, nous pouvons diminuer le voxel, diminuer l'épaisseur de la coupe, diminuer le champ d'exploration à matrice égale et augmenter la matrice à champ d'exploration égal.

Ainsi, nous pouvons constater que de très nombreux facteurs influent sur la qualité de l'image. Tout ce qui améliore le rapport signal sur bruit améliore la qualité. Mais tous ces facteurs jouent sur la dose de rayons X, et ces doses ne peuvent être augmentées sans risque pour le patient. Il y a donc un équilibre à la qualité de l'image pour laquelle chaque constructeur s'efforce de trouver la meilleure solution.

1.4. ARTEFACTS

Ils correspondent à des parasites plus ou moins structurés de l'image construite mais qui n'existent pas au niveau de l'objet. Certains sont facilement identifiables, d'autres sont plus insidieux et peuvent altérer la qualité diagnostique voir provoquer une erreur diagnostique. La forme particulière de la tête du cheval et les sinus sont à l'origine d'artefacts, tels que les artefacts de volume partiel et de durcissement du faisceau. Les régions les plus affectées par les artefacts sont le tronc cérébral, les voies nasales, la région sublinguale et les muscles masséters. De plus, comme nous l'avons vu plus haut, le coefficient d'absorption d'une zone intéressante peut permettre de déterminer la composition probable du tissu, mais celui-ci peut être faussé par la présence d'artefact, il faut donc être prudent. **(10)**

1.4.1. ARTEFACTS DE DURCISSEMENT DE FAISCEAU (11)

Les artefacts de durcissement de faisceau apparaissent lorsque les rayons X rencontrent une transition trop abrupte d'épaisseur et de densité. Les photons de basse énergie sont plus absorbés que les photons de haute énergie : l'énergie moyenne du faisceau augmente après le passage de l'objet. Ainsi les détecteurs calculent de manière erronée que le faisceau a traversé un tissu moins dense : ces artefacts prennent donc la forme de plages hypo-denses.

Ils sont très fréquents en imagerie de la tête du cheval au niveau de la fosse caudale du cerveau, à cause de la partie pétreuse épaisse de l'os temporal : le cervelet et une partie du tronc cérébral ne sont pas parfaitement visualisables car ils se trouvent sous une importante couche osseuse (Fig.17). Ils sont également fréquents au niveau des racines dentaires et de l'os alvéolaire. Pour minimiser cet artefact lors de l'imagerie de la tête, on peut entre autres augmenter la tension, et diminuer l'épaisseur des coupes lors de l'acquisition, puis les regrouper pour avoir des coupes plus épaisses lors de l'interprétation. (12)



Figure 17 : Exemple d'artefact de durcissement du faisceau (flèches blanches) au niveau de l'os temporal pétreux (13)

1.4.2. ARTEFACTS DE VOLUME PARTIEL (14)

Quand dans un voxel, coexistent deux structures de densités très différentes, la valeur Hounsfield calculée sera intermédiaire aux valeurs des deux structures et ne reflète pas exactement la nature de l'objet (Fig.18). Cet effet est donc plus marqué lorsque la coupe est épaisse et les milieux en contact très différents. La solution serait de diminuer l'épaisseur de coupe.



Figure 18 : Exemple d'artefact de volume partiel : la surface courbe de la branche de la mandibule apparaît hypodense et floue (flèches blanches) (13)

1.4.3. ARTEFACTS METALLIQUES (14)

Ils résultent d'objets métalliques au niveau de la zone irradiée. Un objet métallique (plomb, balle, clip...) dans la coupe entraîne des altérations des mesures de densité. Ayant un coefficient d'absorption élevé, ces objets sont mal analysés par les détecteurs et l'ordinateur. L'artefact se traduit par une déformation de l'image, avec des zones noires ou très brillantes et des traits irradiants à partir de l'objet, il s'agit d'une image « en étoile » (*Fig.19*). La solution serait de changer l'angle d'incidence pour exclure ce corps étranger.



Figure 19 : Exemple d'artefact métallique dû au fer du pied du cheval (13)

1.4.4. ARTEFACTS DE MOUVEMENTS (14)

Ils résultent d'un mouvement de l'objet examiné et donne une image floue par un dédoublement des contours de différentes structures. C'est ce qu'on appelle le flou cinétique. En médecine vétérinaire, le patient est sous anesthésie générale afin d'éviter les mouvements volontaires. En revanche, le problème peut persister à cause des mouvements involontaires, comme la respiration, les battements cardiaques...

1.4.5. ARTEFACTS CIRCULAIRES (14)

Lors des mouvements circulaires du tube par rapport aux détecteurs, certains détecteurs défaillants peuvent donner des artefacts avec un aspect de stries concentriques sur l'image, cet artefact punctiforme dû au mouvement circulaire peut être pris pour une lésion.

1.4.6. ARTEFACTS DE DEBORDEMENT DE CHAMP (14)

Les artefacts de débordement de champ sont des zones hyperdenses en bordure de coupe. Ces zones apparaissent lorsque la zone d'intérêt sort du champ de mesure. Il est donc très important de bien adapter la taille du champ.

2. PARAMETRES TECHNIQUES INFLUENÇANT LA QUALITE DE L'IMAGE (3)(1)

Les réglages de l'appareil possibles sont :

➤ **la tension (kV) :**

C'est la différence de potentiel appliquée entre les bornes du tube, qui permet l'accélération des électrons en direction de l'anode. Plus les électrons arrivent vite, plus l'énergie des rayons X générés est élevée donc plus le pouvoir de pénétration des rayons X est fort. Plus la tension augmente, plus le noircissement augmente et plus le contraste diminue. En effet, si la tension est élevée, on favorise l'effet Compton et les rayons X sont moins absorbés, donc le contraste diminue.

➤ **le temps d'exposition (s) :**

Plus il augmente, plus la quantité de rayons X augmente, plus le noircissement de l'image augmente. Il doit être réduit au maximum selon les principes de radioprotection.

➤ **l'intensité du courant (mA) :**

C'est l'intensité du courant du tube à rayons X. L'intensité module le nombre d'électrons, donc la quantité de rayons X produits, et le noircissement de l'image finale. Le produit de l'intensité par le temps, soit le débit de rayons X, est une constante (mA/s). Ainsi, en ajustant l'intensité, il est possible de diminuer le temps d'exposition.

➤ **le nombre de coupes et l'espacement entre elles :**

Ces paramètres dépendent de la région à étudier. Le choix de l'espacement entre les coupes conditionne l'existence de zones aveugles. En effet, les coupes peuvent être séparées par une zone aveugle si la distance entre deux coupes est supérieure à la largeur de la coupe, jointives si l'espacement est égal à la largeur des coupes, ou chevauchantes si l'espacement est inférieur à la largeur des coupes.

➤ **la direction des coupes**

➤ **l'épaisseur des coupes :**

Le choix de l'épaisseur de la coupe (cela va généralement de 1mm à 10 mm pour les scanners utilisés en médecine vétérinaire) est un compromis. Plus la coupe est fine, plus l'image est détaillée avec une bonne résolution en contraste et une bonne résolution spatiale, mais l'image est moins qualitativement agréable à l'œil et il faut plus de rayons X incidents pour garder un bon rapport signal / bruit.

➤ **le champ :**

Il s'agit du diamètre de la tranche anatomique visualisée sur l'image. Plus le champ est limité, meilleure sera la définition de l'image.

B. PRINCIPE DE L'IRM

L'IRM est une technique d'imagerie sectionnelle en trois dimensions, utilisant un champ magnétique intense. Son principe physique repose sur l'analyse des propriétés électromagnétiques des noyaux d'hydrogène (protons), éléments extrêmement abondants dans l'organisme (principalement sous forme d'eau) et dont la densité varie avec le type de tissu.

Compte tenu de la complexité de l'IRM, la parfaite compréhension des images obtenues impose l'acquisition de connaissances théoriques relativement poussées qui seules permettent une interprétation approfondie des résultats. Cette partie a donc pour objet de détailler précisément les principes physiques qui sont à la base de l'obtention d'une image IRM. Cependant, des spécialistes sont spécifiquement formés pour assister le praticien dans la lecture des images, ainsi si la maîtrise de ce chapitre est souhaitable, elle n'est pas indispensable dans le cadre de la lecture de cette thèse.

I. HISTORIQUE

La résonance magnétique nucléaire (RMN) est une technique en développement depuis une cinquantaine d'années. Le phénomène physique a été conceptualisé en 1946 par Bloch et Purcell, prix Nobel de physique en 1952. Puis, au cours des années 70, Paul Christian Lauterbur a acquis pour la première fois une image provenant d'un appareil IRM. Les nombreux intérêts présentés par ce nouvel outil l'inciteront à le développer avec l'aide de son collègue Peter Mansfield. Ces travaux de perfectionnement aboutiront à deux prix Nobel et à la démocratisation des premières machines IRM pour la médecine humaine à compter du début des années 80. De nos jours et après trente ans d'évolution, l'IRM est devenue l'une des techniques majeures de l'imagerie médicale moderne, potentiellement appelée à des développements importants. **(15)**

Les premières études d'IRM réalisées sur des chevaux ont été faites sur des membres de cadavres par le docteur Richard Parc, en 1987, à l'université de l'état du Colorado (Etats-Unis). En 1997, l'université de Washington a acquis les premières images d'IRM sur cheval vivant, sous anesthésie générale, à l'aide d'une machine humaine de 1 Tesla. C'est en 1999 qu'un site français, le Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines (CIRALE), s'est équipé d'un IRM dédié aux chevaux. **(16)**

II. NOTIONS ELEMENTAIRES DE RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE

1. LE SPIN NUCLEAIRE (17)(18)

A l'échelle de l'atome, les nucléons, soit les protons et les neutrons, sont animés d'un mouvement individuel de rotation autour d'un axe passant par leur centre. Une particule qui tourne induit autour d'elle un moment cinétique (ou "spin" qui signifie "tourner sur soi-même" en anglais), aligné sur son axe de rotation et représenté par le vecteur \vec{S} . Une charge qui tourne induit un champ magnétique, appelé moment magnétique, lié au moment cinétique, et également aligné sur son axe de rotation. Ce moment magnétique est représenté par un vecteur d'aimantation microscopique $\vec{\mu}$ (Fig.20).

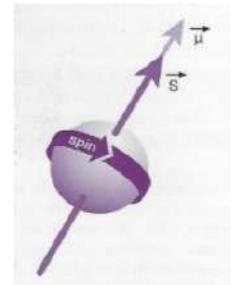


Figure 20 : Moment magnétique et vecteur d'aimantation microscopique $\vec{\mu}$ (17)

Bien que le neutron soit électriquement neutre, il possède également un moment magnétique. En effet, les nucléons sont constitués de trois quarks, des sous-molécules positives ou négatives en rotation, mais dont les charges électriques ne sont pas équivalentes. La répartition en quarks positifs ou négatifs détermine le moment magnétique global du nucléon (celui du neutron représente environ 2/3 de celui du proton), et induit une résultante de charges électriques positive pour le proton, nulle pour le neutron. Ainsi, le nucléon peut être assimilé à un dipôle magnétique, c'est-à-dire à un petit aimant avec un pôle positif et un pôle négatif, animé d'un mouvement de rotation.

Au sein du noyau de l'atome, les nucléons se répartissent sur différentes couches d'énergie. Sur ces couches, les neutrons d'une part, et les protons d'autre part, s'apparient tels des aimants et leurs moments magnétiques s'annulent deux par deux, dans le but de maintenir un niveau d'énergie nucléaire peu élevé et le plus stable possible. De ce fait, seuls les atomes avec un nombre impair de nucléons possèdent un moment magnétique « total » qu'on qualifie d'intrinsèque ou élémentaire (Fig.21).

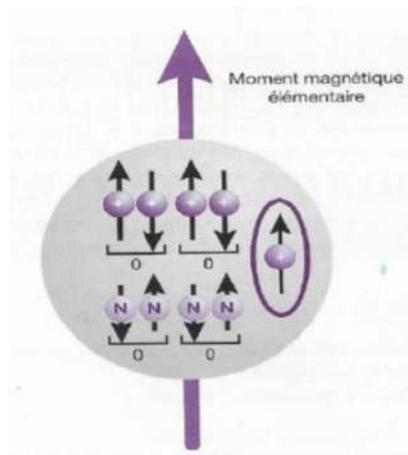


Figure 21 : Moment magnétique élémentaire (17)

Par conséquent, les principaux noyaux d'intérêt biologique possédant des propriétés magnétiques sont ceux de l'atome d'hydrogène (^1H), de l'isotope du carbone (^{13}C), du fluor (^{19}F), du phosphore (^{31}P) et du sodium (^{23}Na). Seul le noyau d'hydrogène joue un rôle important en imagerie médicale car il représente les deux tiers des atomes de l'organisme et il possède un moment magnétique intrinsèque élevé donnant lieu à un phénomène de résonance très net.

2. PHENOMENE DE RESONANCE MAGNETIQUE (19)

En l'absence d'un champ magnétique externe, les protons d'un échantillon tissulaire, de vecteur d'aimantation microscopique $\vec{\mu}$, sont orientés aléatoirement dans toutes les directions de l'espace. Le vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} résultant de la somme de tous les vecteurs d'aimantation microscopique ($\sum \vec{\mu}$) est donc nul (Fig.21). La résonance magnétique nucléaire (RMN) consiste à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action conjointe de deux champs magnétiques :

- \mathbf{B}_0 : champ magnétique statique fixe élevé
- \mathbf{B}_1 : champ électromagnétique tournant = onde électromagnétique ou de radiofréquence (onde RF)

2.1. MODELE CLASSIQUE DU PHENOMENE DE RESONANCE MAGNETIQUE

2.1.1 CHAMP MAGNETIQUE PRINCIPAL \vec{B}_0 : VECTEUR D'AIMANTATION MACROSCOPIQUE \vec{M} A L'EQUILIBRE

Soumis à un champ magnétique externe \vec{B}_0 , les protons s'orientent selon la direction de ce dernier, soit dans le même sens (dit parallèle, ou de niveau de basse énergie E_1 (cf plus loin

selon le modèle quantique)), soit dans le sens contraire (dit antiparallèle, ou de niveau de haute énergie E2). Il y a un peu plus de protons parallèles à \vec{B}_0 qu'antiparallèles (statistique de Boltzmann). Mais cette différence, liée à la force du champ magnétique et à la température, est très petite : à 0.5 Tesla et à température corporelle, elle est de l'ordre de 2 par million (500002 protons parallèles et 500000 protons antiparallèles). Cette différence suffit à produire un signal RMN à l'échelle tissulaire et va être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} (Fig.22).

NB: Par convention, \vec{B}_0 correspond à l'axe vertical Oz du système de référence orthonormé.

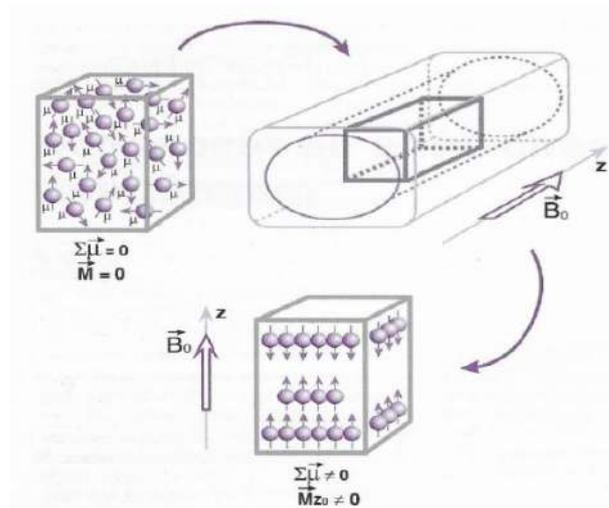


Figure 22 : Effet de l'application d'un champ magnétique externe \vec{B}_0 (19)

Les protons ne sont en fait pas parfaitement alignés selon \vec{B}_0 , mais décrivent un double cône autour de l'axe \vec{B}_0 : c'est le mouvement de précession (Fig.23). La vitesse de précession est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique. On la caractérise par la fréquence angulaire de précession (ou fréquence angulaire de Larmor), soit par le nombre de rotation par seconde :

$\omega_0 = \gamma B_0$, **équation de Larmor**, avec γ = rapport gyromagnétique spécifique à chaque noyau.

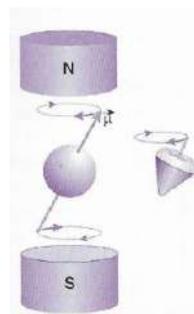


Figure 23 : Mouvement de double cône d'un proton soumis au champ magnétique externe \vec{B}_0 (19)

Le moment magnétique d'un proton peut être décomposé en une composante longitudinale et une composante transversale. Le mouvement de précession se traduit ainsi par une rotation de la composante transversale autour de l'axe longitudinal.

Lorsqu'on considère un groupe de spins, il y a une aimantation longitudinale résultante (notée \vec{M}_z) dans la même direction et le même sens que \vec{B}_0 , mais les mouvements de précession des spins ne sont pas en phase : les composantes transversales de chaque proton s'annulent et il n'y a donc pas d'aimantation transversale résultante dans le plan xOy ($\vec{M}_{xy} = 0$) (Fig.24).

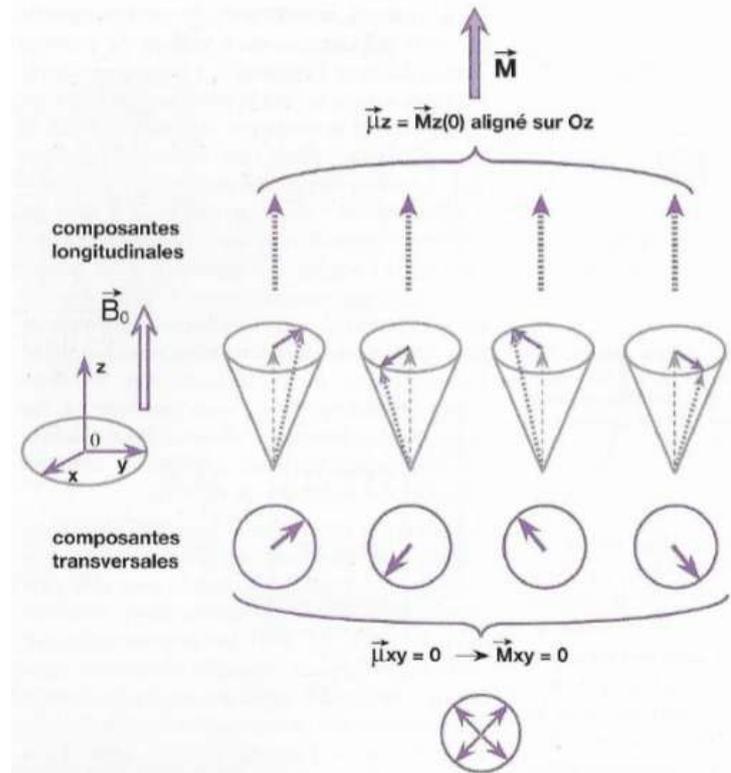


Figure 24 : Notion de composante longitudinale \vec{M}_z et de composante transversale \vec{M}_{xy} du vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} (19)

\vec{M} n'est pas mesurable directement à l'équilibre (selon Oz) car il est très petit par rapport à B_0 . Pour pouvoir le mesurer, il faut le basculer dans le plan xOy (hors de sa position d'équilibre), grâce à un deuxième champ magnétique, soit l'onde de radiofréquence (RF).

2.1.2. CHAMP MAGNETIQUE TOURNANT \vec{B}_1 OU ONDE RF : PERTURBATION DE L'ETAT D'EQUILIBRE

L'état d'équilibre que nous venons de décrire peut être perturbé par l'apport d'énergie d'un champ magnétique tournant \vec{B}_1 , appliqué selon Ox dans le plan xOy. Pour qu'il y ait transfert d'énergie, il faut que la fréquence de rotation ω_T du champ magnétique tournant soit

égale à la fréquence de Larmor ω_0 , spécifique des protons dans le champ \vec{B}_0 : on dit que les deux systèmes sont en résonance. On peut citer deux exemples qui illustrent la résonance entre deux systèmes : dans le domaine acoustique, des sons de fréquence adaptée peuvent faire vibrer un verre de cristal ; dans le domaine mécanique, une troupe marchant à pas cadencé peut entraîner des oscillations verticales d'un pont suspendu, jusqu'à sa rupture (exemple : pont de la Basse-Chaîne à Angers en 1850).

Le vecteur macroscopique \vec{M} , tout en continuant à précesser autour de \vec{B}_0 (Oz) à la fréquence angulaire $\omega_0 = \gamma B_0$, va se mettre également à précesser autour de \vec{B}_1 (Ox) à la fréquence angulaire $\omega_1 = \gamma B_1$. Lors de ce mouvement de double précession, il y a diminution de la composante longitudinale \vec{M}_z de l'aimantation et augmentation de la composante transversale \vec{M}_{xy} (Fig.25).

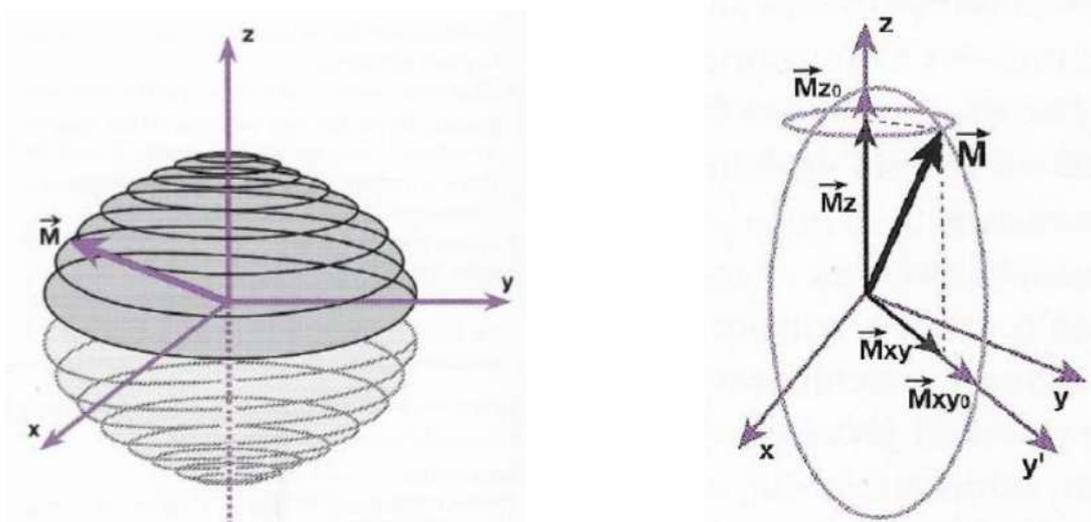


Figure 25 : *Mouvement de double précession du vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M}*
(19)

En pratique, le champ magnétique \vec{B}_1 ou onde RF n'est appliqué que pendant des périodes de courte durée de quelques millisecondes : on parle d'**impulsion de RF** ou **excitation**. La valeur de l'angle de basculement θ est fonction de la durée de l'impulsion de RF et de l'intensité de \vec{B}_1 . On utilise le plus souvent des impulsions de 90° ou 180° . Une impulsion de 90° fait basculer \vec{M} dans le plan xOy (Fig.26(a)). Une impulsion de 180° provoque une inversion de \vec{M} (Fig.26(b)).

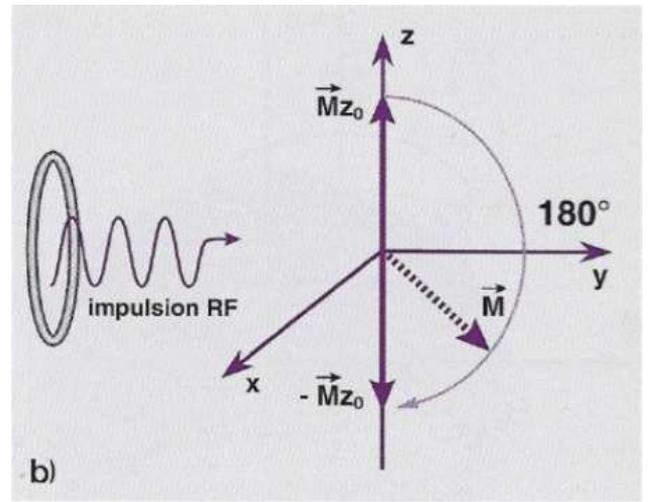
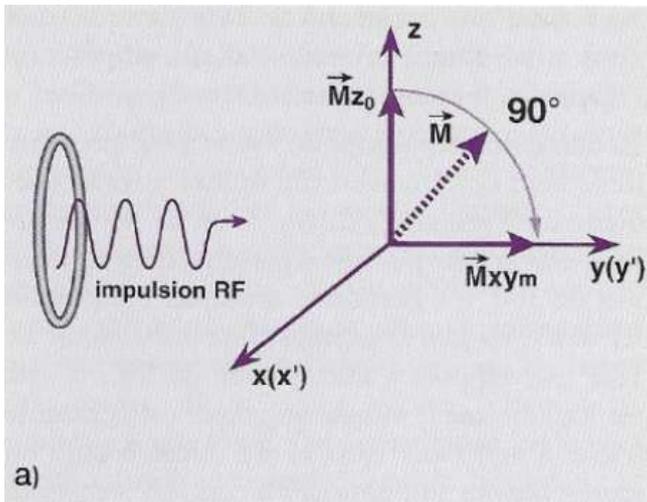


Figure 26 : Effets des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} (modèle classique) (19)

Lorsque l'émission de radiofréquence est interrompue, soit à la fin de l'excitation, le vecteur \vec{M} va retourner à l'état d'équilibre avec une diminution rapide de la composante transversale M_{xy} et une repousse progressive de la composante longitudinale M_z : ce sont les phénomènes de relaxation. Ces deux phénomènes de relaxation font intervenir des mécanismes différents (détaillés par la suite).

2.2. MODELE QUANTIQUE DU PHENOMENE DE RESONANCE MAGNETIQUE

Nous avons vu précédemment que lorsqu'un proton est placé dans un champ magnétique \vec{B}_0 , son moment cinétique (donc également son moment magnétique) ne peut avoir que deux orientations possibles, qui correspondent en fait à deux niveaux d'énergie :

- Dans le sens de B_0 : état « up », parallèle, niveau de basse énergie E_1 . C'est le niveau fondamental, de meilleure stabilité, avec $E_1 = -\gamma h B_0 / 4\pi$, ($h = \text{constante de Planck}$).
- Dans le sens contraire de B_0 : état « down », antiparallèle, niveau de haute énergie E_2 . C'est le niveau excité, de moindre stabilité, avec $E_2 = \gamma h B_0 / 4\pi$.

Il faut rappeler qu'il y a un peu plus de protons parallèles à \vec{B}_0 (4 protons sur 2 millions) qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} . A l'équilibre, les protons s'alignent selon \vec{B}_0 , précessant autour de \vec{B}_0 avec un angle donné, faisant apparaître une composante longitudinale \vec{M}_z , notée \vec{M}_{z_0} à l'équilibre. De plus, il y a «dispersion» des composantes transversales élémentaires dans différentes directions car les protons sont déphasés : il n'y a pas de composante transversale \vec{M}_{xy} résultante. Cet état d'équilibre, avec ses deux populations de protons, correspond à un équilibre thermique qui

maintient en permanence une transition entre les deux niveaux d'énergie, tout en conservant le même nombre de protons parallèles en excès à champ magnétique constant.

La différence d'énergie entre les deux niveaux est égale à $\Delta E = E_1 - E_2$. L'application d'un champ magnétique fournissant une quantité d'énergie exactement égale à ΔE permet d'induire des transitions du niveau E_1 vers un niveau E_2 et donc de modifier l'orientation de \vec{M} . Par ailleurs l'énergie E d'une onde électromagnétique est directement proportionnelle à sa fréquence : $E = h\nu_r$. Or pour que $E = \Delta E$, on montre facilement que ν_r doit être égale à ν_0 (ou $\omega_r = \omega_0$). Il y a ainsi une cohérence entre les approches classique et quantique dans la condition de résonance.

Au cours de l'application de l'impulsion RF, il va y avoir transition de protons du niveau de basse énergie E_1 vers le niveau de haute énergie E_2 . Lorsque la moitié des protons en surnombre est passé du niveau E_1 au niveau E_2 , il y a égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie (autant de protons parallèles qu'antiparallèles) et disparition de la composante longitudinale $\vec{M}_z = 0$, ce qui correspond à une impulsion de 90° . Lorsque tous les protons en surnombre sont passés du niveau E_1 au niveau E_2 , il y a inversion de la composante longitudinale $\vec{M} = -\vec{M}_z$, ce qui correspond à une impulsion de 180° (Fig.27).

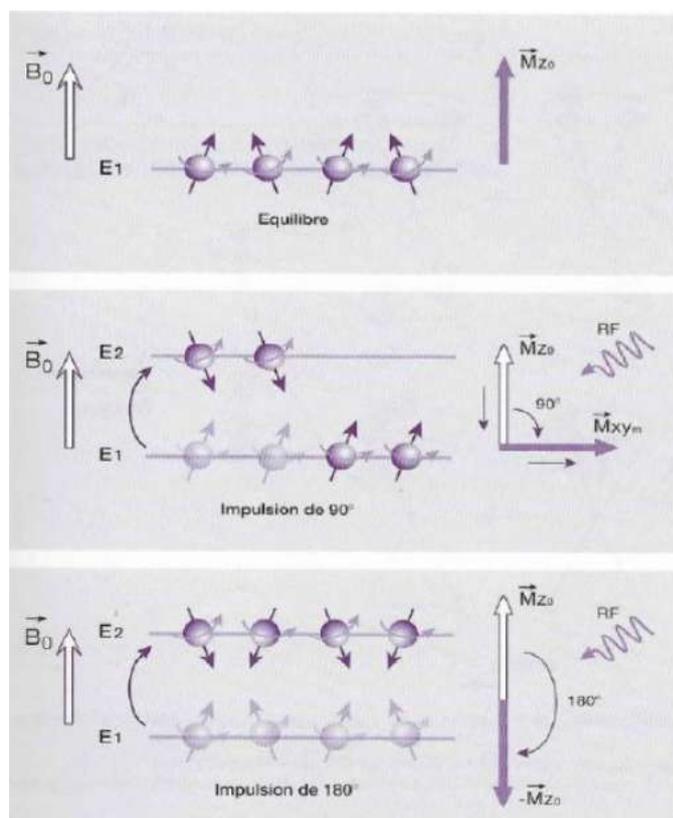


Figure 27 : Effet des impulsions RF sur le vecteur macroscopique \vec{M} (modèle quantique) (19)

Lorsque les protons 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 (*Fig.28*).

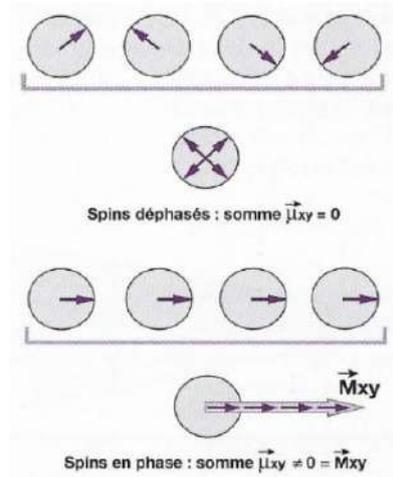


Figure 28 : Rephasage des spins (19)

Ainsi, l'impulsion RF, par deux mécanismes bien distincts mais simultanés, va jouer sur la composante longitudinale et la composante transversale de \vec{M} (*Fig.10*). Cet état est instable donc un retour à l'état d'équilibre s'effectue dès la fin de l'excitation, ce sont les phénomènes de relaxation (*Fig.29*) :

- Déphasage rapide des spins : décroissance rapide de la composante transversale \vec{M}_{xy} (\vec{M}_T).
- Transitions progressives inverses de E2 vers E1 : repousse progressive de la composante longitudinale \vec{M}_z (\vec{M}_L).

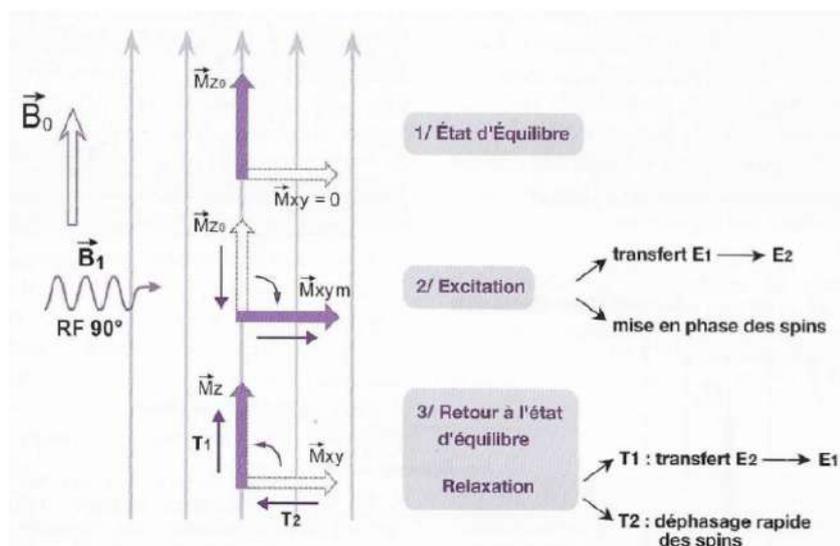


Figure 29 : Interactions entre l'onde de radiofréquence et les protons placés dans le champ B_0 (20)

3. LES PHENOMENES DE RELAXATION (20)

Suite à l'arrêt de l'application de l'onde RF, l'aimantation nucléaire retourne à sa position d'équilibre : la repousse progressive de l'aimantation longitudinale (\vec{M}_L) correspond à la relaxation T1 et la décroissance rapide de l'aimantation transversale (\vec{M}_T) correspond à la relaxation T2.

3.1. LA RELAXATION LONGITUDINALE OU T1 = RELAXATION SPIN-RESEAU

L'excitation par impulsion RF de 90° a pour conséquence de faire disparaître la composante longitudinale \vec{M}_z du vecteur d'aimantation tissulaire \vec{M} par égalisation des spins sur les deux niveaux d'énergie. Dès l'arrêt de l'impulsion RF, il va y avoir retour à l'état d'équilibre. L'aimantation longitudinale \vec{M}_z repousse progressivement : c'est la **relaxation longitudinale**.

On l'appelle également **relaxation spin-réseau** car ce phénomène s'accompagne, lors du retour des protons du niveau de haute énergie E2 sur le niveau de basse énergie E1, d'une émission d'énergie (restitution de l'énergie absorbée lors de l'excitation) par échange thermique avec le milieu moléculaire environnant, aussi appelé réseau.

La relaxation longitudinale est aussi appelée **relaxation T1** car la repousse de l'aimantation longitudinale se fait selon une exponentielle croissante où la constante de temps T1 (ms) est caractéristique d'un tissu donné. T1 correspond à 63% de la repousse de la composante longitudinale, c'est-à-dire au temps mis par \vec{M}_L pour atteindre 63% de sa valeur d'équilibre après l'arrêt d'une impulsion de 90° . La relaxation longitudinale est donc d'autant plus rapide que T1 est court (*Fig.30*).

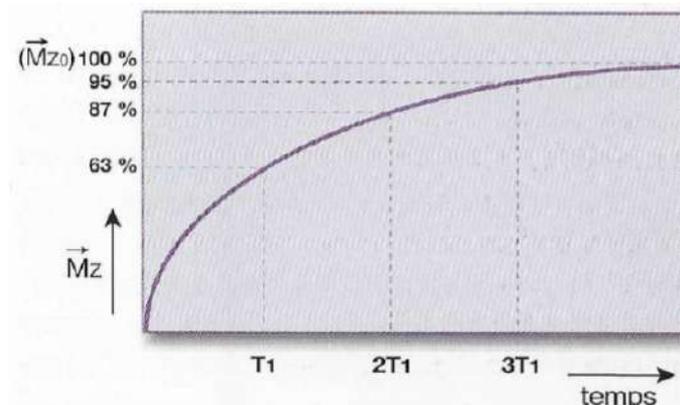


Figure 30 : Courbe exponentielle de repousse de l'aimantation longitudinale en fonction de T1 (20)

L'ordre de grandeur de T1 pour les tissus biologiques est de 500 à 1000 ms. 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 moléculaires ν_c . Pour que les protons cèdent leur énergie au milieu biologique environnant, c'est-à-dire pour qu'ils restituent au réseau l'énergie absorbée lors de l'excitation, il faut que la fréquence spontanée ν_0 (fréquence de Larmor) des protons dans le champ \vec{B}_0 soit proche de la fréquence des collisions moléculaires ν_c , c'est la condition de résonance. Ainsi, plusieurs paramètres influencent la valeur de T1 :

➤ La structure moléculaire du tissu :

- Si le milieu contient de grosses molécules (ex : lipides), les mouvements des molécules sont assez lents, $\nu_c \approx \nu_0$. Les échanges d'énergie ont une efficacité maximale et T1 est court.

➔ **T1 de la graisse est court.**

- Dans les structures cristallines, les mouvements sont extrêmement lents, $\nu_c < \nu_0$. Il y a donc peu d'échanges d'énergie.

➔ **T1 des structures cristallines est long.**

➤ L'état solide ou liquide de la matière :

Dans du liquide, d'autant plus s'il est pur (eau, LCR), les petites molécules ont des mouvements moléculaires très rapides et la fréquence des collisions moléculaires est donc beaucoup plus élevée que la fréquence de Larmor, $\nu_c > \nu_0$. Il y a donc peu d'échanges d'énergie.

➔ **T1 est plus long dans les liquides par rapport aux solides.**

➔ L'inflation hydrique au sein d'un tissu (tumeur, œdème, infarctus) allonge le T1.

➔ A l'inverse, la présence de protéines (grosses molécules) dans un liquide raccourcit le T1 (ν_c qui se rapproche de ν_0).

➤ T1 diminue avec la viscosité du milieu et la température de l'échantillon.

➤ T1 diminue avec la présence de substances paramagnétiques (agents de contraste).

➤ T1 est proportionnel à \vec{B}_0 et donc dépendant de l'appareil IRM utilisé :

En effet lorsque l'intensité de \vec{B}_0 augmente, il y a augmentation de ν_0 , or ν_c ne change pas donc le nombre de protons en condition de résonance diminue, ce qui augmente T1.

3.2. LA RELAXATION TRANSVERSALE OU T2 = RELAXATION SPIN-SPIN

L'excitation par impulsion RF de 90° a pour conséquence de faire apparaître une composante transversale \vec{M}_{xy} du vecteur d'aimantation tissulaire \vec{M} par rephasage des protons (ou spins). Dès l'arrêt de l'impulsion RF, le phénomène inverse a lieu, c'est-à-dire un rapide déphasage des protons. L'aimantation transversale \vec{M}_{xy} décroît rapidement : c'est la **relaxation transversale**. On peut noter que \vec{M}_T décroît plus rapidement que ne repousse \vec{M}_L : les tissus ont toujours un T2 inférieur ou égal au T1.

On l'appelle également **relaxation spin-spin** car ce phénomène est la conséquence d'une interaction des 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 principal \vec{B}_0 , on parle d'hétérogénéité de champ d'origine moléculaire. Les protons précessent donc spontanément à des vitesses angulaires légèrement différentes par rapport à ω_0 : c'est la raison pour laquelle les protons ne sont pas spontanément en phase avant l'application de l'impulsion RF et qu'ils ne le restent pas longtemps après la fin de l'impulsion.

La relaxation transversale est aussi appelée **relaxation T2** car la décroissance rapide de l'aimantation transversale se fait selon une exponentielle décroissante où la constante de temps T2 (ms) est caractéristique d'un tissu donné. **T2 correspond à 63% de la décroissance de \vec{M}_T** . La relaxation transversale est donc d'autant plus rapide que T2 est court (Fig.31).

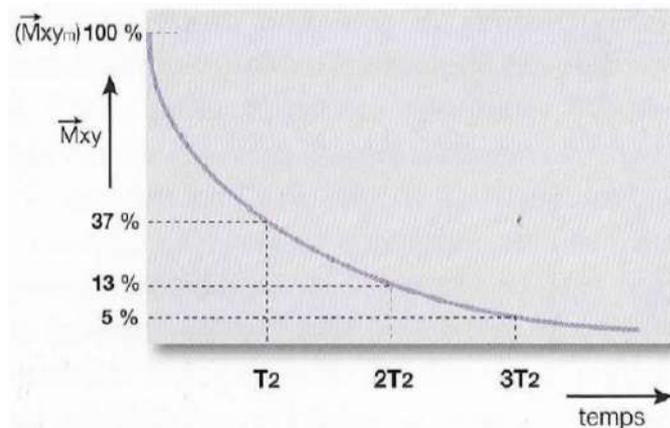


Figure 31 : Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2 (20)

L'ordre de grandeur de T2 des tissus biologiques est de 50 à 100 ms. Plusieurs paramètres influencent, comme T1, la valeur de T2 :

- L'état solide ou liquide de la matière : l'agitation moléculaire dans les liquides annule les champs magnétiques locaux, or ceux-ci favorisent normalement le déphasage.
 - ➔ T2 est plus long dans les liquides par rapport aux solides.
 - ➔ L'inflation hydrique au sein d'un tissu (tumeur, œdème, infarctus) allonge le T2.
- La structure moléculaire : les champs magnétiques locaux se maintiennent dans les grosses molécules, donc T2 est plus court.

III. INSTRUMENTATION IRM (18) (21)

1. L'AIMANT

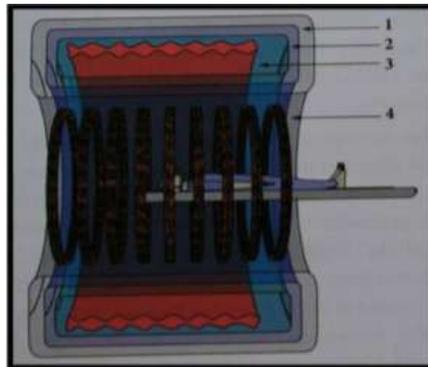
L'aimant est la pièce maîtresse de l'appareil IRM. Il permet de produire le champ magnétique principal \vec{B}_0 , d'intensité élevée, d'une bonne stabilité temporelle et d'une bonne homogénéité, à l'origine d'une aimantation macroscopique mesurable. On peut noter que le champ magnétique créé en permanence par l'appareil IRM représente 4 000 à 60 000 fois celui de la Terre, il est mesuré en Tesla (T). L'homogénéité de champ est assurée par des bobines additionnelles de correction, appelées bobines de shim, des hétérogénéités de champ pouvant conduire à des artefacts.

Deux types de systèmes d'imagerie par résonance magnétique sont utilisés en médecine équine : les dispositifs « haut champ » et ceux « bas champ », avec des aimants ouverts ou fermés (type tunnel). **(22)**

- Les IRM bas champ (<0,3 Tesla), avec des aimants permanents ou électro-aimants résistifs. Ils sont moins coûteux et d'entretien plus aisé que les aimants supraconducteurs mais donnent une image de moins bonne résolution avec des temps d'acquisition plus longs.
- Les IRM haut champs sont munis d'électro-aimants supraconducteurs (*Fig.32*). Ils sont constitués d'une bobine rendue supraconductrice grâce à un refroidissement par hélium liquide. La maintenance de ces systèmes est très onéreuse en raison de la présence d'hélium liquide pour refroidir l'aimant (recharge de la cuve). Ils disposent de systèmes de sécurité en cas de perte de la supraconductivité, associée à un échauffement et une évaporation rapide de l'Hélium liquide qui se transforme en un très grand volume d'Hélium gazeux (Quench) : conduite d'évacuation des gaz, surveillance du pourcentage d'oxygène et de la température dans l'enceinte de l'IRM, ouverture de la

porte vers l'extérieur (surpression à l'intérieur de la salle). Il existe en effet un risque de brûlure par le froid et d'asphyxie en cas de Quench.

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



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

Figure 32 : Schéma en coupe d'un IRM à aimant supraconducteur (23)

2. LES BOBINES DE GRADIENT

Elles permettent de générer un gradient de champ magnétique, soit une variation linéaire de l'intensité du champ le long d'une direction de l'espace, nécessaire au codage du signal. Cette variation d'intensité de champ magnétique s'ajoute ou se retranche au champ magnétique principal, ce dernier étant bien plus puissant.

Il faut au minimum deux bobines pour produire un gradient de champ magnétique. Selon l'axe z, celui de \vec{B}_0 , les bobines sont placées face à face, dans lesquelles le courant électrique circule en sens inverse, ce qui permet de produire un gradient linéaire de champ magnétique. C'est le gradient G_z (Fig.33(a)). Selon les axes x et y, quatre bobines sont utilisées respectivement, face à face deux par deux. Dans ce cas, ce sont les quatre arcs se faisant directement face (*en gras sur Fig.33(b)*) qui contribuent à la production du gradient. On obtient ainsi un gradient dans chaque direction de l'espace (Fig.33(c)). Leur action est homogène sur un plan qui est perpendiculaire à la direction d'application.

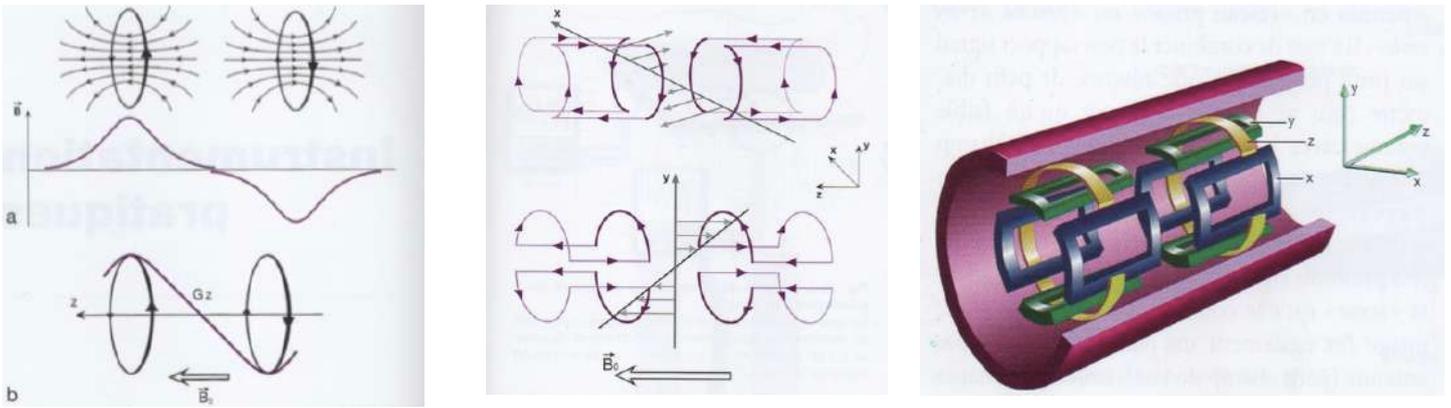


Figure 33 : Représentation des gradients : (a) à gauche : selon l'axe z ; (b) au centre : selon les axes x et y ; (c) à droite : représentation des trois gradients dans les trois axes (21)

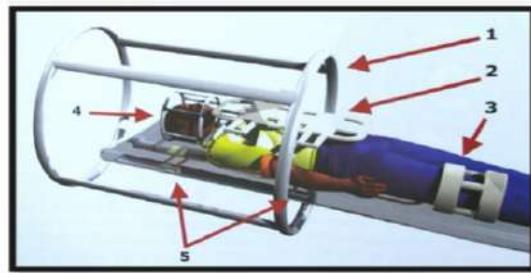
Lorsque les bobines sont alimentées, c'est-à-dire lorsqu'on injecte du courant électrique dans celles-ci, les forces générées se manifestent sous forme de vibration, bruit caractéristique du fonctionnement de l'IRM. Le bruit émis est proportionnel à l'intensité du courant injecté et à l'intensité du champ magnétique, d'où un bruit plus élevé sur les appareils 3T.

3. CHAÎNE RADIOFREQUENCE

La chaîne radiofréquence comprend l'ensemble des nombreux éléments participant à l'émission et la réception des ondes radiofréquences, qui interviennent dans l'excitation des noyaux, la sélection des coupes, lors de l'application des gradients et pour l'acquisition du signal. Elle comprend les antennes, les convertisseurs analogique-digital et le spectromètre pour le recueil et l'analyse du signal.

Les antennes sont un élément déterminant de la performance de la chaîne radiofréquence. En émission, l'objectif est de délivrer une excitation uniforme dans tout le volume exploré. En réception, les antennes doivent être sensibles et avoir le meilleur rapport signal sur bruit possible. Le signal de résonance magnétique étant faible, elles doivent être placées au plus près de la partie anatomique explorée. Les antennes sont classées selon leur géométrie (volumique ou surfacique), leur mode de fonctionnement (émettrice-réceptrice ou réceptrice seule), ou encore selon leur configuration (linéaire, en quadrature de phase ou en réseau phasé). Un appareil IRM contient en général une antenne « corps entier » (Fig.34(1)), située dans la coque de la machine et couvrant l'ensemble du volume de façon homogène. Les antennes de surface (Fig.34(2,3,4,5)) sont uniquement réceptrices du signal, elles ont un volume sensible plus restreint, particulièrement en profondeur, et plus hétérogène, mais offrent un meilleur rapport signal sur bruit et des possibilités d'imagerie à plus haute résolution car elles sont placées au contact de la zone d'intérêt. On peut les utiliser en réseau phasé, c'est-à-dire

qu'on place plusieurs antennes de surface de petit diamètre dans un même support, chaque antenne reçoit le signal de la zone qu'elle couvre, on obtient ainsi une image par antenne, toutes ces images sont ensuite combinées en une seule image offrant un plus grand champ de vue.



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

Figure 34 : Représentation schématique de différentes antennes (23)

4. LE SYSTEME INFORMATIQUE

La coordination des différentes étapes de l'examen et des séquences, le spectromètre, la reconstruction des images et leur post-traitement sont contrôlés par un système informatique interne et par les consoles d'acquisition et de post-traitement.

5. SALLE D'EXAMEN ET CAGE DE FARADAY

Le système est toujours placé dans une pièce amagnétique suffisamment grande pour accueillir le cheval.

L'enveloppe de la machine et surtout, de l'aimant, est constituée d'une cage de Faraday qui est le principal moyen de blindage destinée au confinement des champs magnétiques produits par la machine et à l'isolement de celui-ci des champs magnétiques extérieurs. Elle permet d'effectuer ces mesures précises en évitant les pollutions électromagnétiques extérieures, la fréquence de résonance des protons est en effet très proche de celle des ondes utilisées pour la radiophonie publique et la bande FM, qui pourraient altérer le signal.

La salle doit être climatisée pour réguler la température. L'objectif est d'éviter tout artefact ou dysfonction dans l'acquisition des images afin d'obtenir une qualité d'image optimale. L'écart autour de la température moyenne à laquelle la machine est paramétrée est de plus ou moins 2°C. En dehors de cette plage, les images sont déformées : comprimées sur une face et tendues sur l'autre.

IV. SIGNAL RMN ET MODULATION PAR L'OPERATEUR

1. MESURE DU SIGNAL RMN : SIGNAL FID ET NOTION DE T_2^* (20)

Nous avons vu précédemment que, lors de la relaxation, la composante transversale \vec{M}_{xy} du vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} décroît plus rapidement que sa composante longitudinale \vec{M}_z . Ainsi, comme le vecteur \vec{M} continue toujours de précesser autour de \vec{B}_0 , lors de la relaxation, son extrémité décrit une spirale sur une surface en forme de cône (Fig.35).

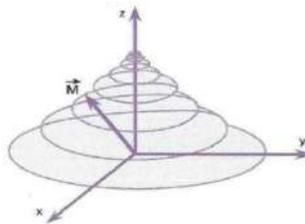


Figure 35 : Trajectoire de l'extrémité du vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} lors de la relaxation (20)

Si l'on projette \vec{M} dans le plan xOy , sa composante transversale \vec{M}_{xy} décrit une spirale. Cette rotation dans le plan xOy induit un champ magnétique ou onde de radiofréquence. Ce signal, appelé **signal d'induction libre** ou **free induction decay** (FID), est recueilli par une bobine ou antenne de réception placée dans le plan xOy . Elles ne peuvent recueillir que les variations du vecteur d'aimantation transversale. En effet, elles ne peuvent enregistrer que des moments magnétiques en mouvement, or l'antenne est placée de manière parallèle à \vec{B}_0 . Le signal est alors transformé en signal électrique mesurable qui donne une sinusoïde amortie par une exponentielle de temps T_2 (en réalité $T_2^* < T_2$) (Fig.36).

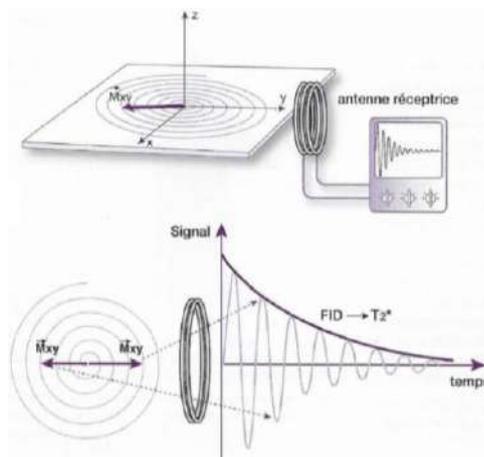


Figure 36 : Obtention du signal d'induction libre ou free induction decay (FID) (20)

Si le champ magnétique \vec{B}_0 de l'aimant était parfaitement homogène, nous observerions une décroissance du signal FID selon une exponentielle décroissante en T2. Or si à l'échelle macroscopique le champ magnétique \vec{B}_0 de l'aimant peut être considéré comme homogène, à l'échelle microscopique il ne l'est pas. Les hétérogénéités du champ \vec{B}_0 d'origine instrumentale, ou propre, sont constantes et vont entraîner un déphasage encore plus accru des spins. Ainsi, le signal FID observé est lié à la fois aux **hétérogénéités du champ \vec{B}_0 d'origine moléculaire** (T2), auxquelles s'ajoutent les **hétérogénéités propres du champ magnétique externe \vec{B}_0** . On utilise le symbole **T2*** pour représenter la conjonction de ces deux effets. Le signal FID décroît donc plus rapidement que prévu selon une exponentielle en T2* (Fig.37).

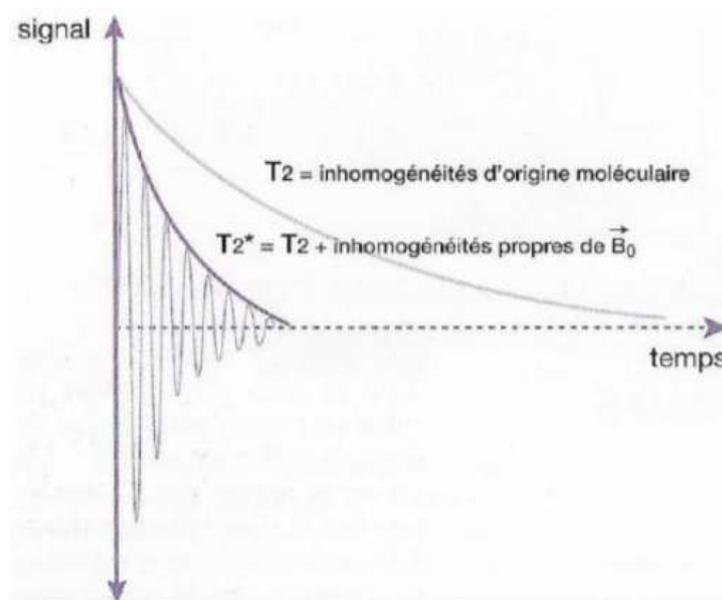


Figure 37 : Notion de T2 (20)*

Il est possible de se débarrasser des hétérogénéités propres du champ principal \vec{B}_0 et d'accéder par la séquence d'écho de spin au *vrai* T2, lié à l'interaction des spins entre eux et caractéristique de l'échantillon étudié.

2. LA SEQUENCE DE BASE : SEQUENCE D'ECHO DE SPIN (18)(24)

A la suite d'une impulsion de 90° , les spins se déphasent rapidement à cause des hétérogénéités de champ d'origine moléculaire et aussi à cause des hétérogénéités propres de \vec{B}_0 . Si au bout d'un temps TE/2 (demi-temps d'écho), après l'impulsion de 90° , on applique une impulsion de 180° , celle-ci inverse les déphasages (images en miroir) sans modifier le sens de rotation (Fig.38). Les spins qui précessaient le plus rapidement se retrouvent derrière les plus lents, et comme les vitesses de précession ne sont pas modifiées, au temps $2 \text{ TE}/2 = \text{TE}$ les

spins sont de nouveau presque en phase en engendrant un signal dit d'écho de spin. En effet, le terme « presque » s'explique par le fait que l'impulsion de 180° ne permet de s'affranchir que des déphasages dus aux hétérogénéités du champ \vec{B}_0 , qui sont constants, et non pas des déphasages aléatoires dus aux hétérogénéités de champ d'origine moléculaire qui sont irréversibles (relaxation spin-spin).

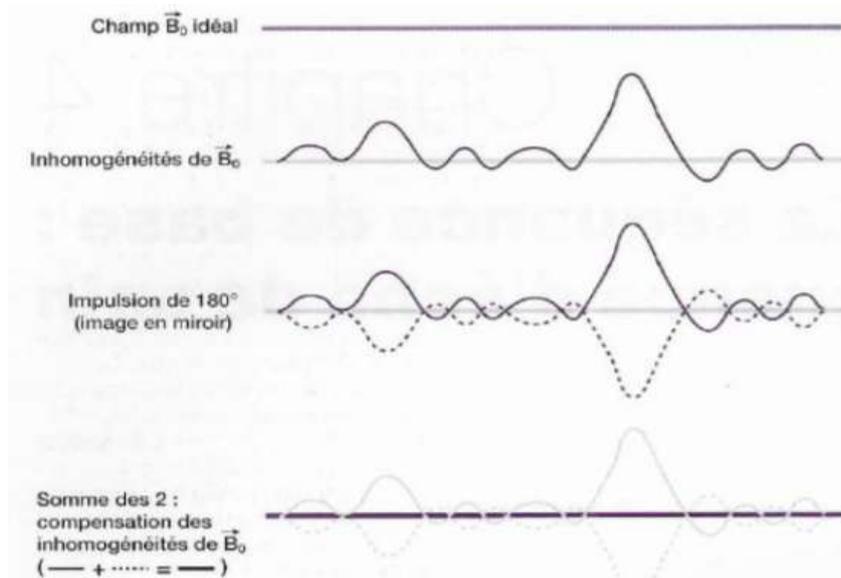


Figure 38 : Explication schématique de l'intérêt de l'impulsion de 180° (24)

Reprenons plus précisément notre démonstration avec quatre spins (*Fig.39 et Fig.40*) :

a) Au temps $t=0$, les quatre spins sont en phase, le vecteur \vec{M}_T est maximal : immédiatement après l'impulsion de 90° , \vec{M}_{Tm} est égal en longueur au vecteur d'aimantation longitudinale \vec{M}_{L0} .

b) Ensuite, les spins se déphasent à cause des hétérogénéités de champ d'origine moléculaire et des hétérogénéités propres de \vec{B}_0 . Les plus rapides μ_3 et μ_4 sont en avant et les plus lents μ_1 et μ_2 en arrière : ils s'écartent et le vecteur \vec{M}_T résultant diminue ainsi en T_2^* .

c) Au temps $t=TE/2$, une impulsion RF de 180° est appliquée. Elle inverse les déphasages sans modifier le sens de rotation. Les spins μ_3 et μ_4 qui précèdent le plus rapidement se retrouvent derrière les plus lents μ_1 et μ_2 . On obtient une image en miroir par rapport à l'axe Ox.

d) Comme les vitesses de précession restent identiques, les spins se rephasent, les vecteurs se rapprochent, le vecteur \vec{M}_T résultant recroît. Au bout du temps d'écho TE ($2TE/2$),

les spins seront de nouveau presque en phase : \vec{M}_T est maximal engendrant un signal dit d'écho de spin, que l'on mesure.

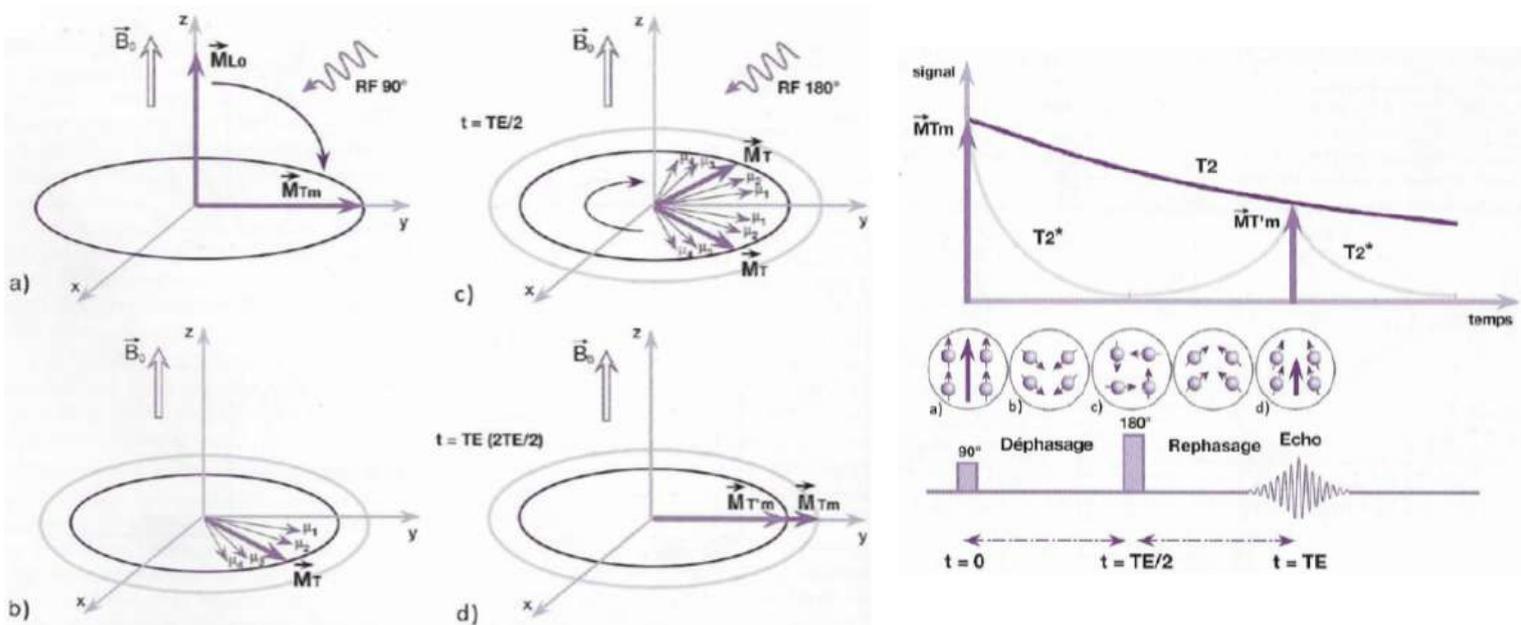


Figure 39 (à gauche) : Illustration du phénomène de l'écho de spin (24)

Figure 40 (à droite) : Chronologie des évènements lors du phénomène de l'écho de spin (24)

En réalité, le déphasage lié à la relaxation spin-spin n'est pas corrigé par l'impulsion de 180° : le vecteur $\vec{M}_{T'm}$ est donc légèrement plus petit que \vec{M}_{Tm} . Il en est de même pour le signal mesuré. Tous deux passent par un maximum qui cette fois-ci, a diminué en T2. Il est possible d'appliquer une deuxième impulsion de 180°, on obtient un signal au deuxième écho, et ainsi de suite jusqu'à disparition totale du signal en T2. Les impulsions RF de 180° successives permettent d'accéder à la décroissance du signal en T2 vrai (Fig.41).

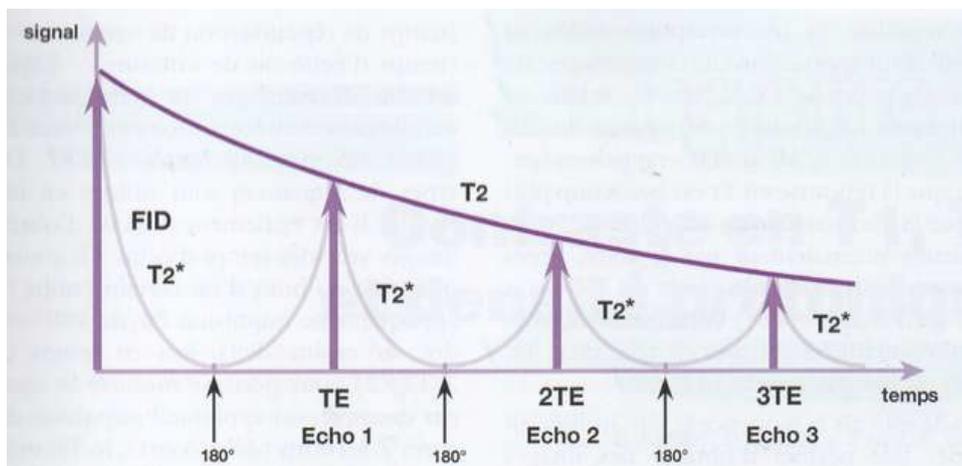


Figure 41 : Courbe en T2 « vrai » (24)

La répétition d'impulsions $90^\circ - 180^\circ$ constitue la base de la séquence en écho de spin. Cette séquence écho de spin est fondée sur deux paramètres fondamentaux :

- Le temps d'écho (TE) : temps entre l'impulsion de 90° et le recueil de l'écho de spin. Il correspond au temps pendant lequel on laisse décroître le signal en T2 avant de le mesurer.
- Le temps de répétition (TR) : temps écoulé entre deux impulsions de 90° .

NB : le TE est toujours inférieur au TR.

3. PONDERATION EN T1, T2, ET DENSITE PROTONIQUE (18) (25)

3.1. INFLUENCE DU TEMPS DE REPETITION TR : PONDERATION EN T1

Comme nous l'avons vu plus haut, les antennes ne peuvent recueillir que les variations du vecteur d'aimantation transversale, car elles sont placées parallèle à \vec{B}_0 et ne peuvent enregistrer que des moments magnétiques en mouvement. Selon Oz, le champ \vec{B}_0 est très élevé et masque les faibles variations du champ magnétique, qui sont indétectables. On ne peut donc pas enregistrer directement la repousse de l'aimantation longitudinale, c'est pourquoi on répète l'impulsion RF de 90° .

Durant chaque intervalle TR, l'aimantation longitudinale \vec{M}_L de chacun des tissus repousse en fonction de leurs T1 respectifs. Le temps de répétition est également appelé **temps de repousse** ou **temps de récupération de l'aimantation longitudinale**. En effet, l'aimantation longitudinale \vec{M}_L repousse jusqu'à un certain niveau en fonction de la longueur de TR avant d'être de nouveau basculée dans le plan transversal par une nouvelle impulsion de 90° qui amorce le cycle suivant.

Si on considère 2 tissus R et L, avec un T1 plus long pour le tissu L (*Fig. 42*) :

- Si le TR est long (2s), l'aimantation longitudinale repousse jusqu'à son niveau d'équilibre Mz_0 . Lors d'une nouvelle impulsion de 90° , la composante transversale du vecteur d'aimantation globale est identique pour les deux tissus car leur aimantation longitudinale basculée est la même. Plus le TR est long, plus le contraste en T1 est faible car les différences en T1 des tissus sont moins perceptibles. On dit que la **séquence est dépondérée en T1**.

NB : si le TR est trop long, il n'y a pas de signal.

- Si le TR est court ($< 0.5s$), la repousse est interrompue et l'aimantation longitudinale ne récupère pas son niveau initial. Lors d'une nouvelle impulsion de 90° , la composante transversale du vecteur d'aimantation globale est plus importante pour le tissu R (T1 plus court) au début de la deuxième relaxation. Ainsi le *signal disponible*, ou *niveau maximal initial* à partir duquel le signal décroît est plus important pour le tissu R que pour le tissu L. Plus le TR est court, plus le contraste en T1 est fort. **L'image est dite pondérée T1** et non pas purement T1, simplement car la différence de signal est due majoritairement à la différence d'aimantation longitudinale, mais aussi à la différence de relaxation de l'aimantation transversale entre les tissus R et L (dépendante du T2). C'est le tissu avec le T1 le plus court qui donne le signal le plus élevé (blanc), le tissu avec le T1 plus long donne un signal plus faible (noir).

NB : Un TR court est de l'ordre du T1 le plus court du tissu considéré, si le TR est en dessous, il se produit une saturation de l'aimantation longitudinale et il n'y a donc pas de contraste. En effet, si la deuxième impulsion 90° est lancée immédiatement après la première, les vecteurs d'aimantation longitudinale n'ont pas eu le temps de repousser, il n'y a donc plus de signal disponible.

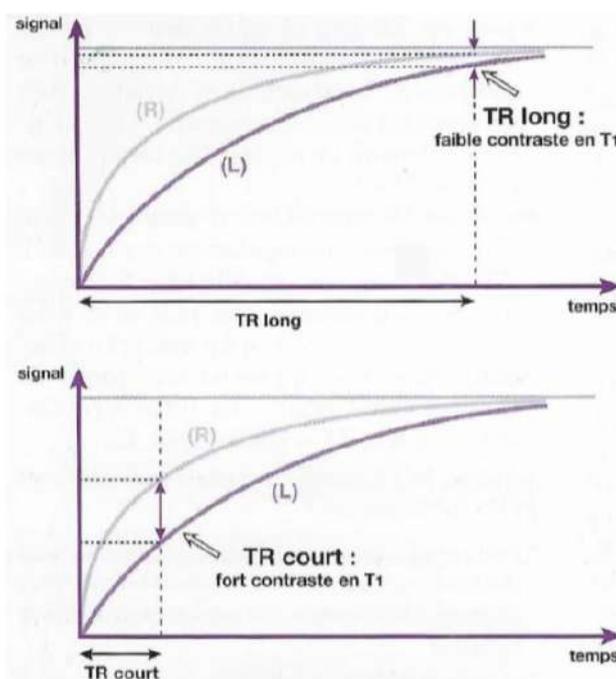


Figure 42 : Influence du TR sur la pondération T1 d'une séquence (25)

Précisons ici que la repousse de l'aimantation longitudinale est encore faible au moment de l'application de l'impulsion 180° , après le temps $TE/2$, dont la valeur est négligeable par rapport au TR ($TE/2=1/40$ TR, alors que la repousse en T1 est beaucoup plus lente que la

décroissance en T2). Ainsi, bien que l'impulsion 180° induise aussi une inversion de l'aimantation longitudinale dans l'axe Oz, cet effet est minime et ainsi négligé dans les schémas représentant les courbes de relaxation T1.

3.2. INFLUENCE DU TEMPS D'ECHO TE : PONDERATION EN T2

- Si le TE est court (<20-30ms), les différences en vitesse de décroissance n'ont pas le temps de s'exprimer et on ne peut pas distinguer les deux tissus par leur T2 (Fig.43). La séquence est dite **dépondérée en T2**.
- Si le TE est plus long (>80-100ms), il est possible de distinguer les deux tissus par leur T2. La **séquence** est dite **pondérée en T2**. C'est le tissu avec le T2 le plus long qui donne le signal le plus élevé (plus blanc) (Fig.43).

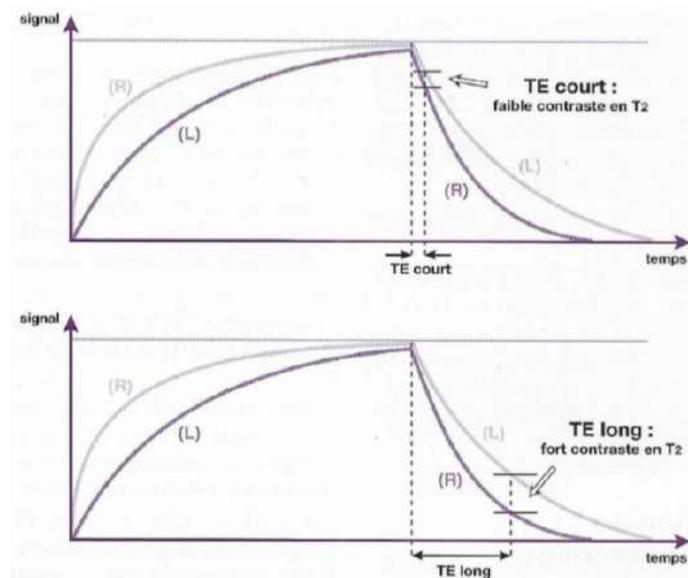


Figure 43 : Influence du TE sur la pondération en T2 d'une séquence (25)

3.3. EQUATION DU SIGNAL RMN ET MODULATION DE LA PONDERATION DE LA SEQUENCE

Le signal RMN, qui correspond à la décroissance en T2 de l'aimantation transversale va également dépendre de la repousse en T1. Deux paramètres accessibles à l'opérateur vont permettre de moduler la pondération de la séquence IRM : le temps de répétition TR et le temps d'écho TE. La densité protonique intervient aussi car \vec{M}_{L0} , donc \vec{M}_{Lr} et \vec{M}_{Tm} sont proportionnels à ρ . Ainsi, l'équation du signal de la séquence d'écho de spin est la suivante :

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

S_{se} = signal spin écho

ρ = densité protonique

$L(TR/T1) = 1 - e^{-TR/T1}$; cette fonction traduit la repousse exponentielle en T1 de \vec{M}_L .

$T(T2/TE) = e^{-T2/TE}$; cette fonction traduit la décroissance exponentielle en T2 de \vec{M}_T .

f(v) = fonction liée au flux

3.4. RECAPITULATIF DES PARAMETRES POUR UNE PONDERATION EN T1, T2, OU DENSITE PROTONIQUE

➤ Séquence courte pondérée en T1

Il faut : - Un TR court (400-600 ms) pour favoriser le contraste en T1 (pondération en T1).

- Un TE court (15 ms) pour minimiser le contraste en T2 (dépondération en T2).

Le tissu avec le T1 le plus court donnera le signal le plus élevé (blanc).

➤ Séquence longue pondérée en T2

Il faut : - Un TE long (120 ms) pour favoriser le contraste en T2 (pondération en T2).

- Un TR long (2000 ms) pour minimiser le contraste en T1 (dépondération en T1).

Le tissu avec le T2 le plus long donnera le signal le plus élevé (blanc).

Il est plus facile d'obtenir une image bien pondérée en T2, car il « suffit » d'allonger le TR, alors qu'il est difficile de beaucoup réduire le TE pour bien pondérer une image en T1. Mais sur une séquence en T2, le rapport signal sur bruit est plus faible car les mesures sont réalisées tardivement sur la courbe d'atténuation du signal en T2, donc le signal est plus faible.

Par ailleurs, un tissu ayant un T1 court (hypersignal : blanc en T1), a généralement un T2 court (hyposignal : noir en T2). Inversement, un tissu ayant un T1 long (hyposignal : noir en T1) a généralement un T2 long (hypersignal : blanc en T2). Il y a donc une inversion du contraste de la séquence T1 par rapport à celle en T2.

➤ Pondération en densité de protons ou ρ

Il faut : - Un TR long (2000 ms) pour minimiser le contraste en T1 (dépondération en T1).

- Un TE court (15 ms) pour minimiser le contraste en T2 (dépondération en T2).

Dans ce cas de figure, l'aimantation longitudinale de chaque tissu repousse entièrement jusqu'à sa valeur d'équilibre initiale $\vec{M}_{Lr} = \vec{M}_{L0} = \vec{M}_{z0}$. Or, \vec{M}_{z0} croît avec la densité de protons (concentration en protons par unité de volume). Le contraste obtenu exprime alors les

différences en densité protonique. Ce contraste est en général faible car les différences en densité de protons des tissus biologiques ne sont pas très élevées.

V. CODAGE SPATIAL DU SIGNAL (18) (26)

1. DEFINITIONS

Avant de définir les modalités de la localisation spatiale du signal, il est nécessaire de poser quelques notions (*Fig.44*) :

- Le pixel (= picture element) représente la composante élémentaire d'une image bidimensionnelle (= case élémentaire de la matrice).
- Le voxel (= volume element) représente le volume élémentaire d'échantillonnage dont l'intensité du signal (moyenne des différents protons constitutifs) sera reporté sur le pixel correspondant de l'image. On obtient la dimension du voxel, en multipliant la dimension du pixel par l'épaisseur de coupe.
- 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 la taille de la matrice déterminent la résolution spatiale (dimension du pixel). Pour un champ de vue 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.

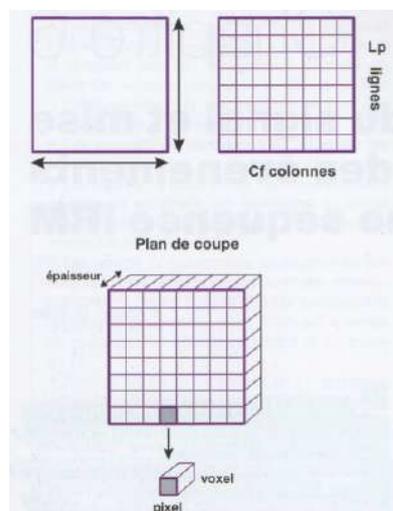


Figure 44 : Notions de champ de vue, plan de coupe, matrice, voxel, pixel (26)

2. LOCALISATION SPATIALE DU SIGNAL

En IRM, des gradients linéaires de champs magnétiques sont utilisés pour le codage spatial (cf 1^{ère} partie, B, III. Instrumentation IRM).

2.1. SELECTION DU PLAN DE COUPE

Pour localiser le signal IRM, il faut d'abord, à l'intérieur d'un volume donné, sélectionner un plan de coupe. Pour cela on applique un premier gradient, appelé **gradient de sélection de coupe G_{ss}**. Le champ magnétique principal augmente ainsi de façon linéaire dans la direction où est appliqué le gradient. Or, d'après l'équation de Larmor : $\omega_0 = \gamma B_0$, la fréquence de précession des spins dépend de l'intensité du champ magnétique externe. Ainsi, à chaque valeur de champ magnétique correspond maintenant une fréquence de précession spécifique dans l'espace. Il faut alors calibrer le gradient de telle façon qu'un seul plan de coupe donné, perpendiculaire à la direction du gradient, soit à la fréquence de résonance lors de l'impulsion de 90° (*Fig.45*).

L'orientation du gradient est choisie en fonction de la coupe nécessaire : sagittale, transversale ou dorsale. Par combinaison de deux voire trois de ces gradients, on peut également obtenir un plan de coupe oblique. Par ailleurs, pour un gradient donné, l'épaisseur de coupe est fonction de la bande de fréquence, appelée bande passante, de l'impulsion sélective RF. A gradient fixe, lorsque la bande passante est étroite, l'épaisseur de coupe diminue et inversement. A largeur de bande passante fixe, l'épaisseur de la coupe est fonction de l'amplitude du gradient : si le gradient est élevé, les coupes sont fines et inversement. Par ailleurs, la largeur de la bande passante dépend de la durée d'application de l'impulsion : c'est l'inverse de la période d'impulsion. Ainsi en augmentant cette durée, on diminue la bande passante, et par conséquent l'épaisseur de coupe.

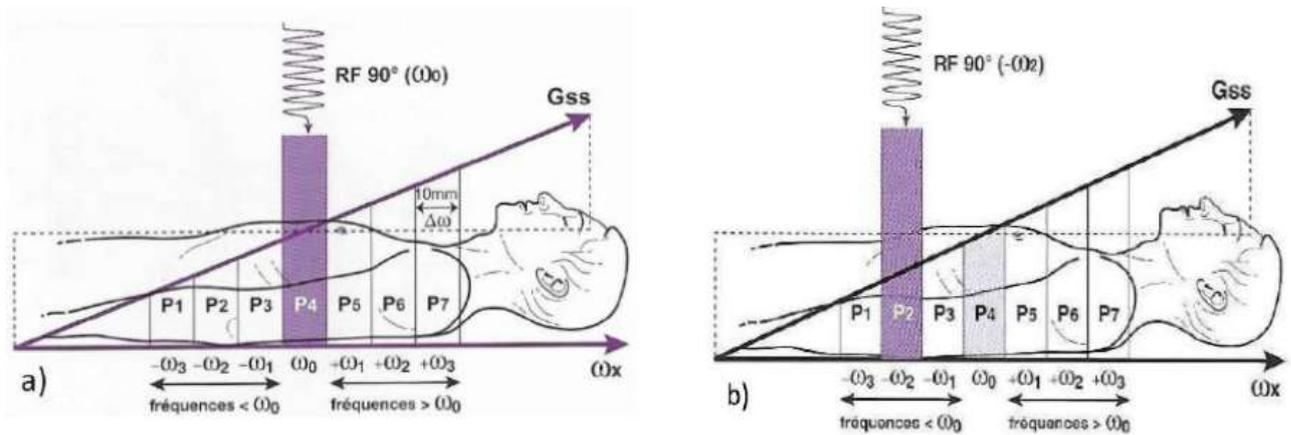


Figure 45 : Sélection d'un plan de coupe (26)

a) Application d'un gradient G_{ss} selon l'axe z. La fréquence angulaire croît de $-\omega_3$ à $+\omega_3$ par tranches ou plans (P1 à P7) perpendiculaires à la direction du gradient. Si $\omega_r = \omega_0$, seuls les protons de P4 sont à la condition de résonance et vont basculer à 90° et contribuer à la formation du signal. b) En modifiant la fréquence ω_r de l'impulsion pour qu'elle corresponde, par exemple, à $-\omega_2$, on peut sélectionner le plan P2.

Si le signal est récupéré tel quel, sans mis en place d'autre gradient, il n'est composé que d'une seule fréquence, celle de l'impulsion RF ayant permis la sélection. Il faut maintenant réaliser le codage dans la coupe sélectionnée.

2.2. CODAGE A L'INTERIEUR DU PLAN DE COUPE

2.2.1. CODAGE PAR LA FREQUENCE

Le gradient de codage de fréquence G_ω (ou G_x) est appliqué dans l'axe x, perpendiculairement au gradient G_{ss} . Il modifie la fréquence de précession des protons perpendiculairement à la direction d'application du gradient (Fig.46). Le gradient doit être appliqué pendant la réception (ou lecture) du signal car, dès l'arrêt du gradient, les protons précessent à nouveau selon ω_0 . C'est pour cette raison que ce gradient est également appelé **gradient de lecture**. Comme le gradient est appliqué pendant le recueil du signal, celui-ci est porteur de plusieurs fréquences (trois dans l'exemple de la Fig.46) et non plus d'une fréquence unique : on a réalisé un **codage par la fréquence**.

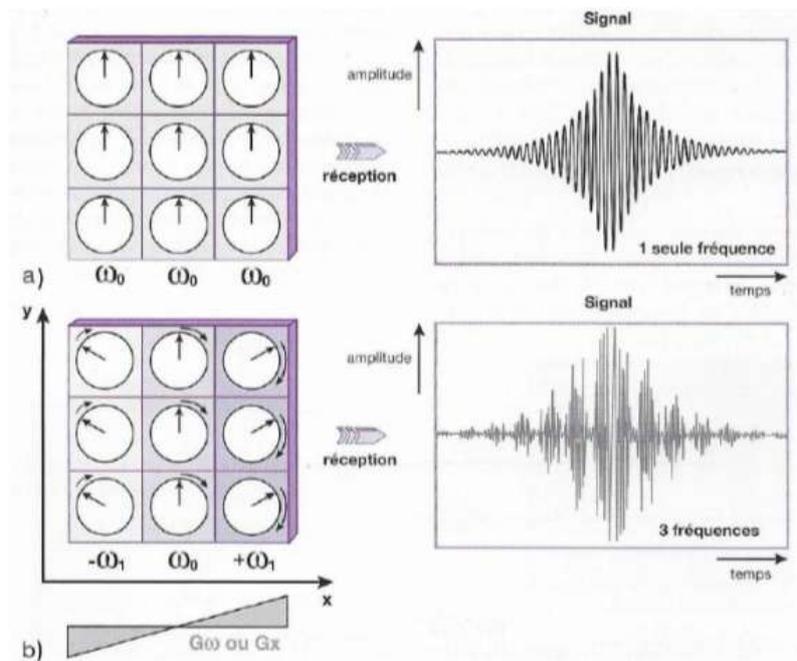


Figure 46 : Conséquence de l'application d'un gradient de codage de fréquence pendant la réception du signal (26)

Le codage par la fréquence permet la constitution de « colonnes » dans le plan de coupe. Il manque la constitution de « lignes ». L'application d'un troisième gradient, dans l'axe y, lors de la réception du signal, afin de coder conjointement les deux directions x et y, n'est pas possible. Il faudrait appliquer simultanément les deux gradients, la résultante serait un seul gradient, orienté selon la bissectrice de xOy. Il faut donc mettre en place un troisième gradient avant la réception du signal. On ne peut pas faire un autre codage par la fréquence car à l'arrêt du gradient, les protons reviennent à la même fréquence : le codage par la fréquence doit être simultané à l'impulsion RF ou à la réception du signal, lors desquels sont déjà appliqués un gradient. On a donc recours au codage par la phase.

2.2.2. CODAGE DE PHASE

Le gradient de codage de phase $G\Phi$ (ou Gy) est appliqué, selon l'axe y, avant la réception du signal. Comme tout gradient, il modifie linéairement la fréquence de précession des protons perpendiculairement à la direction d'application du gradient, mais cette évolution de fréquences provoque un déphasage progressif des spins. Comme le signal n'est pas réceptionné lors de l'application du gradient, les différences de fréquences ne sont pas exploitables car à l'arrêt de l'application de $G\Phi$, les protons précessent tous de nouveau à la fréquence angulaire ω_0 . Cependant, les protons conservent leur décalage de phase : on a réalisé un **codage par la phase** (Fig.47). Il permet la constitution de « lignes » dans le plan de coupe.

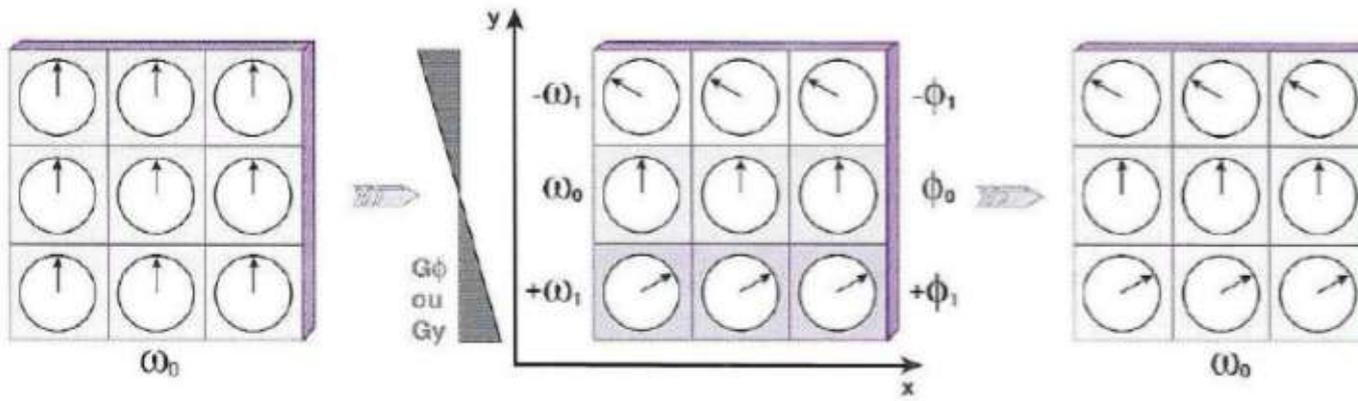


Figure 47 : Conséquence de l'application d'un gradient de codage de phase (26)

3. CHRONOGRAMME DE LA SEQUENCE DE BASE D'ECHO DE SPIN

Le chronogramme correspond à la chronologie des impulsions sélectives de radiofréquence et des gradients (Fig.48).

- 1) Impulsion de 90° et gradient de sélection du plan de coupe, simultanément. L'impulsion est alors sélective dans le plan de coupe choisi, tous les protons y sont à la même fréquence.
- 2) Impulsion de 180° et gradient de sélection du plan de coupe, simultanément, afin que l'impulsion 180° s'applique sur les mêmes protons ayant subi l'impulsion 90° .
- 3) Gradient de codage de phase, entre le gradient de sélection de coupe et le gradient de fréquence (de lecture).
- 4) Gradient de fréquence, lors de la réception du signal.

Le signal contient alors des informations en fréquences et en phases, qui permettent de générer *une* ligne du plan de Fourier. Il y a eu un cycle complet de l'écho de spin.

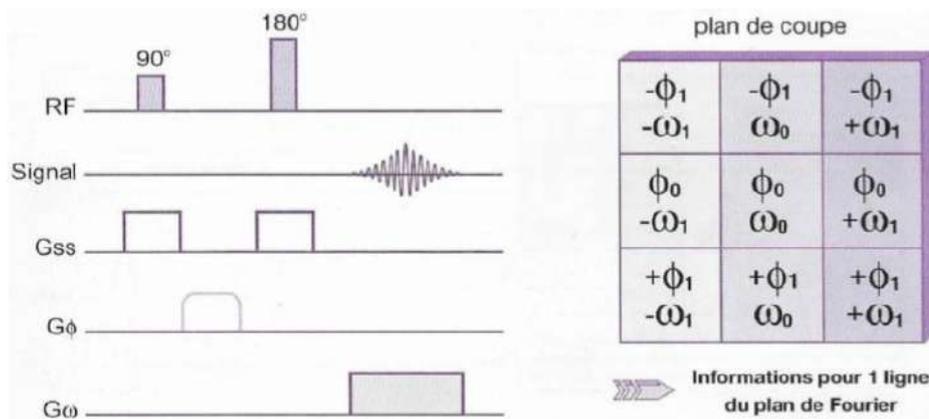


Figure 48 : Chronogramme de la séquence d'écho de spin (26)

VI. RECONSTRUCTION DE L'IMAGE (18) (27)

En IRM, les deux gradients utilisés lors de l'acquisition des données (codage de fréquence et codage de phase) conduisent à un codage spatial de l'image et les données obtenues ne se situent pas dans le domaine spatial, mais d'emblée dans le domaine fréquentiel. L'information obtenue est donc un signal caractérisé par sa fréquence (et/ou sa phase) et non pas par ses coordonnées spatiales. L'espace qui permet de recueillir les données brutes est le **Plan de Fourier** (ou espace des k).

L'outil mathématique qui permet de passer du plan de Fourier à l'image (domaine spatial) est la transformée de Fourier inverse. La transformée de Fourier directe permet, elle, de revenir au plan de Fourier à partir de l'image.

1. NOTION DE TRANSFORMÉE DE FOURIER

Une transformée de Fourier est un outil mathématique qui permet d'extraire les différentes fréquences individuelles d'un signal composite contenant plusieurs fréquences. Elle permet d'analyser le contenu fréquentiel d'un signal ou « spectre de fréquence » grâce à une série de Fourier (décomposition d'une fonction périodique). En fait, dans une représentation graphique, l'outil transformée de Fourier (TDF) appliqué à un signal a pour but de le visualiser non plus sous forme d'amplitude par rapport au temps, mais sous forme d'amplitude par rapport à la fréquence. On passe ainsi du domaine temporel, dans lequel on ne peut pas différencier les différentes fréquences, au domaine fréquentiel, dans lequel on peut distinguer les différents pics de fréquence (*Fig.49*).

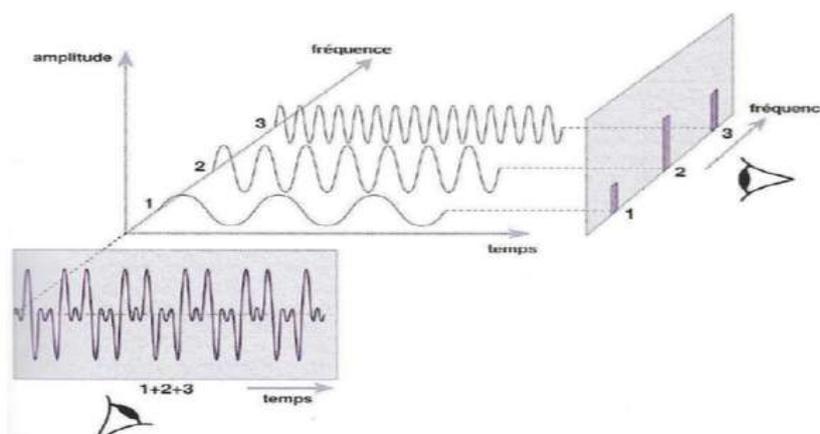


Figure 49 : Représentation graphique de la transformée de Fourier (27)

Pour une fonction quelconque (non nécessairement périodique) la transformée de Fourier est visualisée par un « spectre continu », c'est-à-dire, une courbe continue reliant les différentes fréquences. Cette opération est réversible : connaissant un spectre de fréquence, on peut calculer le signal temporel correspondant par une transformée de Fourier inverse (TF^{-1}).

L'IRM étant une technique d'imagerie numérique, il faut préciser que pour réaliser cette opération avec un ordinateur, il faut d'abord numériser le signal analogique réceptionné par l'antenne à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique (CAN). Le signal est échantillonné (prélèvement d'une suite de valeurs discrètes du signal à intervalle régulier), puis les échantillons sont quantifiés (à chaque échantillon on fait correspondre un nombre entier binaire). La transformée de Fourier est alors numérique : transformée de Fourier discrète (TFD) ou *Digital Fourier Transform* (DFT). La TFD est très longue à calculer, pour accélérer cette opération, on a recours à un algorithme de transformée de Fourier rapide (TFR) ou *Fast Fourier Transform* (FFT) (Fig.50).

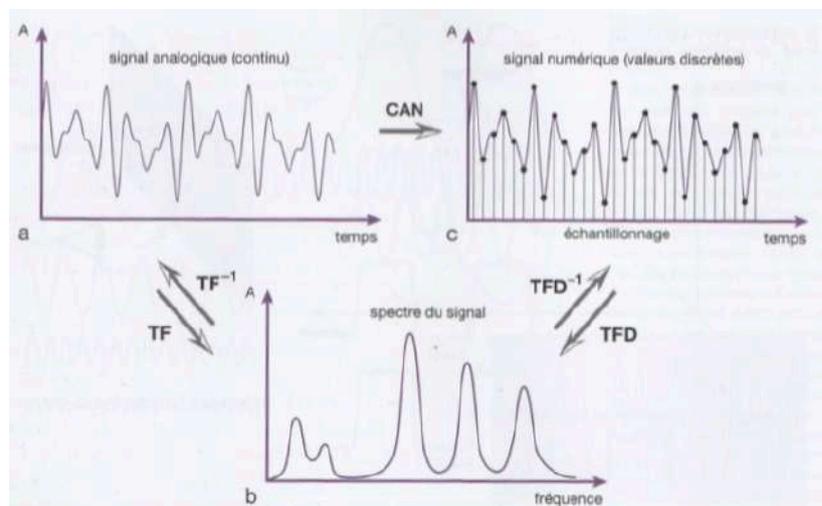


Figure 50 : Transformée de Fourier et Transformée de Fourier Numérique (27)

2. ACQUISITION DE L'IMAGE EN IRM ET PLAN DE FOURIER

Nous avons vu que, lors d'un cycle complet de l'écho de spin, le signal contient des informations en fréquences et en phases, qui permettent de générer *une* ligne du plan de Fourier. Le codage en fréquence permet de balayer la ligne, soit de coder la direction x. Pour générer des lignes supplémentaires, il faut recommencer ce cycle, avec les mêmes impulsions RF et le même gradient de fréquence, mais augmentant ou diminuant l'amplitude du gradient de phase, afin d'obtenir une information différente au moment de la lecture du signal : on dit qu'on "incrémente" le gradient de codage de phase. Le codage par la phase permet ainsi de coder la direction y. Pour obtenir les n lignes du plan de Fourier, il faut répéter le cycle n fois (Fig. 51).

A chaque cycle, le codage en fréquence permet de coder la nouvelle ligne. Le temps séparant deux cycles complets, soit le temps de passage d'une ligne sur l'autre du plan de Fourier, correspond au TR (temps entre 2 impulsions de 90°) (Fig. 52).

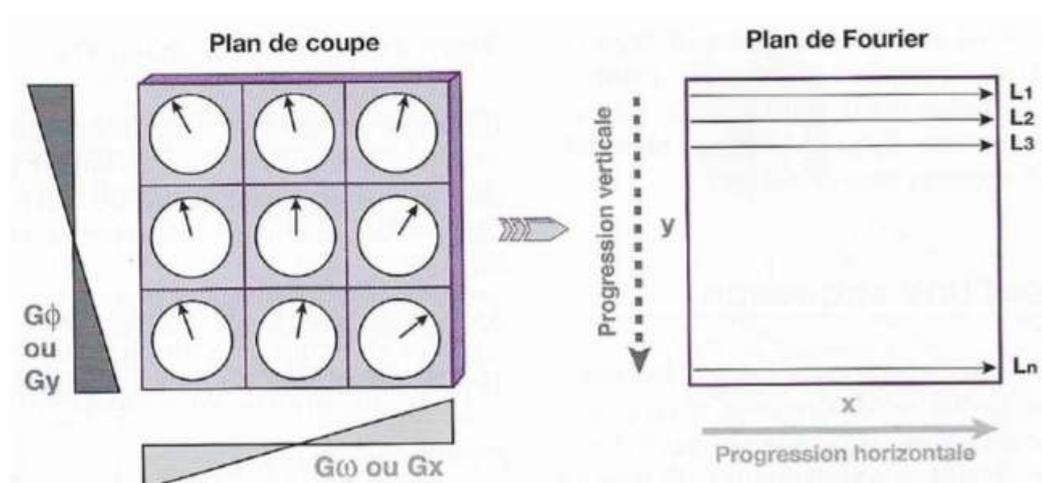


Figure 51 : Principe d'acquisition des données d'un plan de coupe (27)

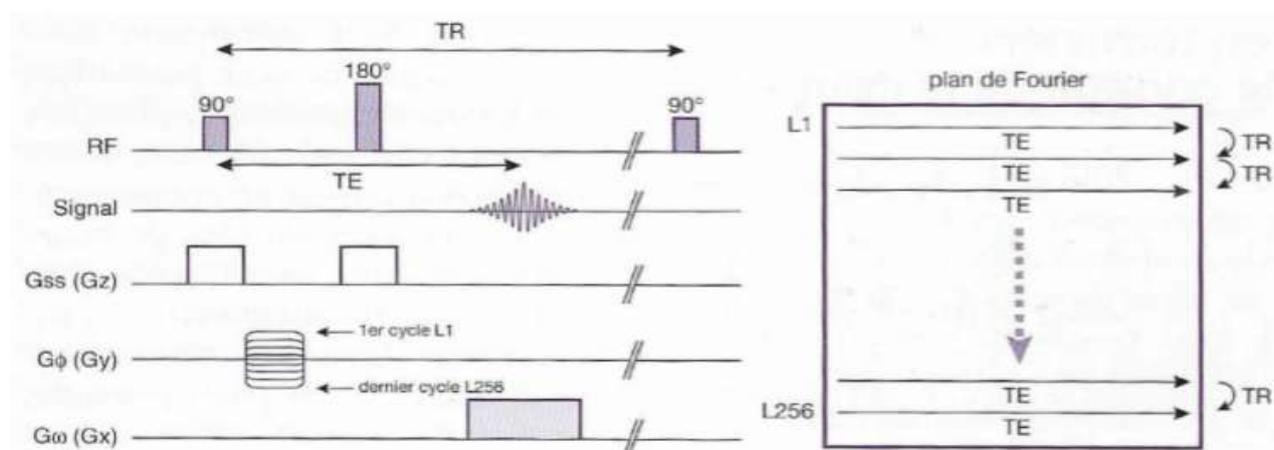


Figure 52 : Chronogramme (presque) complet de la séquence d'écho de spin (27)

L'application successive de ces deux gradients dans les directions x et y correspond en fait à l'équivalent d'une double transformée de Fourier (2 DFT), l'une suivant x, l'autre suivant y. Les données brutes sont recueillies dans le plan de Fourier, elles ne représentent pas des coordonnées spatiales mais des coordonnées fréquentielles. Un point (ou une ligne) du plan de Fourier, ne correspond pas à un point (ou une ligne) de l'image mais à une fraction de l'information contenue dans l'image entière. Pour obtenir l'image il faut réaliser une double transformée de Fourier inverse dans chacune des directions x et y (Fig.53).

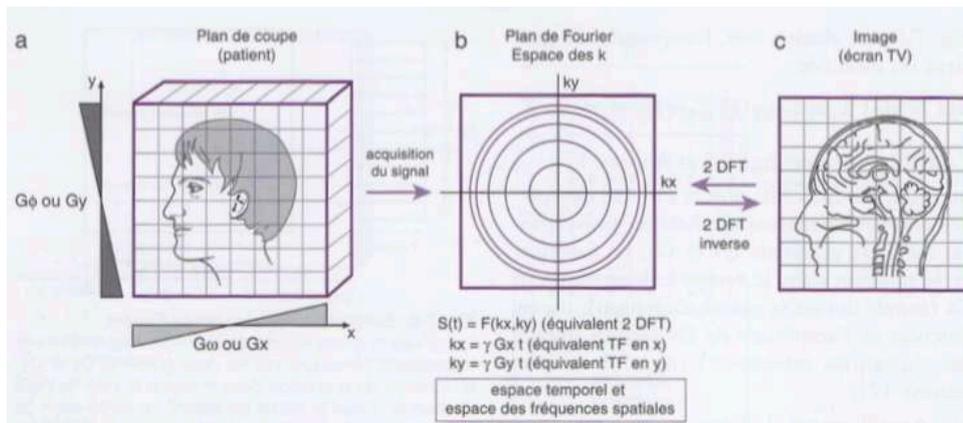


Figure 53 : Formation de l'image à partir d'un plan de coupe (27)

Ce chronogramme de la séquence d'écho de spin est en réalité complété avec la notion de gradient bipolaire et d'écho de gradient (cf 1^{ère} partie, B, VIII).

3. IMAGERIE 3D

L'acquisition d'images en trois dimensions (3 DFT) est obtenue par le recueil du signal de tout un volume. Pour ce faire, on rajoute tout simplement, en plus des deux gradients de codage de fréquence ($G\omega_x$ en x) et de phase ($G\Phi_y$ en y), un gradient de codage de phase supplémentaire dans l'axe de sélection de coupe ($G\Phi_z$ en z) (Fig.54).

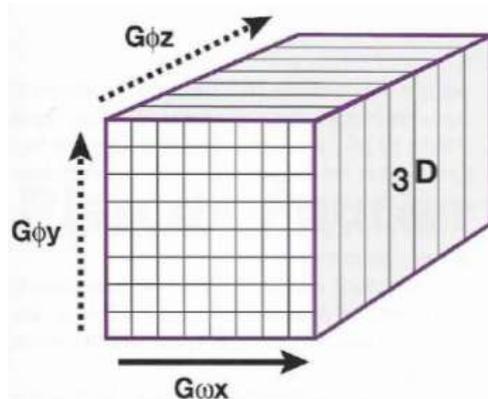


Figure 54 : Principe de l'imagerie 3D (27)

4. TEMPS D'ACQUISITION DE L'IMAGE

Le temps d'acquisition T_{ac} nécessaire pour obtenir une image 2D dépend de plusieurs paramètres :

- Le *temps de répétition TR*, qui sépare deux impulsions de 90° et qui correspond au temps de passage d'une ligne à l'autre du plan de Fourier.

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

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

Le temps d'acquisition T_{ac} nécessaire pour obtenir une image 3D comporte un paramètre supplémentaire : le *nombre de lignes* N_{pz} de la matrice (pixels ou étapes d'échantillonnage dans le sens du codage de phase en z) correspondant au nombre de coupes effectuées dans le volume.

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

Ce temps d'acquisition devient prohibitif (T_{ac} de plusieurs heures en séquence d'écho de spin) pour plusieurs raisons, dont le temps d'anesthésie générale en médecine vétérinaire, et les artefacts de mouvement. C'est pourquoi des techniques d'imagerie rapide ont été développées.

VII. QUALITE DE L'IMAGE ET ARTEFACTS (28) (29)

En IRM, la qualité de l'image est un élément primordial dans le rendement diagnostique.

1. CRITERES DE QUALITE DE L'IMAGE

La qualité d'une image IRM dépend de plusieurs paramètres : le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale et le contraste. En fonction de la région anatomique étudiée, de la pathologie recherchée, et des préférences de l'équipe, on privilégiera l'un ou l'autre de ces paramètres, qui sont interdépendants. Par ailleurs, ils sont liés au temps d'acquisition de l'image, qu'il faut minimiser afin d'obtenir une durée d'examen acceptable : en effet cela conditionne la durée d'immobilisation du patient et donc la qualité de l'exploration.

La présence d'artefacts détériore également la qualité de l'image, ils peuvent donc être considérés comme un critère de qualité.

1.1. LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT

Il représente la quantité d'informations recueillies correspondant véritablement aux structures anatomiques de l'individu (signal) vis-à-vis de l'information parasite, aussi appelée bruit ou signaux indésirables. Le bruit provient de l'animal (agitation thermique des protons à l'origine d'émissions parasites), du système électronique (fluctuations électroniques dans l'antenne), ou encore d'artefacts. Quand le rapport signal sur bruit est faible, l'image apparaît granuleuse.

Le rapport signal sur bruit dépend de :

➤ caractéristiques de l'appareillage :

- intensité du champ magnétique principal : le signal de la coupe sélectionnée est émis par les protons excités. La différence de population entre spins parallèles et antiparallèles est d'autant plus grande que l'intensité du champ magnétique est élevée. Ainsi, on peut considérer approximativement que le signal augmente proportionnellement à l'intensité du champ employé.
- gradients de champ
- impulsions RF
- antennes : plus le volume de réception de l'antenne est restreint autour de la zone d'intérêt, moins il y aura de bruit enregistré en provenance des structures environnantes, et meilleur est le rapport signal sur bruit. Les antennes de surface ont un meilleur rapport signal/bruit que l'antenne corps entier.

➤ caractéristiques tissulaires (mouvements moléculaires) : densité protonique, T1, T2

➤ paramètres d'acquisitions sélectionnés par l'opérateur :

- taille du voxel : en considérant la densité de protons comme relativement constante dans le corps humain, plus le voxel mesuré sera grand, plus le nombre de spins qu'il contient sera élevé, et plus le signal qu'il émettra sera élevé, il y a donc une relation proportionnelle entre volume du voxel et quantité de signal.
- nombre d'excitations : si l'on réalise plusieurs mesures pour une même coupe : le signal sera identique à chaque mesure, mais le bruit sera différent car il est aléatoire. En augmentant le nombre d'excitations, on favorise l'intensité du signal, mais cela peut vite devenir incompatible avec une durée raisonnable d'anesthésie.

- bande passante de réception : une bande passante correspond à l'ensemble des fréquences contenues dans un signal et enregistrées par le récepteur. Le bruit ayant un niveau constant quel que soit les fréquences, le choix d'une bande passante de réception large (ou gamme de fréquence large) favorisera une proportion élevée de bruit. La réduction de la bande passante contribue à augmenter le rapport signal sur bruit mais aussi les risques d'artefact de déplacement chimique.
- mais aussi TR, TE, angle de bascule (cf VIII), nombre de lignes de la matrice

1.2. LE CONTRASTE

Le contraste correspond à la variation d'intensité de signal entre deux structures adjacentes. En IRM, il dépend des paramètres intrinsèques de chaque tissu (mouvements moléculaires, T1, T2, etc.) mais, ce qui l'influence le plus sont les paramètres réglés par l'opérateur (TR, TE, angle de bascule de la séquence d'acquisition). Le contraste est, de plus, influencé par le rapport signal sur bruit. Le contraste est à optimiser afin de répondre aux objectifs de la séquence : étude anatomique, caractérisation tissulaire, recherche d'un oedème, de sang, de graisse ou de liquide, étude de flux vasculaire...

1.3. LA RESOLUTION SPATIALE

La résolution spatiale correspond à la « finesse » de l'image, c'est-à-dire à la taille du plus petit détail que l'on peut identifier. Ainsi, plus les voxels de signal enregistrés sont petits, plus la résolution spatiale sera élevée. Le volume du voxel est défini par la dimension de la matrice, le champ de vue (qui contrôlent la taille du pixel) et l'épaisseur de coupe.

Le problème étant de trouver le meilleur compromis entre le rapport signal sur bruit et la résolution spatiale, car ces deux facteurs sont antinomiques et prolongent le temps d'acquisition. En effet, si la résolution spatiale augmente, le rapport signal sur bruit diminue car il est proportionnel au volume du voxel. Il faut donc faire attention lors de la programmation de la séquence : le gain en résolution spatiale peut être inutile si l'image est trop bruitée du fait d'un voxel trop petit. Pour contrecarrer la baisse du rapport signal sur bruit, il faut réduire les hétérogénéités magnétiques et augmenter l'intensité du gradient. Ceci est possible en système haut champ : le signal étant plus important, il est possible d'augmenter la taille de la matrice et de diminuer l'épaisseur de coupe pour avoir une bonne résolution spatiale.

1.4. LES ARTEFACTS

Les zones d'artefacts sont des zones d'erreur de signal qui modifient l'apparence des structures anatomiques étudiées. Autrement dit, ils correspondent à une augmentation de l'intensité du signal dans une zone qui n'est pas censée en produire, ou par une perte de signal alors que le signal devrait être produit. L'origine de ces artefacts peut être le patient lui-même ou le système IRM. Chaque type d'artefact est favorisé par certains équipements IRM, certaines séquences ou certains contextes pathologiques. Il s'agit donc de les corriger, les minimiser, les réorienter ou bien les reconnaître afin de ne pas se faire piéger lors de l'interprétation.

1.4.1. ARTEFACTS LIÉS AU PATIENT

➤ Artefacts métalliques

La présence de corps ferromagnétiques s'accompagne de distorsions locales du champ. Il se présente sous la forme d'un vide de signal, entouré d'un arc en hypersignal, la déformation de l'image est caractéristique (*Fig.55*).

Pour les éviter, aucun objet ferromagnétique ne doit rentrer dans la salle (cf 1^{ère} partie, B, III. Instrumentation IRM). L'image est d'autant plus détériorée que ces corps étrangers sont volumineux et les artefacts métalliques sont plus prononcés avec les IRM haut champ. On peut utiliser préférentiellement des séquences écho de spin plutôt que des séquences écho de gradient qui sont plus sensibles aux hétérogénéités de champ.

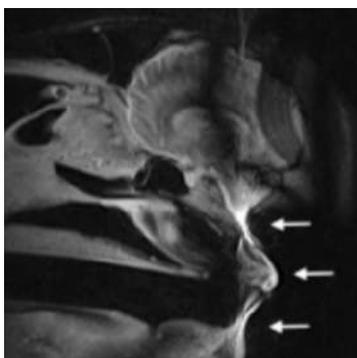


Figure 55 : Exemple d'artefact métallique créé par une sonde endotrachéale magnétique (16)

➤ Artefacts de mouvement

Les artefacts de mouvements peuvent être dus aux mouvements volontaires, aux mouvements physiologiques du cheval (respiration), ou encore aux mouvements liquidiens dans les vaisseaux sanguins.

L'échantillonnage en phase est beaucoup plus long que l'échantillonnage en fréquence, les mouvements perturbent donc principalement l'échantillonnage en phase, et les artefacts se produisent le long de cet axe. On distingue deux types d'artefact de mouvements (*Fig.56*) :

- L'image devient floue, selon les deux directions de codage de phase et de fréquence, en conséquence de mouvements aléatoires.
- Des images fantômes, c'est-à-dire une alternance de bandes de signal intense et faible. Elles se propagent selon la direction du codage de phase et couvrent l'ensemble de l'image (même en dehors des limites anatomiques). Elles sont d'intensité croissante avec l'amplitude du mouvement et l'intensité du signal de la structure mobile. Elles sont la conséquence de deux mécanismes :
 - Mouvements de structures entre deux répétitions (entre l'acquisition des données et l'impulsion 90° de la ligne suivante) : il y a des incohérences lors de l'échantillonnage des données pour la reconstruction de l'image. Si ces incohérences se produisent de manière périodique, il y a des images fantômes, dont l'espacement augmente avec le TR.
 - Mouvements de structures pendant l'acquisition de la ligne (entre l'impulsion de 90° et l'acquisition des données). En effet, la phase des spins ne devrait dépendre que de leur localisation spatiale car les décalages de phase induits par les gradients de sélection de coupe et de fréquence sont corrigés. Mais si les spins se déplacent pendant l'application des gradients, la correction n'a pas lieu correctement et il persiste des décalages de phases qui se traduisent par des images fantômes.

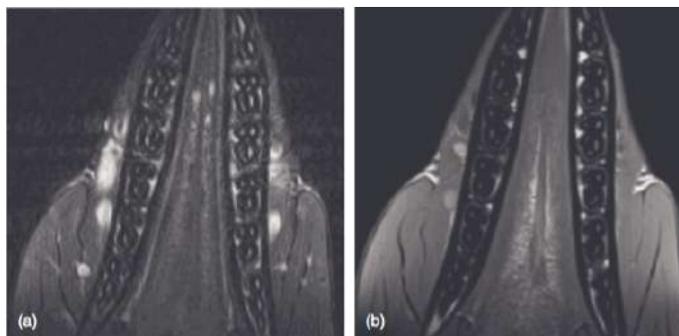


Figure 56 : (a) Exemple d'artefact de mouvement lié à une immobilisation incomplète de la tête, les vibrations dues aux gradients ont causé un mouvement répétitif. Les marges sont floues et il y a des images fantômes en arrière plan dans la direction du codage de phase. (b) sans artefact (16)

Les artefacts de mouvement sont plus prononcés à haut champ et dans les séquences longues. Un certain nombre de stratégies peuvent être mises en œuvre pour les éviter, citons des exemples :

- Pour les mouvements physiologiques périodiques : synchronisation de l'acquisition des données au mouvement.
- Pour les mouvements non périodiques : immobilisation maximale de la zone d'étude, augmentation du nombre d'excitations pour diminuer l'intensité des images fantômes, augmenter le TR pour augmenter l'espacement des images fantômes et les « chasser » en dehors de la zone d'intérêt, etc.

1.4.2. ARTEFACT DE SUSCEPTIBILITE MAGNETIQUE

La susceptibilité magnétique d'un tissu correspond à l'aimantation interne de ce tissu induite par un champ magnétique externe (B_0). Lorsque deux structures ayant des susceptibilités magnétiques très différentes (par exemple air/os au niveau des sinus), il existe un gradient de champ magnétique au niveau de leur interface. Ce gradient induit un déphasage accéléré des spins responsables d'une perte de signal et d'une distorsion de l'image à la zone d'interface. Cet artefact augmente avec l'intensité du champ magnétique principal et est donc majoré à haut champ.

Il existe plusieurs méthodes pour atténuer ou modifier les artefacts de susceptibilité magnétique, par exemple :

- Les séquences en écho de spin y sont moins sensibles que les séquences en écho de gradient (cf 1^{ère} partie, B, VIII), et ce grâce à l'impulsion de rephasage de 180° qui corrige les hétérogénéités de champ.
- Des TE courts peuvent réduire la perte de signal en laissant moins de temps au déphasage de se produire.
- Diminuer les hétérogénéités de champ grâce à des bobines réglables appelées bobines de Shim. En ajustant ces bobines, les variations de champ induites par l'échantillon peuvent être en partie compensées.

Cet artefact peut cependant se révéler intéressant d'un point de vue diagnostique, notamment pour la détection des métastases de mélanome, de lésions calcifiées, mais aussi des hématomes (les produits de dégradation du sang, déoxyhémoglobine et hemosidérine, ont des susceptibilités magnétiques élevées). Les séquences en écho de gradient avec une pondération en T2* permettent de mettre en évidence ces lésions par augmentation de l'artefact.

1.4.3. ARTEFACT DE TRONCATURE

Ils sont dus à la reconstruction de l'image par transformée de Fourier discrète à partir d'un

signal échantillonné et au fait qu'il est difficile de représenter une zone où il existe une transition brutale de signal (exemple graisse / corticale osseuse). En principe, une image anatomique contient un éventail infini de fréquences spatiales qui sont échantillonnées en utilisant un nombre fini de fréquences. Pour reproduire fidèlement cette zone de variation brutale de signal, il faudrait disposer d'une gamme infinie d'ondes sinusoïdales (en fréquence et en phase). La limite principale est représentée dans la direction du codage de phase où le nombre d'étapes d'incrémentations du gradient (nombre de lignes de la matrice) est limité car la résolution spatiale conditionne la durée d'examen. En augmentant la gamme d'échantillonnage des ondes sinusoïdales, les contours de la zone abrupte sont mieux représentés, mais des variations périodiques de signal persistent de part et d'autre de la zone (*Fig.57*). Elles se traduisent par des striations d'hyper- et d'hypo-signal parallèles à l'interface de variation brutale du signal. La périodicité des striations est liée à la taille de la matrice, soit à la résolution spatiale.

Pour les atténuer, il faut augmenter la taille de la matrice, ou encore réduire le champ de vue (FoV).

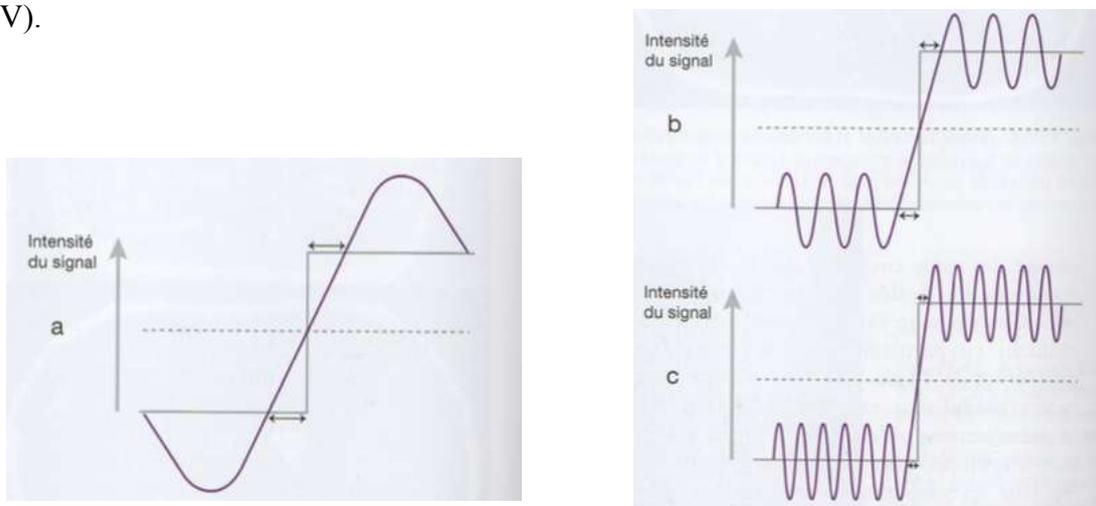


Figure 57 : Mécanisme de l'artefact de troncature (29)

1.4.4. ARTEFACT DE REPLIEMENT

L'aliasing ou artefact de repliement apparaît lorsque l'objet est plus grand que le champ de vue, et se traduit par le repliement des structures hors champ du côté controlatéral de l'image (*Fig.58*).

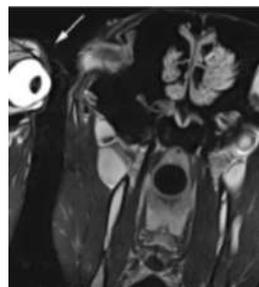


Figure 58 : Artefact de repliement (16)

Il est dû à une ambiguïté de codage spatial qui attribue à l'objet hors champ le même codage que celui des structures du côté opposé du champ de vue. Cette erreur de codage spatial peut survenir dans la direction du codage de phase ou celui du codage de fréquence :

➤ **L'aliasing dans la direction du codage de fréquence**

En principe, pour échantillonner correctement un signal, la demi-fréquence d'échantillonnage, appelée fréquence de Nyquist, doit être supérieure ou égale à la plus haute fréquence présente dans le signal. Si ce n'est pas le cas, on obtient un signal erroné de fréquence plus basse par sous-échantillonnage (Fig.59). Lorsque des spins sont situés hors du champ de vue, ils ont une fréquence de rotation plus élevée en conséquence du gradient : si celle-ci est supérieure à la fréquence de Nyquist, ils sont codés de façon erronée avec des spins de fréquence plus basse (Fig.60). Pour éliminer cet artefact, il suffit donc d'augmenter la fréquence d'échantillonnage. L'aliasing dans la direction du codage de phase est plus embêtant.

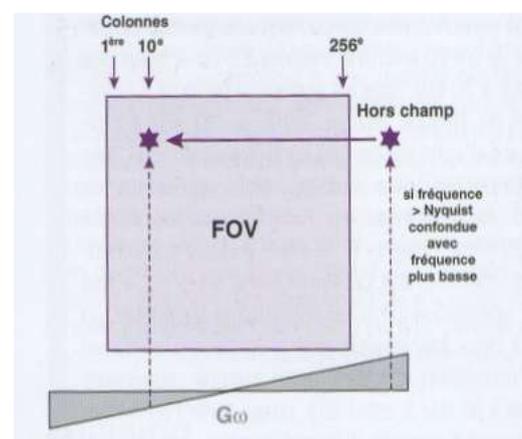
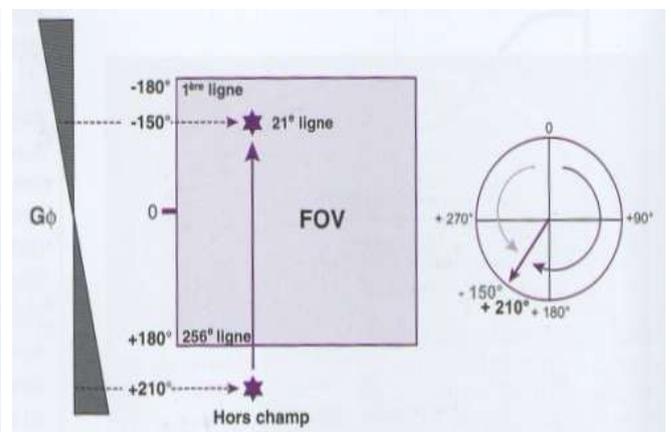
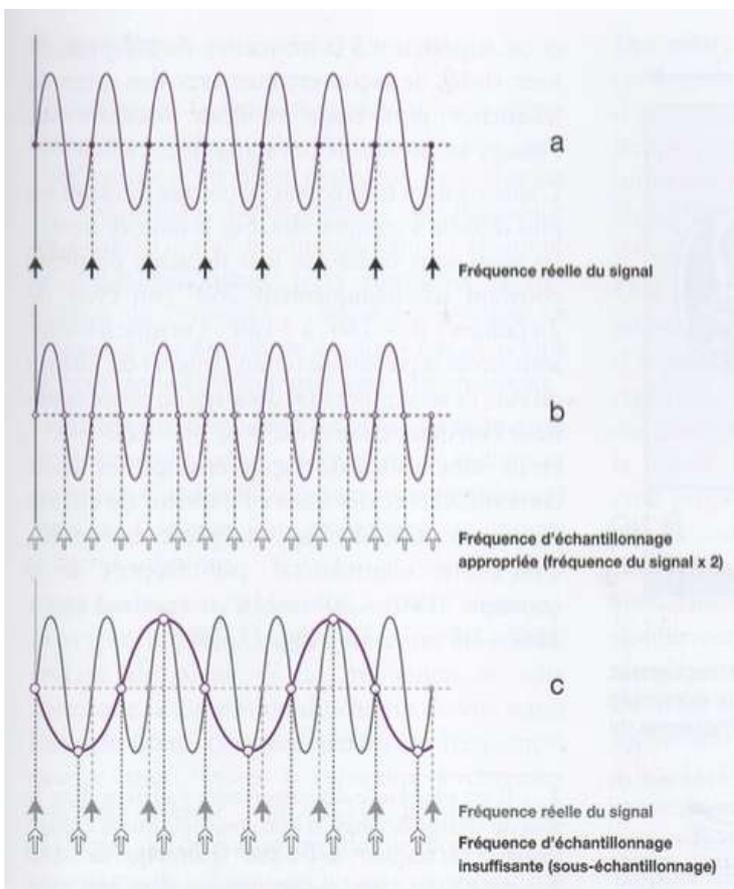


Figure 59 (à gauche) : échantillonnage d'un signal (29)

Figure 60 (en bas à droite) : aliasing dans la direction du codage de fréquence (29)

Figure 61 (en haut à droite) : aliasing dans la direction du codage de phase (29)

➤ **L'aliasing dans la direction du codage de phase**

Les décalages de phase provoqués par le gradient de codage de phase sont répartis de -180° à $+180^\circ$ sur l'étendue du champ de vue (FoV). Lorsque des spins sont situés à proximité et en dehors du champ de vue, ils accumulent un décalage de phase supérieure ($-180^\circ - X^\circ$ ou $180^\circ + X^\circ$) et sont donc confondus avec des spins à l'intérieur du champ dont le décalage est de X° , c'est-à-dire controlatéral par rapport à 0 (*Fig.61*).

Pour éliminer cet artefact dans le codage de phase, il faut bien sûr choisir un champ de vue qui englobe toute la région anatomique dans la direction du codage de phase. Cependant pour conserver une résolution spatiale identique sur la région d'intérêt, il faut également augmenter le nombre d'incrément de décalage de phase (dimension de la matrice), ce qui augmente d'autant plus la durée d'acquisition totale de la séquence. Pour atténuer ce problème, les directions des codages de phase et de fréquence peuvent être choisies de telle façon que la direction du codage de phase corresponde à la plus petite dimension de la région anatomique à étudier, ce qui conduit à utiliser des matrices asymétriques et évite d'avoir à trop augmenter le nombre de pas de codage de phase. L'utilisation d'antennes de surface permet également de réduire le risque d'artefact de repliement : en effet, comme le signal ne provient que d'une profondeur réduite, les structures éloignées de l'antenne ne participent pas au repliement.

1.4.5. ARTEFACT DE DEPLACEMENT CHIMIQUE

Les protons situés dans des environnements différents (ex : tissu graisseux / tissu mou principalement aqueux) précèdent à des vitesses différentes. Après l'application des gradients de fréquence, la localisation spatiale au niveau d'une interface graisse/eau sera décalée le long de ce gradient pour peu que la différence en fréquence (entre les tissus) excède le décalage en fréquence d'un ou plusieurs pixels. Ainsi au niveau de l'interface, on peut observer une ligne claire là où les signaux se superposent, et une ligne noire là où les signaux se séparent (*Fig.62*). Ces artefacts sont plus marqués à haut champ car la différence de fréquence graisse-eau est plus important, et plus ou moins fréquents selon la région anatomique (ex : ils sont fréquents en région orbitaire).

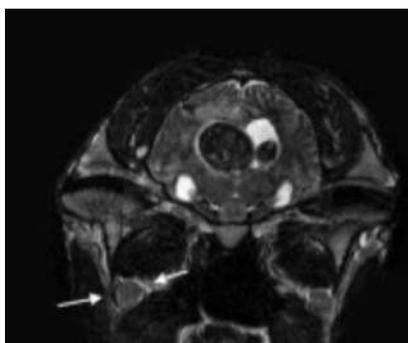


Figure 62 : Exemple d'artefact de déplacement chimique sur une image transverse acquise en séquence spin-echo rapide et pondérée T2. L'artefact est visible dans la direction du codage en fréquence, sur les marges de la glande salivaire (flèches blanches) : il y a un signal élevé sur la droite de la glande, et un signal faible sur la gauche de la glande. A noter que ce cheval présente également un granulome cholestérinique. (16)

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

1.4.6. PHENOMENE D'EXCITATION CROISEE

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

L'espacement entre les coupes (minimum 1 mm) permet de l'éviter.

1.4.7. ARTEFACTS DE VOLUME PARTIEL

Lorsqu'il existe des tissus différents au sein d'un même voxel, l'intensité du pixel correspondant sur l'image est erronée. Ceci pose problème pour les marges des structures qui sont alors moins bien définies, ou pour les toutes petites structures qui peuvent ne pas être visualisées.

Pour les éviter, il faut réduire l'épaisseur des coupes, augmenter la résolution spatiale, et acquérir les images perpendiculairement aux structures à risque.

1.4.8. LE PHENOMENE DE L'ANGLE MAGIQUE

L'artefact de l'angle magique peut avoir lieu lorsque les fibres de collagène forment avec l'axe du champ magnétique principal un angle de $54,7^\circ (\pm 10^\circ)$: le T2 est rallongé et le signal augmenté, en particulier dans les séquences à TE court.

Pour vérifier qu'il s'agit bien d'une fausse image, on peut orienter différemment la structure à visualiser, ou simplement comparer ces images à celles obtenues en TE long.

2. PARAMETRES TECHNIQUES INFLUENÇANT LA QUALITE DE L'IMAGE

2.1. LES PARAMETRES NON OPERATEURS DEPENDANTS

2.1.1. LES PARAMETRES INHERENTS AUX TISSUS ETUDIES

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

2.1.2. LES PARAMETRES DEPENDANTS DU SYSTEME

Ils sont fixés par le constructeur :

- L'aimant : le rapport signal sur bruit est proportionnel au champ magnétique B0 qui doit être le plus homogène possible.
- L'émetteur : une amplification non linéaire est responsable d'une déformation de l'onde d'excitation et donc du phénomène d'excitation croisée.
- Les gradients : ils sont caractérisés par leur intensité maximale qui détermine les limites de l'épaisseur de coupe, du champ de vue et du TE, par leur linéarité et par leur temps de montée.
- L'antenne : elle est caractérisée par sa sensibilité et son gain. Les antennes de surface permettent d'obtenir le meilleur rapport signal sur bruit tout en augmentant la résolution spatiale (diminution du champ de vue) mais elles n'explorent qu'une faible profondeur.

Dans certaines mesures, l'opérateur a cependant une certaine action sur les deux paramètres précédents, puisqu'il agit sur les gradients lorsqu'il choisit le plan et l'épaisseur de coupe, et puisque les antennes sont choisies selon la région à explorer.

2.2. PARAMETRES OPERATEURS DEPENDANTS

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

2.2.1. LES PARAMETRES MODIFIANT LE CONTRASTE

Pour les séquences courantes, les paramètres accessibles sont le TR, le TE et l'angle de bascule. Comme vu au paragraphe 1^{ère} partie, B, IV, 3., le choix des durées de TR et TE permet d'obtenir le contraste désiré en T1, T2, ou densité protonique (ex : contraste T1 lorsque TR et TE courts). Mais ces trois paramètres influencent également le rapport signal sur bruit, TR et TE le le nombre de coupes, et TR le temps d'acquisition :

- TR : pour un TR long, la repousse de l'aimantation longitudinale est plus importante. Après la bascule de l'aimantation longitudinale, le signal disponible et donc le rapport signal sur bruit est plus important ; et réciproquement. Ainsi pour une pondération en T1, une baisse importante du TR conduit à une perte du signal.
- TE : le TE optimum correspond au TE minimum permis par l'appareil. En effet, lorsque le TE augmente, le signal et donc le rapport signal sur bruit diminuent (décroissance en T2). Or l'augmentation de TE est indispensable pour la pondération T2 : on peut alors réduire la largeur de la bande passante pour augmenter le signal, mais le nombre de coupes sera toujours diminué.
- l'angle de bascule : il intervient dans les séquences écho de gradient (cf 1^{ère} partie, B, VIII.), un angle $> 45^\circ$ donne plutôt une pondération T1, un angle plus faible donne plutôt une pondération en T2* ou densité protonique. Pour des angles $< 90^\circ$, un TR court permet paradoxalement d'augmenter le signal disponible.

2.2.2. LES PARAMETRES NE MODIFIANT PAS LE CONTRASTE

➤ L'épaisseur de coupe

Rappelons que l'épaisseur de coupe est déterminée par l'amplitude du gradient de sélection de coupe et par la bande passante de l'impulsion RF. Son augmentation provoque une augmentation de la taille du voxel, et ainsi une augmentation du nombre de protons qui participent à la réalisation du signal, donc un rapport signal sur bruit plus élevé. En revanche la résolution spatiale est moins bonne. Enfin, les coupes peuvent être jointives ou espacées. Les coupes jointives peuvent être affectées par un phénomène d'excitation croisée qui dégrade l'image.

➤ Champ de vue FoV et matrice

Ils sont indissociables, ils contrôlent la taille du pixel et le volume du voxel, ce qui influence le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale mais aussi le temps d'acquisition : les matrices asymétriques permettent un gain de temps appréciable par la réduction du nombre de lignes.

➤ **Le nombre d'excitations**

En augmentant le nombre d'excitations, on augmente le rapport signal sur bruit et le temps d'acquisition sans influencer la résolution spatiale. Le rapport signal sur bruit augmente car le signal est identique à chaque mesure alors que le bruit, lui, est aléatoire. Ainsi, modifier le nombre d'excitations est le meilleur moyen pour compenser les effets induits par la modification des autres paramètres ou les artefacts de mouvement.

➤ **La bande passante du signal**

Il ne faut pas la confondre avec la bande passante de l'impulsion RF. La bande passante du signal correspond à l'ensemble des fréquences contenues dans un signal et enregistrées par le récepteur. Une bande passante de signal étroite donne un meilleur rapport signal sur bruit des images. Cependant, une diminution de la bande passante augmente l'artefact de déplacement chimique.

VIII. NOTIONS DE BASE D'IMAGERIE RAPIDE (30)

Dans le cas de cette thèse, des techniques d'imagerie rapide ont été utilisées. Les techniques d'imagerie rapide permettent de réduire le temps d'acquisition de l'image et ouvre des perspectives d'imagerie tridimensionnelle, dynamique et fonctionnelle avec des temps d'acquisition raisonnables. Cette partie présente quelques pistes de réduction du temps d'acquisition de l'image, à l'origine de nombreuses techniques avec de nombreuses variations et spécificités, non détaillées dans le cadre de cette thèse.

1. TECHNIQUES POUR REDUIRE LE TEMPS D'AQUISITION

1.1. DIMINUER LE NOMBRE D'EXCITATIONS NEX

Cependant ceci réduit le rapport signal sur bruit et majore les artefacts de mouvement, ce n'est donc envisageable qu'avec des appareils à haut champ.

1.2. DIMINUER LE NOMBRE DE LIGNES DE LA MATRICE NP

Cependant ceci réduit la résolution spatiale de l'image dans le sens du codage de phase et majore les artefacts de troncature.

1.3. REDUIRE LA DUREE DU TR ET DU TE

La réduction du TR n'est pas souhaitable en imagerie de spin écho à cause de la baisse significative du signal (cf 1^{ère} partie, B, IV, 3, a.), mais elle est possible sans perte notable de signal en séquence écho de gradient : la diminution de l'angle de bascule de l'impulsion RF permet de maintenir un niveau d'aimantation longitudinale à partir duquel se fait la repousse, ce qui permet en finalité d'avoir un signal disponible « maximal » dans le plan transversal.

Notons qu'en écho de gradient, un troisième paramètre module donc le contraste :

- si l'angle de bascule est faible, chaque tissu a le temps de revenir à son état d'équilibre initial (repousse longitudinale complète), donc l'image est dépendée en T1 et pondérée en densité protonique.
- inversement si l'angle de bascule est important, les repousses longitudinales ne sont pas complètes, les différences des tissus « s'expriment », l'image est pondérée en T1.

Mais cette aimantation longitudinale résiduelle est inversée si l'onde RF est suivie d'une impulsion 180° (comme en spin écho), conduisant à un état d'équilibre de valeur encore réduite. C'est pourquoi il n'y a pas d'impulsion 180° en imagerie rapide, l'écho est obtenu par inversion de gradient. Expliquons. Tout gradient induit des différences de fréquence, et par conséquent des différences en phases, exploités par le codage de phase, mais indésirables pour le gradient de sélection de coupe et le codage en fréquence, car ils conduisent à une diminution du signal RMN. En effet, plus l'amplitude ou le temps d'application du gradient est important, plus le déphasage est important et plus le signal baisse.

- Pour s'affranchir des décalages de phase induits par le gradient de codage en fréquence :

- En écho de gradient :

On utilise un gradient bipolaire, divisé en deux gradients ou lobes de même amplitude et de polarité inverse -1/+1. Pendant l'application du premier gradient négatif Gd^- , les protons se déphasent. Immédiatement après, on applique le deuxième gradient positif Gd^+ qui compense exactement les déphasages induits par le premier gradient. Au moment où les déphasages s'annulent, on recueille le signal et on réalise le codage par la fréquence : en effet les protons précèdent toujours à des fréquences différentes car l'application du deuxième gradient est en cours (*Fig.63*). Mais le codage en fréquence ne se fait pas instantanément (il faut balayer toute la ligne), et doit être de part et d'autre de l'écho. On double donc le temps d'application du deuxième gradient par rapport au premier (-1/+2), l'écho est alors centré sur le milieu de ce « double » gradient, toujours au moment du rephasage des spins.

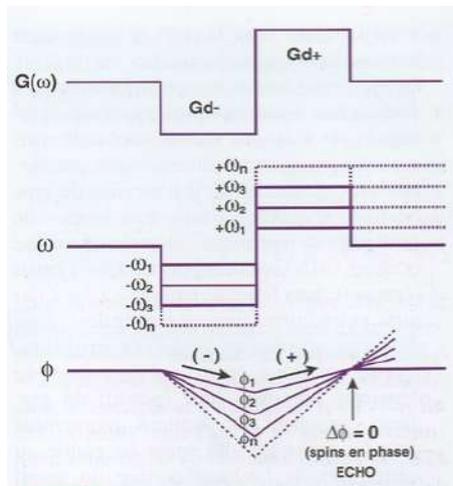


Figure 63 : Principe d'un gradient bipolaire (écho de gradient) (30)

- o En écho de spin

On utilise une impulsion de 180° qui inverse déjà la phase des spins. Il suffit donc d'appliquer un premier lobe positif avant l'impulsion de 180° . Il est placé avant l'impulsion 180° pour une raison de navigation dans le plan de Fourier, non détaillée ici. On applique le second lobe positif, et toujours de surface double (+1/+2), lors de la lecture du signal, pour obtenir le rephasage des spins (Fig.64). Ainsi en faisant coïncider l'écho de spin créé par l'impulsion de 180° et l'écho de gradient généré par le gradient bipositif, on réceptionne un signal élevé. Le gain en temps d'acquisition n'est donc pas le seul intérêt de l'écho de gradient.

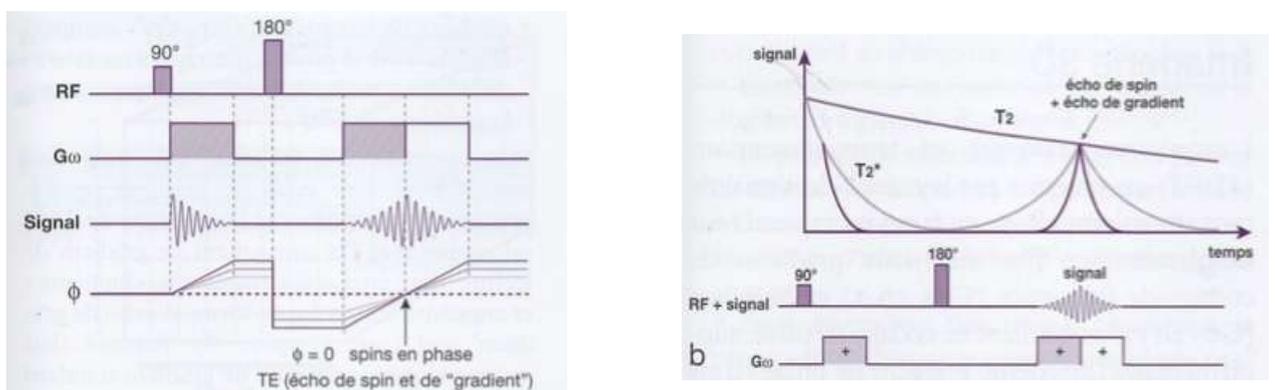


Figure 64 : Echo de gradient dans l'écho de spin (30)

➔ En fait l'écho de gradient permet une « remontée » du signal sur la courbe de relaxation T_2^* . Cette inversion de gradient peut être obtenue plus rapidement que l'impulsion de rephasage 180° , c'est pourquoi le TE peut être également réduit en séquence d'écho de gradient, et donc également le TR.

- Pour compenser les déphasages induits par le gradient de sélection de coupe :
Ceci se fait également avec deux lobes, mais de rapport +2/-1 pour l'impulsion 90° , et de rapport +1/+1 pour l'impulsion 180° car elle inverse le sens des déphasages.

Ceci permet de visualiser le chronogramme quasi définitif de la séquence écho de spin (Fig.65), le chronogramme définitif n'est établi qu'avec l'explication de la navigation dans le plan de Fourier, ce qui dépasse l'objectif de cette thèse et ne sera pas détaillée.

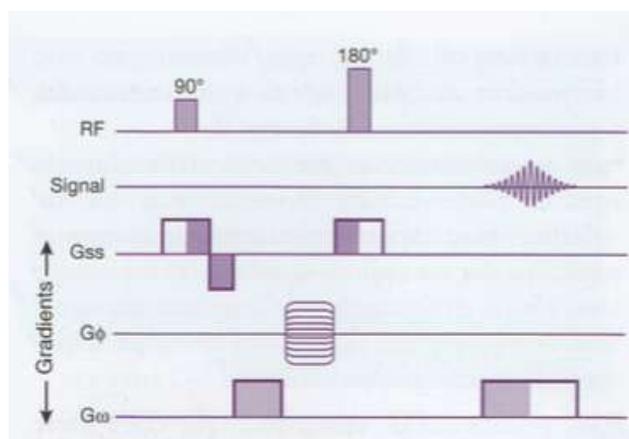


Figure 65 : Chronogramme quasi définitif de la séquence écho de spin (30)

1.4. REMPLISSAGE RAPIDE DU PLAN DE FOURIER

- Augmenter la vitesse de balayage, dans les séquences d'écho de gradient rapide et dérivés.
- Modifier la trajectoire de balayage dans le plan de Fourier
 - Balayage de plusieurs lignes pendant une seule excitation en séquence d'écho de spin rapide :

Normalement, dans une séquence multi-échos, les échos successifs obtenus à partir d'une même excitation, sont utilisés pour obtenir des images de pondération différente. On peut prendre l'exemple de deux échos utilisés respectivement pour une pondération en densité protonique et une pondération en T2. A chaque excitation, le 1^{er} écho permet le remplissage d'une ligne du plan de Fourier correspondant à l'image en densité protonique, le 2^{ème} écho permet le remplissage d'une ligne du plan de Fourier correspondant à l'image en T2. Pour diminuer la durée des séquences en écho de spin rapide, chaque écho d'une même excitation bénéficie d'un codage de phase spécifique, conduisant à la réalisation d'une ligne. Ainsi, si on exploite Ne échos au cours d'une même excitation, Ne lignes sont acquise à chaque fois. La durée d'acquisition de la

séquence est ainsi divisée par N_e en acquisition monocoupe. Il est toujours possible de scinder ce train d'échos, chaque groupe d'échos permet alors d'obtenir une pondération. (Fig.66)

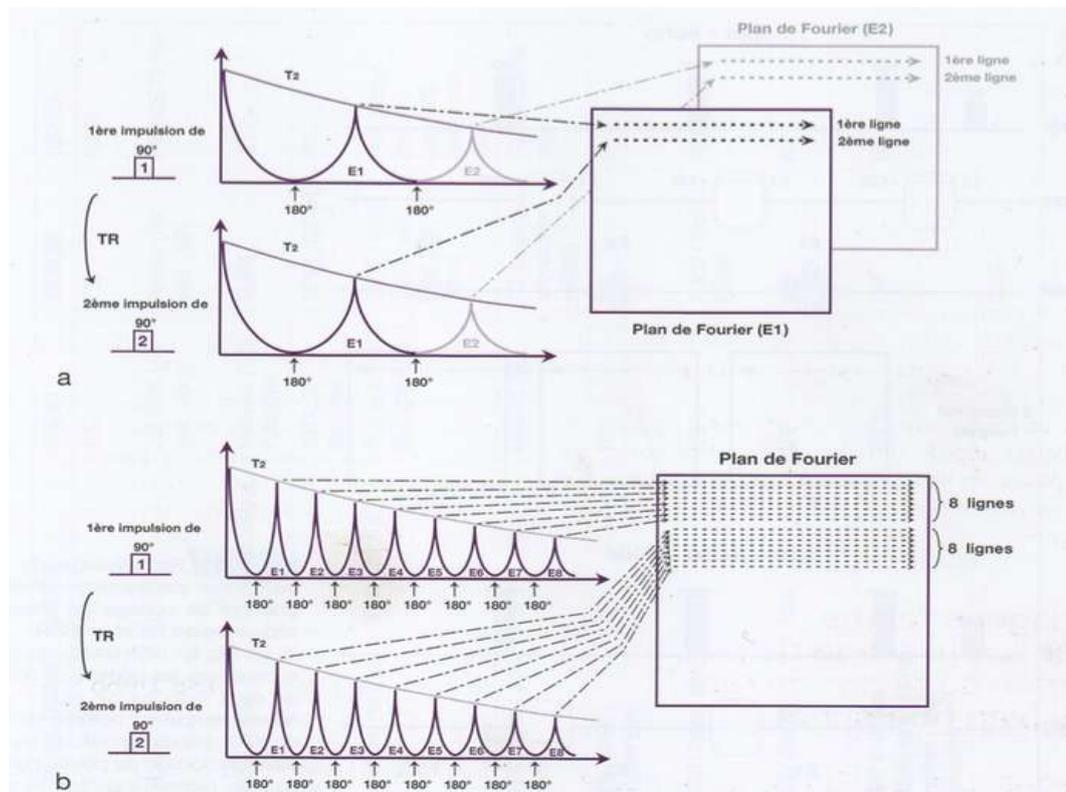


Figure 66 : Remplissage des lignes du(des) plan(s) de Fourier en séquence SE et ESR (30)

Mais la séquence d'écho de spin rapide présente des particularités :

- la séquence est bien dépendée en T1 car le TR est plus long qu'en écho de spin standard, et fortement pondérée en T2 en raison des échos tardifs.
- la graisse présente un signal élevé en raison d'échos précoces qui apportent une contribution en T1, or la graisse a un T1 court.
- l'application à intervalle régulier d'impulsions de 180° a plusieurs conséquences :
 - un rephasage des spins sur les paires d'échos successives à l'origine d'un effet intrinsèque de compensation de flux, il y a donc une réduction des artefacts pulsatiles.
 - la séquence est peu sensible aux hétérogénéités de champ magnétique.
 - la séquence est peu sensible aux effets de susceptibilité magnétique et le signal des hématomes est réduit (il est normalement lié à un effet de susceptibilité magnétique du fer contenu dans les produits de dégradation de l'hémoglobine, or il y a une réduction du déphasage périlésionnel des spins lors de cette séquence).

- une variation brutale du signal entre deux lignes consécutives du plan de Fourier entraîne l'apparition d'artefacts : en effet cela induit des erreurs lors de la transformée de Fourier ayant pour conséquence un défaut de codage spatial. Cela revient à un artefact de troncature en écho de spin standard sur une zone de variation brutale du signal, mais en écho de spin rapide cela se traduit par un flou de l'image que l'on peut confondre avec un artefact de mouvement du patient. En réduisant l'espace inter-échos, on réduit les variations en T2 du signal et donc le flou de l'image. Cela se fait au détriment du temps d'échantillonnage qui doit être réduit, ce qui réduit également le rapport signal sur bruit ; et au détriment de la durée des impulsions de 180° qui doit être réduite, elles sont donc moins sélectives : le phénomène d'excitation croisée est majoré et il existe un transfert d'aimantation sur les protons liés aux protéines, avec réduction du signal de ces derniers.

- Balayage de tout le plan de Fourier dans les séquences « instantanées » : ex de l'écho planar :

C'est le même principe que l'écho de spin rapide, c'est-à-dire que plusieurs lignes voire l'ensemble du plan de Fourier sont acquis lors d'une même excitation, mais le signal des lignes successives est obtenu par un train d'impulsions θ qui réalisent une série d'échos de gradient, ce qui est plus rapide qu'un train d'échos de spin.

Par ailleurs, les modifications de trajectoire de balayage du plan de Fourier ont aussi des conséquences sur l'image. En effet, l'échantillonnage en fréquence du signal se fait de part et d'autre du centre de l'écho : de cette manière, dans la direction x, le signal est maximal (déphasage minimal) dans les colonnes situées au centre du plan de Fourier (basses fréquences) et minimal (déphasage maximal) dans les colonnes situées en périphérie (hautes fréquences). Il en est de même dans la direction y codée par le codage en phase : le signal est maximal dans les lignes situées au centre du plan de Fourier. Ainsi, le centre du plan de Fourier gouverne le contraste et les lignes périphériques la résolution spatiale. L'image est habituellement obtenue à partir de l'exploitation de toutes les lignes. Cependant, en modifiant la trajectoire de balayage, on peut privilégier l'un ou l'autre de ces paramètres : par exemple, en commençant à remplir l'image par le centre, on obtient d'abord du contraste, puis au fur et à mesure qu'on recrute des lignes périphériques, la résolution spatiale s'améliore (*Fig.67*).

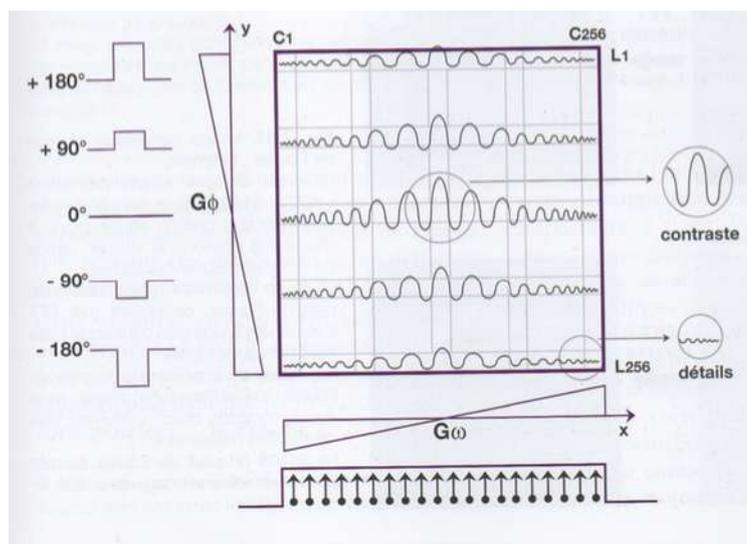


Figure 67 : Représentation schématique des données dans le plan de Fourier (27)

2. INTERET EN IMAGERIE 3D

Les techniques d'imagerie rapide ont permis de développer les acquisitions 3D, sans lesquelles ce n'est pas possible. Des séquences d'écho de gradient ou de spin rapides 3D peuvent être utilisées.

Notons que la séquence d'écho de spin rapide 3D avec un angle de bascule variable et modulé durant la durée du train d'échos, présente deux conséquences :

- les angles de bascules plus faibles ($<180^\circ$) permettent de réduire considérablement l'énergie RF transmise, ce qui est d'autant plus intéressant en IRM haut champ, comme dans le cas de cette thèse.
- Les angles élevés sont maintenus lors de l'acquisition des lignes centrales du plan de Fourier (permettant de maintenir un bon contraste de l'image), alors que les angles les plus faibles concernent l'acquisition des lignes périphériques du plan de Fourier (résolution spatiale).

Par ailleurs, la répétition de ces impulsions RF permet de maintenir un bon niveau de signal malgré la baisse des angles de bascule. En effet cela conduit à la formation d'échos stimulés qui entraînent une sorte de « pseudo état stationnaire ». Détaillons :

L'impulsion initiale de 90° bascule \vec{M}_z dans le plan transversal : \vec{M}_{xy} est alors maximal. Les spins se déphasent, ce qui conduit à une diminution de \vec{M}_{xy} . La deuxième impulsion de 90° bascule de nouveau une partie des spins dans le plan longitudinal mais certains spins continuent de précesser dans le plan xOy . Les spins restés dans le plan transversal sont à l'origine de l'écho

de Hahn, plus faible qu'un écho de spin normal. Lors de la troisième impulsion de 90° , les spins stockés dans le plan longitudinal basculent dans le plan de mesure et sont à l'origine de l'écho stimulé (Fig.68). Lorsque les impulsions RF sont suffisamment rapprochées (en pratique lorsque le TR est court), on obtient une superposition des différents signaux générés par le train d'ondes RF : FID, échos de spin, échos stimulés. Ainsi, en répétant ces couples d'impulsions d'angles de bascule réduits, on parvient à un état stationnaire (SSFP Steady State Free Precession) dans lequel le signal ne décroît plus (les spins ne se déphasent jamais complètement).

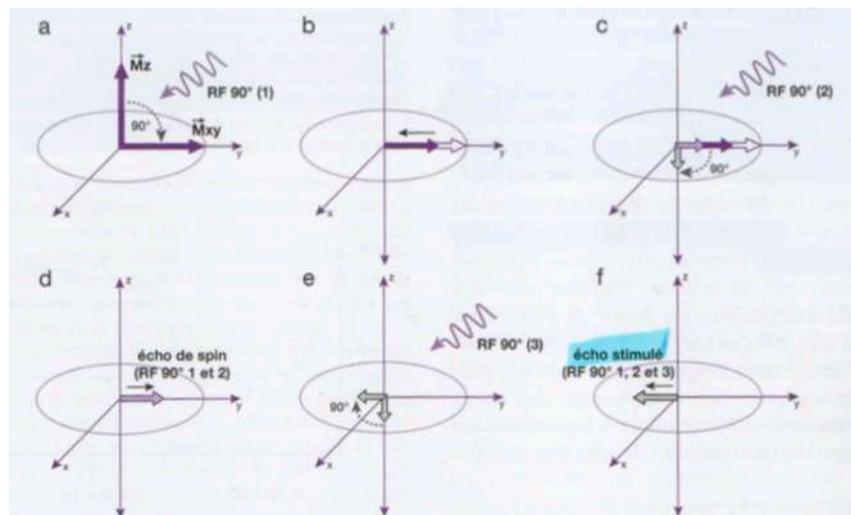


Figure 68 : Principe de l'écho stimulé (30)

IX. PARTICULARITES DE L'IRM HAUT CHAMP 3 TESLA ET PLUS (21)(16)(31)

1. PARTICULARITÉS D'ACQUISITION ET DE QUALITÉ DE L'IMAGE

Avec un IRM haut champ, il est plus facile d'obtenir des images de qualité dans un temps réduit. En effet :

- **Le rapport signal sur bruit augmente quasiment linéairement avec la force du champ, ce qui permet une augmentation de la résolution spatiale et de la résolution en contraste.**
 - Ainsi, l'anatomie est mieux définie et des modifications subtiles peuvent être détectés, ce qui est un atout considérable lors de l'apprentissage de l'anatomie et de l'interprétation des images IRM, et donc un atout dans le cadre de cette thèse. Au contraire en IRM bas champ, pour maintenir un bon rapport signal sur bruit, il faut

augmenter la taille du pixel ou augmenter l'épaisseur des coupes, mais ceci limite la résolution. De plus, des coupes plus épaisses et une plus faible résolution augmentent le risque d'artefact de volume partiel, ainsi les contours de certaines structures sont moins bien définis et des petites lésions peuvent ne pas être détectés. Certaines lésions de petite taille et peu contrastées ne sauront être détectées qu'avec un appareil IRM haut champ. Par exemple, des défauts cartilagineux de petite taille qui peuvent avoir, à moyen ou long terme des répercussions cliniques, ne sont pas visualisés avec l'IRM bas champ.

- Par ailleurs, grâce à l'amélioration de la résolution spatiale en IRM haut champ, il devient possible de réaliser des acquisitions 3D en haute résolution dans des délais très courts, aussi bien en turbo spin écho T2 qu'en FLAIR (cf Annexe 1). On peut grâce à cela étudier de manière très fine l'hippocampe, l'oreille interne et détecter de façon très précise les petites lésions de sclérose en plaques chez l'humain, notamment dans les localisations juxta-ventriculaires. (31)
- Cependant, l'utilisation d'IRM haut champ entraîne une diminution du contraste en T1. Les valeurs de T1 des différents tissus augmentent avec \vec{B}_0 , le TR doit donc être allongé pour maintenir un contraste suffisant. D'une manière générale, les séquences écho de gradient sont plus efficaces que les séquences écho de spin en termes de contraste T1.

➤ **La taille de l'aimant en IRM haut champ implique un champ de vue plus large et plus homogène.**

- Ainsi certaines structures anatomiques peuvent être imagées en une étude ou en tout cas en moins d'études qu'avec un IRM bas champ, ce qui impacte directement le temps d'acquisition.
- De plus, les images produites en périphérie de champ de vue en IRM bas champ présentent un rapport signal sur bruit plus faible, moins de détails à cause des hétérogénéités de champ, et sont plus enclins aux artefacts. Ainsi plusieurs études peuvent être nécessaires pour assurer une bonne qualité de l'image de toute la zone d'intérêt.
- Cependant, l'utilisation d'IRM haut champ implique des hétérogénéités de \vec{B}_1 . Les caractéristiques de conductivité des tissus étant différentes, on peut observer des hétérogénéités d'excitation de l'impulsion RF. Ce phénomène existe déjà à 1,5T mais est plus prononcé à 3T, car la longueur d'onde de l'impulsion RF est proche de la taille des organes, ce qui conduit à des interférences appelées « résonances

diélectriques ». Ce champ \vec{B}_1 hétérogène se manifeste alors par un signal non uniforme ainsi que des chutes de signal localisées.

➤ **L'IRM haut champ présente des effets sur les artefacts mais globalement, les artefacts sont moins un problème qu'en IRM bas champ.**

- Les artefacts de déplacement chimique sont exacerbés à haut champ car la différence de signal entre l'eau et la graisse est la plus importante (220 Hz contre 25 Hz à bas champ), mais ceci rend la suppression de graisse plus facile grâce à l'utilisation de séquences de saturation de graisse. Les séquences d'inversion récupération avec des IRM bas champ sont peu fiables en périphérie de champ de vue. Ainsi il faudrait plusieurs études pour couvrir la surface d'intérêt, impactant encore le temps d'acquisition. La saturation de graisse est d'ailleurs une solution pour réduire les artefacts de déplacement chimiques en IRM haut champ sans dégrader la qualité de l'image. En effet, une autre solution serait d'augmenter la bande passante de signal, mais ceci réduit le rapport signal sur bruit et la résolution spatiale, qui pourrait être optimisée entre autres par une diminution de l'épaisseur des coupes, mais cela réduirait encore plus le rapport signal sur bruit. L'utilisation d'IRM haut champ nécessite donc d'être prudent afin de ne pas abaisser le rapport signal sur bruit au même niveau voire plus bas que celui de l'IRM bas champ. **(31)**
- La susceptibilité magnétique augmente avec \vec{B}_0 , mais ceci peut être compensée par une diminution du temps d'écho, et cela permet aussi une meilleure détection des séquelles hémorragiques ou des calcifications en écho de gradient.
- Les artefacts de mouvements sont moins fréquents du fait de la diminution du temps d'acquisition des coupes.
- Les artefacts de volume partiel sont quant à eux palliés en haut champ par le fait que l'épaisseur des coupes peut être diminuée sans perdre trop de signal.
- Les artefacts d'hétérogénéité de champ sont moindres qu'en IRM bas champ.

➤ **Moins de traitement d'image post-acquisition sont nécessaires avec l'IRM haut champ.**

Les images acquises en IRM bas champ subissent des traitements additionnels qui affectent l'apparence de l'image, elle est alors plus facile à lire mais ceci résulte en une perte d'information, par exemple l'os trabéculaire est difficilement représenté ou du moins de manière imprécise en IRM bas champ.

Le gain de temps de réalisation des examens lorsque les protocoles d'acquisition sont optimisés, ainsi que la qualité des images et des informations apportées, justifie la place croissante de l'IRM 3T, notamment en neuro-imagerie. Les principaux freins sont les contraintes techniques : l'installation nécessite une salle plus spacieuse et un renforcement de la cage de Faraday, et la maintenance nécessite l'utilisation d'un cryogène (cf 1^{ère} partie, B, III. Instrumentation IRM). Ils entraînent également des frais plus élevés et donc un coût d'examen plus important.

2. UTILISATIONS SPÉCIFIQUES

Ces différentes particularités de l'IRM haut champ ont permis de développer certaines utilisations spécifiques de l'IRM, certes non étudiées dans cette thèse mais néanmoins intéressantes :

➤ **Angiographie cérébrale :**

L'augmentation du champ magnétique entraîne un allongement du T1 du tissu cérébral et améliore ainsi le contraste entre les structures vasculaires et le tissu adjacent. Ceci a pour effet d'optimiser considérablement l'angiographie cérébrale avec ou sans injection de produit de contraste. On peut ainsi explorer les structures vasculaires distales et réaliser de manière plus performante les séquences dynamiques.

➤ **Imagerie de perfusion :**

L'augmentation de susceptibilité magnétique offre une meilleure sensibilité en imagerie de perfusion, qui permet d'estimer les variations du volume sanguin dans les tissus sains ou pathologiques.

➤ **Spectroscopie**

L'augmentation des artefacts de déplacement chimique favorise, outre la qualité des séquences de saturation de graisse et de séparation de la graisse et de l'eau, la séparation des raies en spectroscopie. Cette dernière technique a pour but de visualiser les différentes molécules, ainsi que leur concentration, contenues dans un tissu biologique, grâce au déplacement chimique de ces différentes substances. La variation de concentration de ces métabolites permet de caractériser certaines pathologies. La spectroscopie était autrefois réservée à la recherche, elle est maintenant entrée dans le bilan de routine de pathologies aussi différentes que les tumeurs cérébrales et les affections démyélinisantes en médecine humaine. **(32)**

➤ **Imagerie fonctionnelle d'activation cérébrale**

L'apport de l'IRM 3T en imagerie fonctionnelle d'activation cérébrale, qui permet de voir "travailler le cerveau", est indéniable. Cette imagerie bénéficie également de l'augmentation des effets de susceptibilité magnétique. Elle est à l'origine de beaucoup des recherches en neurosciences. Elle commence seulement à s'installer dans les consultations de neuroradiologie notamment en tant qu'outil de planification des interventions chirurgicales, par exemple en localisant les zones fonctionnelles à préserver lors d'exérèse tumorale. Elle trouve aussi des applications dans l'évaluation des pathologies responsables des troubles cognitifs tels que la maladie d'Alzheimer et la sclérose en plaques. (32)

➤ **Imagerie de diffusion**

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

X. INTERPRÉTATION DU SIGNAL ET DU CONTRASTE DE BASE (25) (33)

Le signal d'un tissu en IRM dépend de multiples paramètres instrumentaux et physico-chimiques, ainsi que de la présence de mouvements micro ou macroscopiques, et enfin de la séquence utilisée. Avant d'effectuer la légende des images dans le cadre de cette thèse, ou d'effectuer l'interprétation des images en pratique, il est nécessaire d'avoir à l'esprit le signal de structures de référence facilement identifiables, et les différents mécanismes physiques et physiopathologiques susceptibles de modifier le signal d'un tissu. Lors de l'interprétation, il est plus judicieux de raisonner en terme de contraste ou de signal relatif. Cependant, un récapitulatif du type de signal des structures de référence sera dressé à la fin de cette partie afin d'appréhender plus aisément les images de l'atlas de cette thèse.

Pour rappel, en pondération T1, le signal est d'autant plus élevé (blanc) que le T1 du tissu est court ; en pondération T2, le signal est d'autant plus élevé que le T2 du tissu est long.

1. STRUCTURES TYPIQUEMENT EN HYPERSIGNAL EN T1

➤ Structures avec densité élevée en protons

L'augmentation de la densité de protons dans un tissu est responsable d'une augmentation de signal de ce tissu, surtout visible sur les séquences pondérées en densité de protons, mais également sur les séquences pondérées en T1. Les situations où il existe une augmentation de la densité de protons sont peu fréquentes (*exemples dans la Fig.71*).

➤ Substances à T1 court

○ Lipides

La graisse est facile à identifier en IRM, et apparaît en hypersignal en T1. C'est pourquoi l'os spongieux présente un signal intermédiaire hétérogène : les tissus et la moelle osseuse distribués entre les trabécules minéralisés sont en hypersignal alors que les trabécules sont en hyposignal comme l'os cortical. Les processus pathologiques avec accumulation de lipides entraînent une augmentation du signal plus ou moins modéré (*exemples dans la Fig.71*). En cas de doute diagnostique sur la nature graisseuse d'une lésion, une séquence de suppression du signal de la graisse permet le plus souvent de résoudre le problème en montrant une diminution du signal de la lésion (cf Annexe 1).

○ Protéines

Lorsque le contenu en protides est négligeable, la solution a un signal proche de celui de l'eau, c'est-à-dire en hyposignal en T1. Ainsi les tissus riches en eau, physiologiquement ou pathologiquement (ex : œdème), apparaissent plus noirs que les autres tissus.

La présence de protéines dans les liquides biologiques modifie les temps de relaxation T1 et T2 de ces liquides. Lorsque le contenu en protides augmente, le signal en T2 augmente d'abord légèrement puis diminue. En revanche, le signal en T1 augmente progressivement, avec un maximum lorsque le liquide contient 25% de protéines, puis diminue au-delà (*Fig.69*). L'analyse conjointe de la séquence pondérée en T1 et de la séquence pondérée en T2 permet donc d'évaluer le contenu en protéines d'une lésion. Lorsque l'on suspecte les protéines d'être responsables d'une augmentation de signal, il est possible d'utiliser une séquence avec transfert d'aimantation qui diminue le signal de l'eau liée aux protéines.

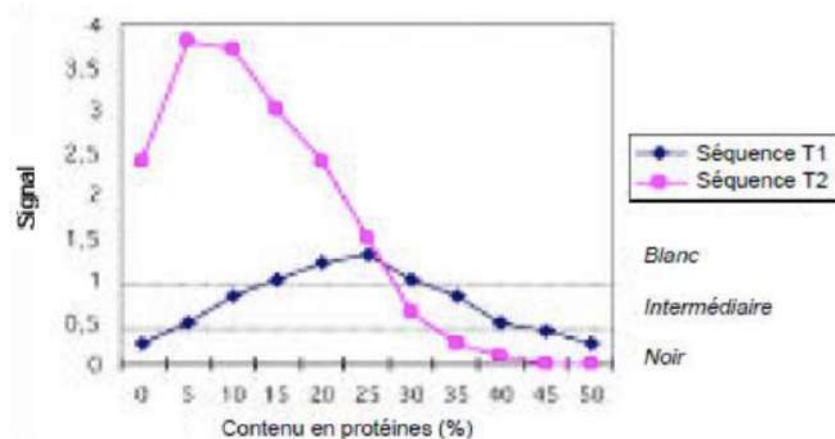


Figure 69 : Amplitude du signal en T1 et en T2 (par rapport au muscle) en fonction du contenu en protéines (33)

➤ Raccourcissement du T1

Les substances susceptibles d'entraîner un raccourcissement du T1 ont des mécanismes d'action très différents.

○ Cations paramagnétiques :

Les cations paramagnétiques tels que le Gadolinium (Gd), le Manganèse (Mn) et le Fer (Fe), sont des substances possédant des électrons non appariés. Plus leur nombre d'électrons libres est élevé, plus leur moment magnétique électronique est grand et plus leurs propriétés paramagnétiques sont importantes. Ces propriétés sont utilisées pour la réalisation des produits de contraste en IRM. Par exemple, l'injection de chélate de Gadolinium (ou de Manganèse) entraîne un effet T1 prédominant, il en résulte un réhaussement du signal en T1 des structures ayant fixé le Gadolinium (du foie dans le cas du Manganèse). Par ailleurs, le Manganèse est présent dans l'organisme en faible concentration, il peut donc y avoir accumulation lors d'alimentation parentérale prolongée ou lors d'insuffisance hépatocellulaire.

○ Produits de dégradation de l'hémoglobine (Fe) : (34)

L'hématome en IRM possède un signal qui varie en fonction de la forme de l'hémoglobine, de l'état des globules rouges (intacts ou lysés), du type de séquence utilisé et de l'intensité du champ magnétique. Au cours de l'évolution de l'hématome, le nombre d'électrons non appariés de l'hémoglobine varie, avec au maximum cinq électrons non appariés pour la forme méthémoglobine. Expliquons l'évolution du signal de l'hématome en fonction de l'ancienneté de l'hématome (Fig.70) :

- stade suraigu : le signal de l'hématome est celui du sang frais. Le sang est constitué principalement d'eau, ainsi sa densité protonique est élevée, et son T1 long (hyposignal en T1). Le T2 du sang est fonction du degré d'oxygénation car la désoxyhémoglobine a des propriétés paramagnétiques qui réduisent de façon significative le T2, ainsi le sang artériel a un T2 plus long que le sang veineux (globalement hypersignal en T2).
- stade aigu : au fur et à mesure, il se forme au sein des globules rouges encore intacts, de la désoxyhémoglobine qui réduit le T2 et donc le signal en T2, puis de la méthémoglobine qui réduit le T1 et donc réhausse le signal en T1.
- stade subaigu : la lyse des globules rouges libère de l'hémoglobine dans l'espace extracellulaire, ce qui réduit le T1 (réhaussement du signal en T1), et allonge de façon moindre le T2 (réhaussement moindre du signal en T2).
- stade chronique : les cellules phagocytaires arrivent en périphérie de lésion et métabolisent les produits de dégradation de l'hémoglobine, le fer est retenu sous forme de ferritine et d'hemosidérine qui ont des propriétés superparamagnétiques réduisant le T2. Ceci forme un anneau hypointense à la périphérie en T2.

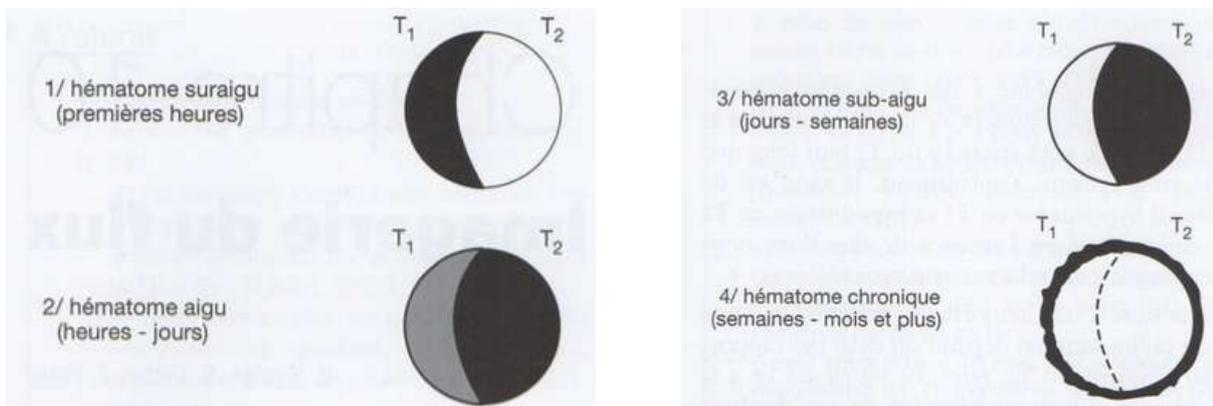


Figure 70 : Approche schématique des aspects de l'hématome en fonction de son ancienneté (34)

Un thrombus frais possède également un hypersignal en T1, en raison de la présence de méthémoglobine. Enfin, de nombreuses lésions tumorales ayant une composante hémorragique vont présenter un hypersignal en T1. Les kystes endométriosiques représentent un exemple classique. Leur hypersignal n'est pas effacé par les séquences en suppression de graisse, ce qui permet de les différencier des kystes dermoïdes. Les granulomes à cholestérine sont un autre exemple.

- *Effet de relaxation de surface*

Le Calcium ne présente pas d'électrons non appariés et n'est pas en soi un agent paramagnétique. Cependant, les sels de Calcium comme l'hydroxyapatite possèdent in vitro une relativité élevée, et sont susceptibles d'entraîner un hypersignal en T1. En effet, les gros cristaux de Calcium formés dans l'organisme possèdent, au niveau de leur surface, de nombreux électrons libres, d'où un effet de relaxation de surface proche de celui observé avec les agents paramagnétiques. Si les calcifications apparaissent le plus souvent en hyposignal (T2 très court et effet de susceptibilité magnétique), elles peuvent dans certaines situations apparaître en hypersignal en T1. C'est le cas notamment des calcifications séquellaires des lésions de toxoplasmose cérébrale après traitement, ou encore des calcifications des disques intervertébraux. Néanmoins, l'IRM ne peut pas mettre en évidence une calcification non visible au scanner.

- *Mélanine*

L'effet paramagnétique de la mélanine est dû à la présence de nombreux radicaux libres, qui possèdent des électrons non appariés. Les métastases de mélanomes malins présentent fréquemment un hypersignal en T1. Ce phénomène est classique au niveau des métastases cérébrales, mais également au niveau des métastases surrénaliennes. Le raccourcissement du temps de relaxation T1 est corrélé au contenu en mélanine dans les métastases de mélanome.

➤ **Phénomènes de flux (effet temps de vol ou temps de transit) (34)**

L'intensité du signal du flux d'un vaisseau du plan de coupe dépend du temps de transit des protons, donnant lieu à deux situations :

- *Phénomène de sortie de coupe pour un flux rapide et en écho de spin*

Les protons stimulés quittent le plan de coupe entre l'impulsion de 90° et celle de 180°, et sont remplacés par des protons n'ayant pas été soumis à l'impulsion initiale, ce qui conduit à une absence de signal (en écho de spin).

- *Phénomène d'entrée de coupe, principalement lors d'un flux lent*

Les protons stimulés quittent le plan de coupe lors de la nouvelle impulsion 90°, il y a donc un renouvellement total ou partiel des protons circulant à travers le plan de coupe à chaque cycle, c'est-à-dire pendant l'intervalle TR. En début de cycle, ce sont donc des protons

« frais » avec un vecteur longitudinal maximal, et non diminué par de multiples impulsions, qui sont stimulés et engendrent donc un signal maximal. Ce mécanisme ne vaut que sur les premières coupes dans une séquence multicoupes. Dans une séquence d'écho de gradient, ce phénomène apparaît même pour un flux rapide car les TR courts sont adaptés, ce qui contraste d'autant plus avec les tissus environnants à T1 long qui sont saturés lors de TR court, c'est-à-dire en hyposignal.

Ce phénomène est d'un apport non négligeable dans les pathologies vasculaires (différence de vitesse circulatoire). Associé à d'autres phénomènes liés aux protons circulants, il a permis le développement de l'angiographie par résonance magnétique, que nous ne détaillerons pas plus dans le cadre de cette thèse.

Densité de proton

- Hypermyélinisation, lymphomes

Substances à T1 court***Lipides***

- Graisse normale
- Lipome, liposarcome
- Kyste dermoïde, tératome
- Moelle osseuse
- Stéatose hépatique, adénomes surrenaliens (accumulation de lipides)
- Matériel Xanthique (pyélonéphrite xanthogranulomateuse, xantho-astrocytomes)
- Lipiodol, Tulle Gras® (origine exogène)

Protéines

- Mucocèles
- Kystes tumoraux
- Sécrétions enkystées

Effets paramagnétiques***Cations paramagnétiques***

- Gadolinium (agents de contraste)
- Manganèse (agents de contraste, alimentation parentérale)
- Fer (agents de contraste, méthémoglobine, encéphalopathie hépatique)

Effet de relaxation de surface

- Certaines calcifications

Radicaux libres

- Mélanome, tumeurs neuroectodermiques

Phénomènes de flux***Entrée de coupe***

Figure 71 : Liste des entités entraînant un signal élevé en T1 (33)

2. STRUCTURES TYPIQUEMENT EN HYPERSIGNAL EN T2

La grande majorité des tissus, présente un signal bas en pondération T2. Nous ne nous intéresserons ici qu'aux structures présentant un signal élevé en T2.

➤ Substances à T2 long

○ *Eau libre*

En l'absence de protéines, de substances paramagnétiques, ou de phénomènes de flux, elle apparaît en hypersignal franc en T2 par rapport aux structures environnantes en raison d'un T2 de 150 ms. L'eau libre est retrouvée dans de nombreuses cavités liquidiennes et sécrétions comme l'urine, le LCR, le liquide synovial, les kystes, les follicules ovariens, les épanchements...

○ *Eau interstitielle*

Dans un tissu présentant un œdème marqué, l'eau s'accumule dans le secteur interstitiel et elle est responsable d'un hypersignal en T2. Dans un environnement grasseux comme la moelle osseuse, il peut être utile de réaliser une séquence pondérée en T2 avec suppression de graisse ou une séquence STIR pour mieux mettre en évidence l'œdème.

○ *Eau extra-cellulaire, tubules*

Dans la plupart des tissus, l'eau se situe essentiellement dans le secteur intracellulaire. Dans certains tissus, essentiellement ceux qui possèdent une importante fonction sécrétoire, l'eau est très abondante dans le secteur extracellulaire ou au sein de microtubules. Ce contenu en eau entraîne un allongement des temps de relaxation T1 et surtout T2, et donc d'un signal élevé sur les séquences pondérées en T2. C'est le cas des reins, des testicules, de la prostate, de la thyroïde, des ovaires. Le cartilage hyalin est un tissu particulier, car il n'est pas cellulaire, mais riche en eau extra-cellulaire liée à une matrice de mucopolysaccharides. Son signal élevé en T2 est particulièrement visible au niveau des disques intervertébraux.

○ *Sang stagnant*

Enfin, le sang stagnant (eau libre et macromolécules) présente un hypersignal en T2. On en retrouve dans les structures comme la rate, les plexus veineux, les corps caverneux et les angiomes.

- *Protéines en faible quantité*

En l'absence de protéines, un liquide biologique a un signal proche de celui de l'eau. Lorsque le contenu en protéines augmente, le signal en T2 augmente encore dans un premier temps jusqu'à environ 5 % de protéines, puis diminue. Cet aspect est fréquemment observé au niveau des rétentions chroniques des cavités sinusiennes, et au niveau des kystes radiculaires rachidiens.

- **Substance à T1 court : la graisse**

La graisse, qui possède un T1 court et un T2 moyen, présente un signal intermédiaire en pondération T2. En effet, il existe un couplage entre protons qui entraîne une modulation de quelques hertz responsable d'un déphasage, et donc une perte de signal en T2. En écho de spin rapide, les rephasages successifs dus aux impulsions de 180° suppriment cette modulation, ainsi la graisse conserve un signal élevé.

- **Effet paramagnétique**

- *Hématome*

Au stade de méthémoglobine extracellulaire, l'hématome présente un T1 court et un T2 long, responsable d'un hypersignal marqué aussi bien en T1 qu'en T2. Cependant, la résorption de l'hématome étant progressive, plusieurs stades de dégradation de l'hémoglobine vont coexister, et entraîner un signal hétérogène.

- *Granulomes à cholestérine*

Les granulomes à cholestérine représentent une réaction non spécifique à des cristaux de cholestérol reconnus par l'organisme comme des corps étrangers. Ces cristaux de cholestérol, retrouvés au niveau du segment pétreux de l'os temporal, entretiennent une réaction inflammatoire au sein de laquelle s'accumulent des produits de dégradation de l'hémoglobine. Les produits de dégradation de l'hémoglobine sont responsables d'un hypersignal de la lésion en T1 comme en T2.

3. STRUCTURES DONNANT TYPIQUEMENT PEU OU PAS DE SIGNAL

➤ Absence de protons

Dans l'air pur, composé d'oxygène et d'azote, il n'existe pas de protons. L'air ne donne donc aucun signal en IRM. Dans l'organisme, l'air est retrouvé au niveau des cavités sinusiennes, de l'oreille moyenne, des poumons et du tube digestif.

➤ Substances à T2 court et à T1 long

○ *Tissus solides*

L'os cortical, les calcifications, les calculs ou encore l'émail possèdent très peu de protons mobiles et présentent notamment des temps de relaxation T2 extrêmement courts, qui ne s'expriment pas en millisecondes mais en microsecondes. En imagerie, en raison de la nécessité d'enregistrer un écho avec un délai d'au moins 1 milliseconde, la composante transversale de l'aimantation a complètement disparu même si on utilise des temps d'écho très courts, d'où un signal négligeable. Une absence de signal peut également s'observer pour les mêmes raisons en présence de tissu d'origine dentaire dans les cavités sinusiennes ou dans un kyste dermoïde.

○ *Tissus riches en collagène*

Les tendons, ligaments, fibrocartilages ou la fibrose possèdent également des temps de relaxation T1 long et T2 court. Ces tissus contiennent peu d'eau, un grand nombre de fibres de collagène et de nombreuses protéines. Cependant, l'orientation des fibres de collagène par rapport au champ magnétique modifie la mobilité de certains protons et affecte la valeur du T2, donc l'intensité de signal de la structure concernée. C'est le phénomène de l'angle magique dont nous avons parlé plus haut : le signal des protons du tendon est plus visible si l'angle entre les fibres tendineuses et le champ B_0 est égal à 55° .

○ *Protéines en concentration élevée*

Lors de la dessiccation d'une mucocèle, le contenu en protéines augmente progressivement. Au stade ultime de la déshydratation, la lésion contient un matériel très épais, pâteux, dont le signal est bas aussi bien en T1 qu'en T2.

➤ Effet paramagnétique et effet de susceptibilité magnétique

○ *Gadolinium concentré*

Lors d'une administration d'un agent de contraste à effet T1 comme le Gadolinium, il est possible d'observer dans certaines circonstances un effet T2. L'effet T2 ne s'observe qu'à forte concentration comme dans la vessie plusieurs minutes après injection. Ces produits sont également capables d'entraîner une chute du signal par effet de susceptibilité (effet T2*), comme lors du premier passage d'un bolus avec des séquences en écho de gradient ultrarapide.

○ *Fer en concentration élevée*

Lors de l'administration d'un agent de contraste à effet T2 comme l'Endorem® ou dans certaines situations pathologiques comme l'hémochromatose, on observe une diminution importante du signal du foie. Le mécanisme est d'une part une diminution du temps de relaxation T2 du foie, et d'autre part un effet de susceptibilité magnétique particulièrement visible en écho de gradient.

○ *Mycétome*

Les mycétomes que l'on observe dans les sinusites fongiques contiennent des protéines, du fer et du manganèse. Les temps de relaxation T1 et surtout T2 de ces structures sont très courts et reflètent essentiellement leur faible hydratation. La présence d'agents paramagnétiques ne fait que raccourcir encore un peu plus ces temps de relaxation.

○ *Hématome*

A deux stades de dégradation de l'hémoglobine, l'un précoce (deoxyhémoglobine), l'autre tardif (hémosidérine), on observera un hyposignal aussi bien en T1 qu'en T2. À ces stades, il est parfois difficile de rapporter ces anomalies à des saignements. L'utilisation de séquences d'écho de gradient pondérées en T2 permet de mettre en évidence un artefact de susceptibilité témoignant de la présence de fer, surtout visible au stade d'hémosidérine.

➤ Phénomènes de flux

Les flux sont surtout gênants en IRM car peuvent être à l'origine d'hypersignaux parfois trompeurs. Dans d'autres cas, ils peuvent être responsables d'un vide de signal, ce qui évoque une bonne perméabilité du vaisseau.

- *Sortie de coupe*

Comme nous l’avons vu, si le TR contrôle le phénomène d’entrée de coupe, le TE, en revanche, va contrôler le phénomène de sortie de coupe. En écho de spin, le signal chute rapidement lorsque les vitesses circulatoires augmentent, car tous les protons circulants ne “reçoivent” pas l’impulsion de 180°, et ne sont donc pas rephasés. Le phénomène est encore plus marqué lorsque l’on utilise des TE longs, car presque tous les protons excités sont sortis de la coupe au moment du recueil du signal.

- *Effet d’une présaturation*

Une bande de présaturation placée en amont d’une pile de coupes a pour but de basculer et brouiller l’aimantation des protons susceptibles de rentrer dans la coupe. Ces protons vont donc avoir un signal nul, alors qu’ils auraient un signal maximal en l’absence de présaturation. Cet artifice permet de supprimer certains artefacts de flux, et de trancher dans les cas difficiles entre un flux lent et une thrombose.

4. RECAPITULATIF : APPARENCE DE L’IMAGE SELON LES PONDERATIONS

Afin d’appréhender plus aisément les images de l’atlas de cette thèse, voici un tableau sommaire des signaux des principales structures (*Fig.72*), et les images correspondantes (*Fig.73*), en fonction des pondérations en densité de protons, T1 ou T2 :

	Pondération en T1	Densité de protons	Pondération en T2
Tissu adipeux (dont cavité médullaire)	Hypersignal	Hypersignal	Signal faible à intermédiaire
Aspect des fluides (dont liquide synovial, liquide cérebrospinal...)	Hyposignal	Signal intermédiaire	Hypersignal
Structures molles (membrane synoviale, capsule articulaire...)	Signal un peu plus élevé que les fluides	Signal un peu moins élevé que les fluides	Signal un peu moins élevé que les fluides
Os cortical et sous chondrale, tendons, ligaments	Hyposignal	Hyposignal	Hyposignal
Cartilage articulaire	Signal intermédiaire à élevé	Signal intermédiaire à élevé	Signal faible à intermédiaire
Muscles	Signal faible à intermédiaire	Signal faible à intermédiaire	Hyposignal
Nerfs	Signal intermédiaire	Signal intermédiaire	Hyposignal
Système nerveux central	Substance grise avec un signal plus faible que la substance blanche	Substance blanche avec un signal plus faible que la substance grise	Substance blanche avec un signal plus faible que la substance grise

Figure 72 : Tableau récapitulatif du type de signal selon les séquences (effectué à partir de (16))

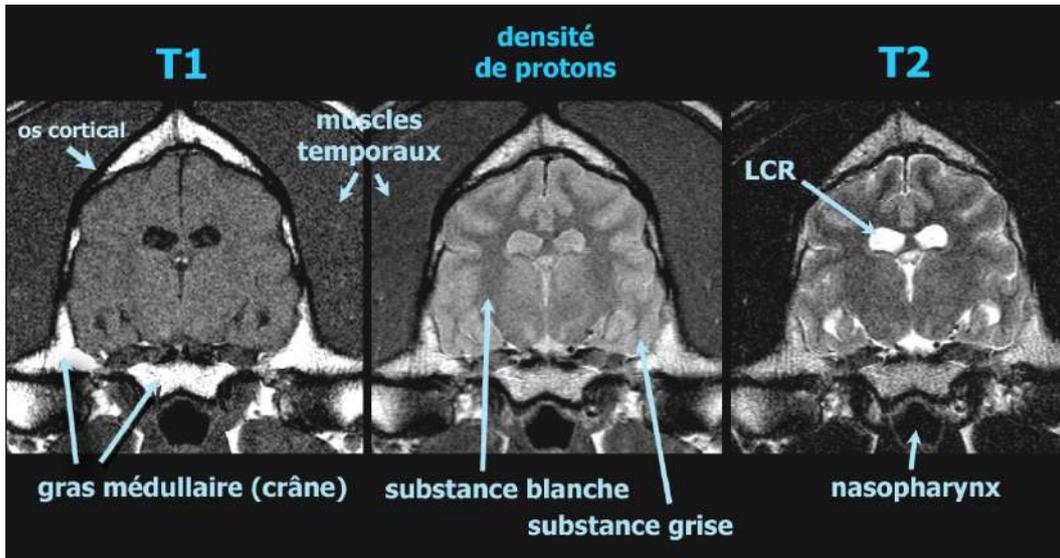


Figure 73 : Illustration des apparences de l'image selon le type de séquences (35)

C. ASPECTS PRATIQUES DU SCANNER ET DE L'IRM EN FILIERE EQUINE

Les examens scanner et IRM de la tête du cheval pour cette thèse ont certes été effectués sur une tête de cadavre, ils sont en pleine expansion en médecine vétérinaire équine, il est donc intéressant d'en connaître les aspects pratiques.

I. LE SCANNER EN FILIERE EQUINE

1. LES EQUIPEMENTS (13) (36) (2)

La rapide évolution des appareils de scanner en médecine humaine a permis à la technique de se développer en filière équine en utilisant premièrement les appareils désaffectés des institutions humaines, en considérant certains paramètres :

- Les tables des appareils en médecine humaine sont faites pour supporter un poids maximal de 136kg, il faut donc des tables adaptées aux poids des chevaux, permettant également un décubitus latéral ou dorsal. L'idéal est de pouvoir les déplacer dans le plan horizontal et vertical afin de faciliter le positionnement du cheval.
- La plupart des appareils en médecine humaine ont une ouverture de 30 à 50cm ce qui limite l'examen à la tête et aux extrémités du cheval.
- Par ailleurs, l'acquisition correcte des images dépend de la bonne synchronisation entre la rotation du portique et la translation de la zone d'intérêt au sein du portique. Ceci est possible de deux façons : avec des appareils fixes de grand diamètre et des dispositifs qui permettent la translation de la table sur lequel repose le cheval ; ou avec des appareils de plus petit diamètre qui assurent la translation autour de la zone d'intérêt du cheval qui est stationnaire.
- La plupart des zones d'intérêt nécessitent une anesthésie générale (sauf la tête depuis 2006), afin de bien positionner le cheval et de le maintenir immobile pendant la durée d'examen. Très rapidement la filière équine a eu accès à des appareils d'acquisition hélicoïdale multicoupes, qu'il fallait donc préférer étant donné la réduction du temps d'examen et ainsi la réduction du temps d'anesthésie générale. L'examen scanner sur cheval couché nécessite cependant un aménagement particulier, afin de déplacer le cheval entre la salle d'induction, la table de scanner, et la salle de réveil.

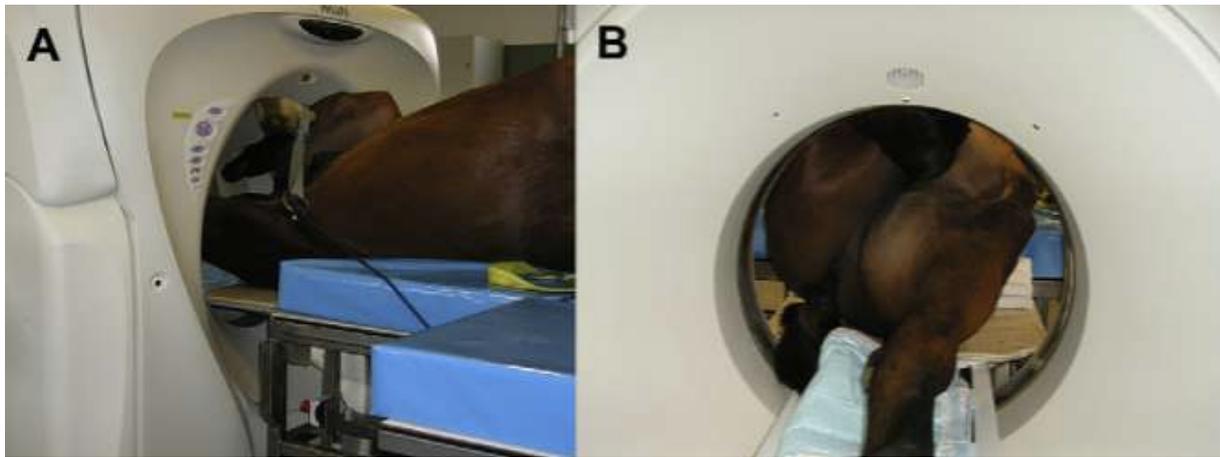


Figure 74 : Photographies d'un examen scanner du grasset gauche (36)

Depuis, des appareils de scanner ont été développés pour s'adapter à certaines utilisations :

- Il existe des scanners de grand diamètre (80cm) permettant d'examiner davantage de régions : des images du corps entier de poulains ou bien sur des régions volumineuses du cheval adulte, telles que le grasset (*Fig.74*), le bassin ou les cervicales, et éventuellement la région du dos chez des chevaux de petit format.
- Depuis 2006, il existe des plateformes permettant de déplacer le cheval debout et tranquilisé profondément, qui sont connectées à une table scanner pour humain sur laquelle repose la tête du cheval, qui avance ainsi à l'intérieur de l'ouverture du portique (*Fig.75*). Ceci a permis de réduire drastiquement le coût et le risque de l'examen scanner, qui était principalement lié à l'anesthésie générale. Mais cette technique est restreinte à l'examen de la tête et de la partie crâniale de l'encolure, et nécessite une bonne gestion de la tranquilisation afin de garantir une bonne immobilisation de la tête au sein du portique, et du corps sur la plateforme : le cheval ne doit pas être tranquilisé trop profondément au risque d'être ataxique et de ne pas tenir correctement debout sur la plateforme. Il faut assurer l'immobilisation de la tête, en partie à l'aide de sacs de sables et d'un licol sans boucles métalliques, et du reste du corps grâce au personnel ou à des barres latérales. Par ailleurs, certains chevaux anxieux ne répondent pas bien à la tranquilisation et ne peuvent recevoir d'examen scanner tranquilisé et debout de manière sécuritaire, il est alors préférable d'opter pour un examen scanner sous anesthésie générale.



Figure 75 : Photographies d'un examen scanner de la tête sur cheval debout et sédaté (36)

Bien que l'installation des appareils scanners se démocratise beaucoup aux Etats-Unis, actuellement seule une clinique vétérinaire équine en France peut prendre en charge les chevaux. Le CIRALE (Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines) est en train de construire un scanner de grand diamètre, permettant également l'examen de la tête sur cheval debout et tranquilisé. Ce type de scanner est accessible au Royaume-Uni depuis 2016 seulement. En France, le coût d'un examen scanner sur cheval couché varie entre 1200 et 1800 €.

2. PREVENTION DES RISQUES (37)

Les risques sont ceux liés aux rayonnements ionisants, et à l'anesthésie générale le cas échéant. L'idéal est de placer l'ordinateur et la console séparément du scanner. Le personnel doit se soustraire aux règles de radioprotection identiques à celles applicables lors de radiologie conventionnelle, d'autant plus que la production de rayons est continue tout le long de l'examen. Le personnel doit porter un tablier en plomb, un protège-thyroïde et un dosimètre en dessous du tablier, et des paravents plombés doivent être disposés entre le personnel et le scanner. Par rapport à l'examen scanner sur cheval tranquilisé debout qui nécessite du personnel proche du cheval, l'examen scanner sur cheval couché présente l'avantage d'éviter une contention par le personnel et donc réduit les dangers liés aux rayonnements ionisants, bien que l'anesthésie implique tout de même un monitoring, voire l'administration de médicaments au cours de l'examen.

II. L'IRM EN FILIERE EQUINE

1. LES EQUIPEMENTS

Les appareils IRM pour cheval debout présentent l'avantage de ne pas avoir à réaliser d'anesthésie générale, mais seulement une tranquillisation. Ce sont des machines IRM bas champs utilisées pour imager les membres afin d'évaluer l'appareil musculo-squelettique (*Fig.76*) : tout le membre distal peut être imagé, du pied jusqu'au carpe, pour le membre antérieur, et du pied jusqu'à la partie distale du jarret, pour le membre postérieur **(38)**. Elles ont aussi été utilisées en neuro-imagerie sur des têtes de cadavres, l'objectif étant de pouvoir imager les lésions avec les moyens de la clinique avant de réaliser une découpe du cerveau à l'autopsie **(39)**. Le coût moyen de l'examen sur un membre se situe aux alentours de 1000 euros, et le retour sur investissement est intéressant grâce à un diagnostic précis et un traitement plus ciblé. Cependant, l'examen est limité aux régions distales des membres et n'est pas adaptable à l'examen de la tête de cheval vivant, la qualité de l'image est nettement inférieure et le temps d'acquisition plus long. De plus, les mouvements du patient ne sont pas complètement arrêtés par la tranquillisation. Bien que des procédés de correction des mouvements aient été spécialement développés, cela reste un facteur limitant important pour la qualité des images. **(40)**



Figure 76 : Photographie d'un examen IRM sous sédation dans un système Hallmarq (Clinique Equine de Livet) (41)

Les appareils IRM pour cheval couché se font sous anesthésie générale (*Fig.77*). Cela peut avoir des conséquences sur le déroulement de la carrière des chevaux de sport et pour des chevaux âgés ou en mauvaise santé, l'anesthésie générale peut ainsi être fortement déconseillée. Le cheval doit être disposé dans une grande salle, équipée spécialement pour prendre en compte l'intensité du champ magnétique (renforcement de la cage de Faraday). Outre un box de couchage/réveil matelassé, il est nécessaire de disposer du matériel nécessaire à l'anesthésie (cf 1^{ère} partie, C, II, 2.1.). La table de couchage doit être amagnétique et adaptée au poids du cheval.

Le positionnement doit être réfléchi selon la zone à examiner et à placer au centre du champ une fois dans la salle, mais doit aussi assurer une immobilisation maximale, tout en évitant les risques de complications post-anesthésiques (coussins rembourrés pour limiter les risques de myosites post-anesthésiques). L'immobilisation et donc la profondeur de l'anesthésie doivent être optimales, afin de réduire les artefacts de mouvement mais aussi d'assurer la protection de l'équipement. Cependant, l'accès au patient est parfois limité, d'autant plus lors d'un examen de la tête : le suivi de la profondeur de l'anesthésie via les nerfs crâniens peut être difficile, l'anesthésiste est plus dépendant des autres paramètres, et peut suivre le tonus anal. Il faut également assurer une voie intra-veineuse sur un membre postérieur, l'accès aux jugulaires pouvant être difficile.

Cet examen avec cheval couché possède de nombreux avantages de part la forme classique de l'aimant qui permet d'élargir les zones d'explorations par rapport aux machines avec cheval debout. Il permet d'obtenir des images des régions situées sous le coude ou le grasset, ainsi que la tête et les premières vertèbres cervicales sur un cheval vivant. Chez les poulains, ces zones sont encore plus nombreuses. Avec certaines machines récentes (120 cm de long et 67cm de diamètre), il est même possible d'imager un grasset de cheval de moins de 550kg.



Figure 77 : Photographies d'un examen de la tête d'un cheval avec une IRM haut champ (a) à gauche : vue de côté ; (b) à droite : vue de face (42)

Aujourd'hui, l'imagerie médicale est en pleine expansion, les pays européens et américains se dotent d'appareils IRM de plus en plus puissants (1.5 Tesla et 3 Tesla) permettant d'accueillir des chevaux adultes (par exemple l'IRM 3 Tesla de la clinique Animal Imaging au Texas). En France, la filière équine a uniquement accès aux dispositifs bas champ pour cheval debout depuis 2003. Seuls les poulains pesant moins de 250 kg peuvent avoir accès aux appareils haut champ, par exemple dans des cliniques canines équipées. Le CIRALE était équipé d'une machine IRM bas champ ouvert en U avec cheval couché, mais cette machine n'est plus utilisable depuis 2005 en raison de problèmes techniques, ce centre est donc en train de construire une machine IRM haut champ 1,5T avec cheval couché.

2. PREVENTION DES RISQUES

Outre les risques liés à l'anesthésie générale (examen pré-anesthésique requis), il faut considérer les risques liés à l'instrumentation IRM :

2.1. LIÉS AU CHAMP MAGNETIQUE

Du fait de la présence de l'aimant, aucun objet ferromagnétique ne doit rentrer dans la salle à cause du risque d'attraction. L'attraction par l'aimant peut avoir deux conséquences :

- Un effet missile (ou projectile) des objets : ils risquent de blesser le personnel, le patient, voire de détériorer le dispositif d'imagerie. Ce risque est d'autant plus important lors de l'utilisation d'aimant supraconducteur, auquel cas le champ magnétique est présent en permanence.

Ainsi tout objet ferromagnétique doit être retiré :

- pour le personnel : pièces de monnaie, clés, chaussures coquées, téléphones portables, pinces à cheveux etc... Par ailleurs, les cartes de crédit peuvent être endommagées par le champ magnétique.
- pour le patient équin : le licol (boucles métalliques) et les fers doivent être retirés. Même un petit fragment de clou dans la paroi du sabot peut causer des artefacts, ainsi un contrôle radiographique est requis. De plus, certains types de sol (sable noir, certains argiles) sont magnétiques, ainsi les pieds doivent être soigneusement nettoyés et le contour de la zone d'intérêt soigneusement brossé.

Par ailleurs, l'équipement médical doit être adapté, notamment le matériel anesthésique nécessaire en IRM couché sous anesthésie générale. Le circuit anesthésique est composé presque exclusivement d'éléments amagnétiques (inox et aluminium). Ce matériel est placé à l'intérieur de la salle de l'aimant, le ventilateur étant situé à l'extérieur, principalement en raison de son alimentation électrique et de ses composants informatiques. Des ouvertures réalisées dans la cage de Faraday permettent le passage des tuyaux qui relient le ventilateur au circuit anesthésique. L'appareillage destiné au monitoring doit être compatible avec un usage dans la salle d'IRM.

- Un déplacement des implants métalliques ferromagnétiques ou un dysfonctionnement des dispositifs médicaux implantables actifs (ex pacemakers).

Ainsi la pièce est interdite à tout personnel portant un pacemaker, un clip vasculaire intracérébral, ou un corps étranger métallique (ex intra-oculaire). Concernant les prothèses, les matériaux non ferromagnétiques sans activité électrique (titanium et ses alliages, nitinol, tantalum, etc.) ne présentent pas de risque particulier en rapport avec le champ magnétique. Pour les prothèses faiblement magnétiques (matériel orthopédique), un délai de 6 à 8 semaines est recommandé afin d'éviter tout déplacement de matériel. Les valves cardiaques sont en général magnéto-compatibles. Dans tous les cas, il est conseillé de vérifier la magnéto-compatibilité du matériel (cf. <http://www.mrisafety.com/>), notamment si l'on travaille à très haut champ : certains dispositifs ne présentent pas de risque à 1,5 T mais peuvent être dangereux à plus haut champ. De même, bien que de tels dispositifs soient peu probables chez les patients équins, il faut s'assurer de la magnéto-compatibilité.

2.2. LIES AUX GRADIENTS DE CHAMP MAGNETIQUES

Dans les séquences rapides d'écho planar (cf partie VII.), la commutation rapide des gradients conduit à des champs électromagnétiques de basse fréquence, ce qui peut générer des courants dans les tissus et entraîner des stimulations nerveuses périphériques. Le risque de dommages chez les patients équins semble bas.

Comme nous l'avons vu en III. 1. b., les bobines de gradient causent un bruit plus élevé en IRM haut champ, des bouchons d'oreille doivent être portés par le personnel.

2.3. LIES AUX ANTENNES

L'application d'ondes de radiofréquence induit des champs électromagnétiques de haute fréquence, ce qui peut conduire à un échauffement des tissus en échange du dépôt d'énergie, voire des brûlures de 2^e ou 3^e degré au niveau de certaines zones cutanées. Ce risque est augmenté par les câbles électriques formant une boucle sur la peau : ECG, câbles d'antennes par exemple. C'est pourquoi la quantité d'énergie déposée doit être minimisée par l'intermédiaire du paramétrage des séquences, les équipements doivent être minimisés, les électrodes d'ECG doivent être compatibles à l'utilisation en IRM.

D. INTERETS ET LIMITES DU SCANNER ET DE L'IRM POUR L'EVALUATION DE LA TETE DU CHEVAL (HORS ENCEPHALE) (16) (43) (44)

Bien que les techniques d'imagerie conventionnelles doivent être considérées en premier lieu, l'évaluation de la tête du cheval peut être difficile avec les techniques d'imagerie conventionnelles :

- **La complexité anatomique et la superposition des structures compliquent l'interprétation et le diagnostic radiographique.** De multiples clichés radiographiques peuvent être nécessaires pour bien visualiser des régions spécifiques, et des comparaisons des deux côtés sont souvent essentielles. Même avec des clichés optimaux, l'identification de changement significatif peut être difficile : l'ostéolyse ou la résorption osseuse ne sont pas détectées avant une perte minérale de 30-50 %, l'altération des contours et des changements de taille ne sont pas forcément détectés à cause de la superposition. Et lorsque des modifications sont observées, il est parfois difficile de poser un diagnostic précis, par exemple lors de masses dans les sinus : les sinusites bactériennes, les hématomes progressifs de l'ethmoïde et les kystes sinusaux ont une apparence similaire en radiographie.
- **En alternative, l'échographie** peut être utile pour les tissus mous mais cette technique est limitée par la faible pénétration : les structures en dessous des os et structures aériques sont difficilement visualisables, ce qui limite l'utilisation de l'échographie à l'évaluation des surfaces osseuses. Mais les surfaces irrégulières et les contours complexes de la tête des chevaux restreignent de plus le contact avec la sonde.

Lors d'absence de résultats ou lors de résultats non concluants avec les techniques d'imagerie conventionnelles, les techniques d'imagerie sectionnelles telles que le scanner et l'IRM doivent être considérées. Bien que le coût et les risques liés à l'anesthésie générale soient des inconvénients majeurs, ces deux techniques permettent de visualiser les structures internes sans problèmes de superposition. Le débat persiste concernant les applications du scanner et de l'IRM, mais les deux techniques sont en fait complémentaires. Cependant en médecine vétérinaire, les contraintes financières et pratiques amènent généralement à devoir choisir entre les deux techniques selon le prix, la pathologie suspectée et la région d'intérêt. Bien entendu, le scanner présente des avantages pratiques indéniables : la lecture des images scanner s'appréhende plus facilement, la technicité est moins pointue que l'IRM (l'IRM nécessite de

déterminer à l'avance les séquences à utiliser), et la possibilité de l'examen de la tête sur cheval debout le rend plus accessible, diminuant le prix et les risques liés à l'anesthésie générale. Mais détaillons succinctement les intérêts cliniques de ces deux techniques, en soulignant les avantages comparatifs quand ils existent (cette liste n'est pas exhaustive) :

➤ **Les deux techniques offrent l'avantage d'une information en deux dimensions et en trois dimensions.**

Cependant, l'IRM permet d'acquérir l'image dans n'importe quel plan sans avoir à repositionner le cheval et sans perte de qualité de l'image, à la différence du scanner où les clichés sont acquis initialement transversalement puis les autres plans sont acquis par reconstruction, mais ceci implique une perte de qualité de l'image, bien que diminuée avec la finesse des coupes et l'acquisition hélicoïdale. La visualisation sur les différents plans et en trois dimensions permet de mieux localiser les structures pathologiques, de connaître leur extension (*Fig.78*) et de mieux délimiter le tissu anormal du tissu normal. Ceci est une aide considérable lors de l'évaluation et lors de la planification d'une chirurgie le cas échéant, d'autant plus lors d'affections dentaires ou sinusales, car l'anatomie varie avec la race et l'âge, or les repères empiriques sont souvent incorrects. (45)

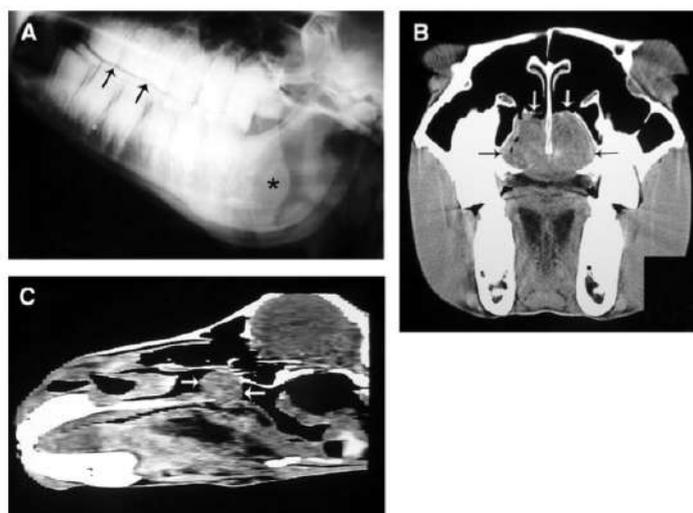


Figure 78 : Exemple d'intérêt du scanner pour la localisation d'une masse. Le mini-shetland était examiné pour sévère détresse respiratoire depuis 1 semaine. A la radiographie (A), l'épiglotte apparaît oedémateuse (astérisque) et la surface occlusale irrégulière, mais la région du nasopharynx ne présente pas d'anomalie visible. L'image scanner (B) au niveau du nasopharynx permet de détecter une masse obstruant les choanes et déviant modérément le palais mou. La reconstruction sagittale (C) permet de localiser clairement la masse caudo-dorsalement au palais dur. La chirurgie a permis de diagnostiquer un polype nasal. (10)

➤ **Les deux techniques offrent un meilleur contraste.**

Le scanner permet de différencier des tissus avec seulement 0,5% de différence de densité, ce qui permet de voir une ostéolyse plus précocement, de distinguer la substance blanche de la substance grise, les fluides des tissus mous, quand les opacités sont identiques en radiographie. Mais l'IRM est *la* technique multi-contraste par excellence, grâce aux diverses séquences permettant ainsi de mettre en évidence plus spécifiquement certaines structures anatomiques et certaines lésions. Par ailleurs, l'injection de produit de contraste pour mettre en évidence certaines affections, telles que la rupture de la barrière hémato-méningée, se pratique couramment avec les deux techniques.

➤ **Il est convenu que le scanner apporte généralement des meilleures images dentaires et osseuses, car il souligne plus clairement les tissus minéralisés, et l'IRM des meilleures images des tissus mous, d'autant plus qu'il permet de détecter des modifications biochimiques avant les modifications structurelles.**

Cependant en scanner, lorsque des tissus mous ont une apparence similaire, les valeurs HU peuvent aider à les différencier, malgré la possibilité de biais dû aux artefacts (Fig.79).



Figure 79 : Exemple d'utilisation des valeurs HU pour différencier des tissus mous sur une image scanner. Le cheval était examiné pour jetage nasal séreux. Le scanner permet de détecter une masse dans la partie dorsale du sinus concho-frontal gauche (astérisque), un épaissement de la muqueuse du sinus maxillaire caudal (tête de flèche), et une accumulation de fluide modérée indiquée par une ligne de fluide (flèche). En zone 2 placée sur le muscle masséter, la valeur HU est de 73, comme attendu pour un tissu mou. En zone 1 placée sur la masse, la valeur HU est de 14, suggérant une masse remplie de liquide. (10)

De même, l'IRM permet également d'évaluer les structures osseuses, et plus particulièrement les lésions telles que les oedèmes, hématomes, hémorragies au sein de l'os. Ainsi, bien que les deux techniques permettent d'évaluer des fractures osseuses, parfois non visibles en radiographie ou du moins visibles de manière moins précise, le scanner permet une meilleure évaluation des fractures, et l'IRM présente une meilleure sensibilité lors de modifications pathologiques précoces, telles que citées ci-dessus. De plus, les cartilages articulaires, le périoste, la synovie, et la moelle osseuse ont un signal similaire à celui des tissus mous et non à celui des tissus osseux, ils sont donc mieux différenciés avec l'IRM. Par ailleurs, l'IRM offrant un meilleur contraste des tissus mous (et donc du cerveau), il peut être intéressant lors de traumatismes pour évaluer de manière optimale les fractures (séquence T1 plus adaptée) et les tissus environnants (séquence T2 plus adaptée). Comme nous l'avons vu dans la 1ère partie, B, X. Interprétation du signal et du contraste de base, l'IRM offre de plus une idée du stade de l'hémorragie, ainsi un traumatisme ancien peut être une découverte fortuite lors de l'exploration de signes cliniques sans notion de traumatisme apparaissant dans l'anamnèse.

➤ **Ainsi, les examens scanner et IRM ont permis de mieux évaluer certaines affections:**

- Les fractures (de l'os basisphénoïde, de l'os maxillaire, de l'os mandibulaire, de l'appareil hyoïdien, de l'os temporal etc), les arthropathies (temporo-hyoïdienne, temporo-mandibulaire), les ostéomyélites... (Fig.80)

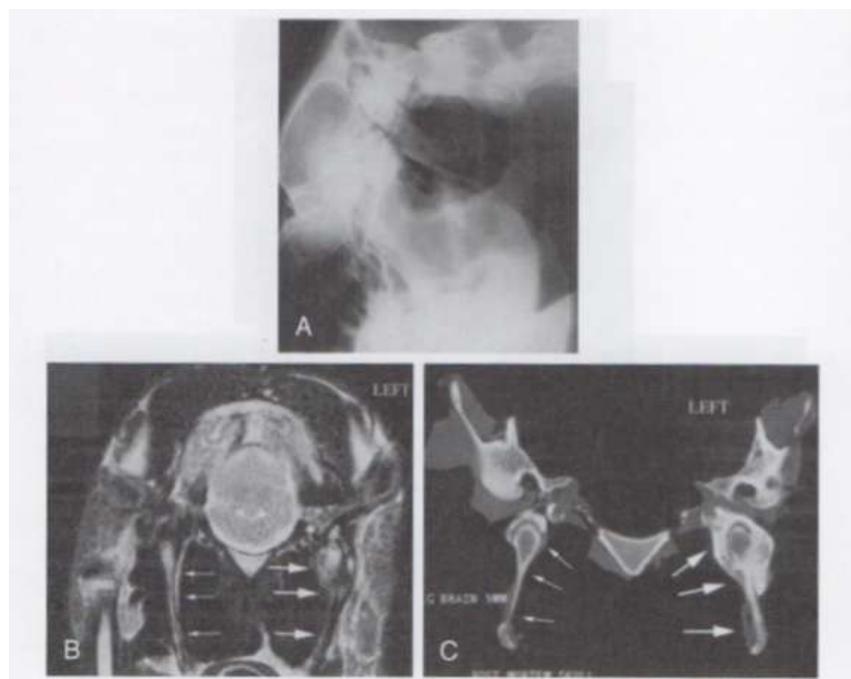


Figure 80 : Exemple d'évaluation de structures osseuses à l'aide du scanner et de l'IRM.

Le cheval était examiné car il avait la tête penchée à gauche. La radiographie en vue latérale gauche (A) suggérait un épaissement des os stylohyoïdiens mais ne permettait pas de conclure. L'image IRM transverse pondérée T2 (B) permet de visualiser un os stylohyoïdien droit normal (petites flèches), et un signal hyperintense au niveau proximal de l'os stylohyoïdien gauche (flèches plus larges). Le cheval a été euthanasié étant donné le faible pronostic et un examen scanner a été effectué (C), permettant de visualiser une sclérose et une réaction osseuse en partie proximale de l'os stylohyoïdien gauche. L'histopathologie a permis de diagnostiquer une fracture, ainsi qu'un remodelage de l'os stylohyoïdien gauche secondaire à une ostéomyélite mycotique. (43)

- Les affections dentaires : comme dit plus haut il est uniformément accepté que le scanner est la méthode de choix pour l'évaluation des affections dentaires, il a été montré qu'il permet d'identifier toutes les dents cliniquement affectées (45), les sinusites et les affections osseuses associées. Bien que l'érosion des racines dentaires peut être visible en radiographie, ceci est plus difficile lorsqu'elles sont entourées de liquide dans les sinus. Le scanner permet de détecter des zones d'hypo-atténuation dans le ciment, la dentine et l'émail, la sclérose de la pulpe, des fragmentations ou des érosions des racines dentaires, des abcès péri-apicaux, des accumulations de gaz... Les hypo-atténuations de l'infundibulum peuvent correspondre à des bulles de gaz ou du ciment nécrotique, mais ne sont pas toujours significatives cliniquement, l'endoscopie orale est alors à envisager. L'IRM permet de plus de détecter les inflammations des nerfs dentaires, la cavité de la pulpe, et les membranes périodontales. (Fig.81)
- Les affections des sinus : l'imagerie sectionnelle permet de visualiser les sinus séparément sans superposition et avec une meilleure résolution en contraste, ce qui permet de voir les muqueuses qu'on ne voit pas en radiographie. Il est plus facile de détecter les kystes, bien définis, circulaires ou multilobaires, avec parfois un contour minéralisé. Lorsque le contour n'est pas minéralisé et qu'il y a du fluide tout autour, les kystes sont plus difficiles à détecter avec le scanner, il faut s'aider des valeurs HU. Les kystes ont souvent un effet de masse pouvant entraîner : déformation osseuse, exophtalmie, déviation du septum nasal, distorsion dentaire. (Fig.81)

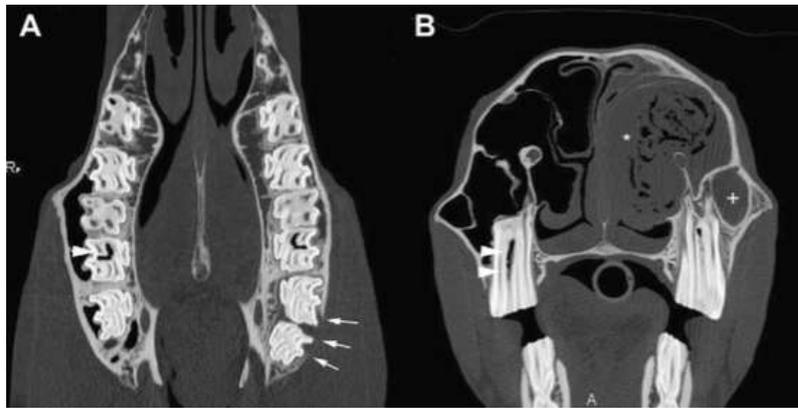


Figure 81 : Exemple d'image scanner d'affection dentaire et de sinusite. Sur l'image dorsale (A), on peut voir la présence d'une dent maxillaire gauche supranuméraire entourée d'une destruction de l'os (flèches blanches), il faut noter que les secondes prémolaires ne sont pas visibles. Sur l'image transverse (B), on peut détecter un abcès dans le sinus maxillaire gauche (astérisque) avec du matériel inflammatoire et de la nourriture, du liquide dans le sinus maxillaire rostral (+), et des zones d'hypoatténuation dans les secondes molaires maxillaires (têtes de flèches). (36)

- Les hématomes progressifs de l'ethmoïde : l'imagerie sectionnelle permet de mieux connaître l'extension et la localisation qu'avec l'endoscopie et la radiographie, et permet de savoir si les sinus adjacents sont affectés. (Fig.82)



Figure 82 : Exemple d'image scanner d'hématome de l'ethmoïde. On peut détecter des zones d'hyper-atténuation en tourbillons, correspondant à des minéralisations identifiées en histopathologie. (36)

- Les affections des poches gutturales : même si l'endoscopie est préférée, l'imagerie sectionnelle permet de visualiser tous les compartiments des poches gutturales en une seule image et les structures environnantes de manière non invasive. (Fig.83)

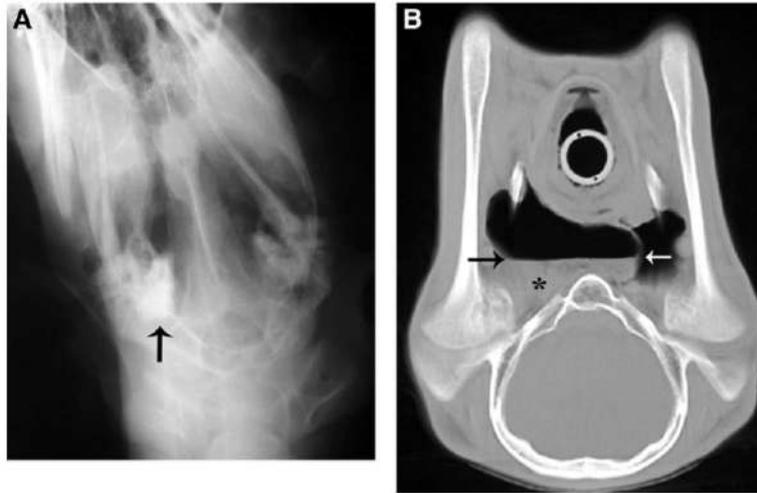


Figure 83 : Exemple d'image scanner d'affection des poches gutturales. Le cheval était examiné car il avait la tête penchée. Sur la radiographie (A), il y a une augmentation d'opacité en région de la partie pétreuse de l'os temporal droit, compatible avec une otite moyenne. L'image scanner (B) permet de visualiser une ligne de fluide dans la poche gutturale droite, l'accumulation (étoile) déplaçant le compartiment médial sur la gauche. Les bulles tympaniques non visibles ont été considérées normale. Un empyème de la poche gutturale a été diagnostiqué. (10)

- Les structures auriculaires, orbitaires et péri-orbitaires. (Fig.84)

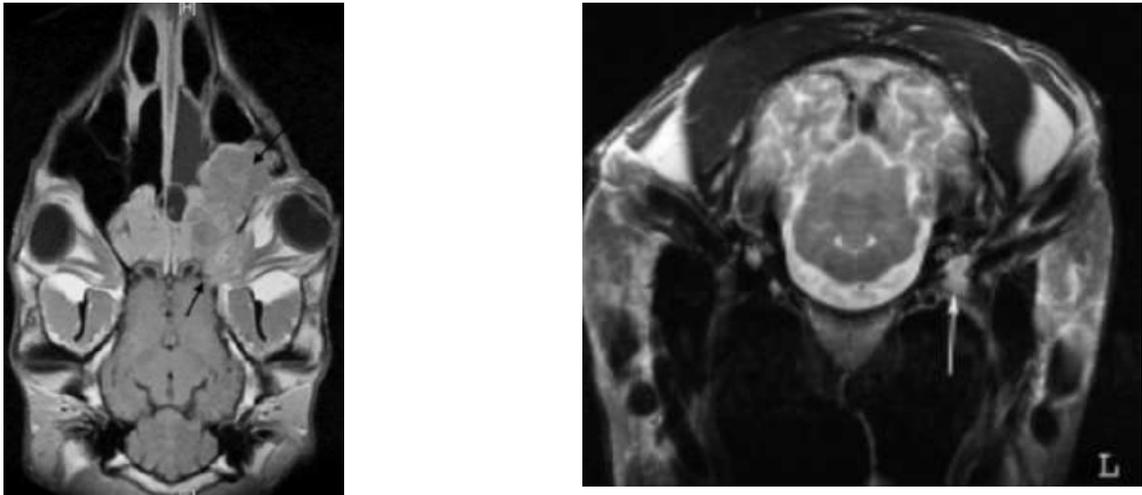


Figure 84 : Exemples d'images IRM d'affections oculaires et auriculaires. (16)
A gauche : image dorsale pondérée T1 après administration de produit de contraste sur un cheval avec cécité progressive de l'œil gauche. On peut voir un adénocarcinome (flèches noires) provenant de la région ethmoïdale et s'étendant dans l'orbite, comprimant le nerf optique.
A droite : image transverse pondérée T2 au niveau des bulles tympaniques : sur un cheval avec une paralysie faciale et la tête penchée à gauche. La bulle tympanique gauche présente un signal modéré compatible avec une otite moyenne.

- Les structures laryngées. Mais si des affections fonctionnelles et non structurelles sont suspectées, l'endoscopie doit être préférée.

➤ **Il est convenu que l'IRM est plus adaptée pour l'évaluation des structures intracrânielles.**

Il est possible de différencier la substance blanche de la substance grise, et de détecter des anomalies congénitales, des oedèmes, des hémorragies, des abcès, des tumeurs etc.. De plus, certaines tumeurs ont des localisations et un type de contraste caractéristiques, telles que les méningiomes et les tumeurs du plexus choroïdien. Lors de troubles neurologiques, l'examen IRM est particulièrement indiqué étant donné que la gestion du cheval peut être parfois difficile voire dangereuse, ainsi un diagnostic précoce peut être d'une grande aide pour donner un pronostic. Il faut noter que beaucoup de cas de convulsions ne donnent lieu à aucune anomalie visible à l'examen IRM, les déséquilibres électriques sans structures anormales ne sont pas détectables. Par ailleurs, l'IRM est aussi indiqué pour suivre la réponse au traitement : par exemple lors de traitement de néoplasie ou d'infection, la récupération des fonctions neurologiques peut être lente, l'imagerie sectionnelle permet de savoir s'il y a une absence de réponse ou une récurrence, auquel cas un autre traitement ou l'euthanasie doivent être considérés ; ou s'il y a une amélioration encourageante malgré la persistance des troubles neurologiques.

Le scanner peut également apporter beaucoup de ces informations, telles que les fractures, les hémorragies, les tumeurs, mais ne peut pas identifier, et ce même avec un produit de contraste, des petites lésions du parenchyme et une méningite. Il subit de plus l'artefact de durcissement du faisceau au niveau de la fosse caudale, non présent en IRM, empêchant d'explorer parfaitement le cervelet. Cependant, l'acquisition est plus rapide qu'avec l'IRM. La caractérisation des masses est moins décrite qu'en IRM, seul l'aspect de l'adénocarcinome nasal est décrit. (11)

**2^{EME} PARTIE : CONTRIBUTION EXPERIMENTALE : MISE
AU POINT DE L'ATLAS EN LIGNE DES IMAGES
TOMODENSITOMETRIQUES ET IRM HAUT CHAMP 3
TESLA DE LA TETE DU CHEVAL (HORS ENCEPHALE)**

Le projet de cette thèse est inclus dans un plus grand projet des unités d'anatomie et d'imagerie médicale de l'ENVT : celui de créer une plateforme internet gratuite avec des atlas en ligne tomodynamométrique et IRM de différentes espèces et de différentes parties du corps.

A. MATERIEL ET METHODE : ACQUISITION DES IMAGES

I. OBTENTION DES IMAGES IRM

Les images obtenues par résonance magnétique ont été réalisées au Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse (site de Purpan, Pavillon Baudot). La machine utilisée est une IRM haut champ 3.0 Tesla (Achieva ; Philips, France) à aimant court, dédiée aux activités de recherche en Neurosciences (*Fig.85*).



Figure 85 : Photographie de l'IRM 3 Tesla du CHU de Purpan (46)

Les images IRM ont été initialement obtenues pour la comparaison des images IRM et des coupes anatomiques de l'encéphale du cheval sain, dans le cadre de la thèse de Sophie Monteil (46). Elles ont été obtenues à partir de la tête d'une jument Trotteur Français de 15 ans, préalablement euthanasiée et dont la tête a été désarticulée en regard de l'articulation atlanto-occipitale. La réglementation en vigueur concernant le bien-être animal a été respectée et le certificat d'autorisation relatif à l'euthanasie de la jument à titre expérimentale obtenue (*Annexe 2*).

L'examen IRM a été réalisé dans les 4 heures suivant l'euthanasie. En effet, plus le temps séparant la mort cérébrale de l'animal et la prise des images est court, plus les chances de limiter les modifications anatomiques post-mortem sont faibles, or celles-ci influencent grandement la qualité de l'image.

Lors de l'examen, la tête est disposée à l'endroit, horizontalement sur la plateforme de la machine. L'antenne utilisée est une antenne flexible de surface PHILIPS SENSE Flex Medium (*Fig.86*). Elle est généralement utilisée en médecine humaine pour obtenir des images des articulations comme le genou ou l'épaule. Cette antenne est constituée de deux formes circulaires et flexibles permettant de s'adapter facilement aux surfaces bombées. Les deux cercles ont ainsi été disposés en avant des oreilles, de part et d'autre du crâne.



Figure 86 : Photographie d'antenne SENSE Flex Philips 3T Medium (46)

Concernant le protocole opératoire, le choix des paramètres d'acquisition des images, de l'antenne et des pondérations a été réalisé par le personnel de l'hôpital de Purpan. L'équipe était composée d'une ingénieure de recherche Inserm, Mme GROS-DAGNAC, et d'un manipulateur en Radiologie, M. DESIRAT. Les images ont été obtenues grâce à des séquences d'imagerie rapide en trois dimensions isotropiques, en pondération T1, T2 et FLAIR (*Fig.87*). La pondération FLAIR est une application de la séquence d'inversion récupération (*Annexe I*). Elle était intéressante dans le cas de l'imagerie de l'encéphale traitée dans la thèse de Sophie MONTEIL (46), car elle permet de différencier l'œdème périphérique de l'hypertrophie du SNC. Mais les images étaient réalisées sur un encéphale normal donc la séquence FLAIR n'apportait pas d'information supplémentaire par rapport aux deux précédentes, de plus la qualité des images n'était pas optimale, la séquence n'a donc pas été présentée dans la thèse de Sophie MONTEIL, et ne présente pas plus d'intérêt dans cette thèse.

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

Figure 87 : Tableau des paramètres des séquences utilisées lors de l'examen IRM (46)

II. OBTENTION DES IMAGES TOMODENSITOMETRIQUES

Les images obtenues par tomodensitométrie ont été réalisées à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse. La machine utilisée est un scanner multicoupes hélicoïdale Optima CT540 de la technologie General Electric, dédiée principalement aux activités de la clinique animaux de compagnie et NAC (Nouveaux Animaux de Compagnie) de l'école (*Fig.88*).



Figure 88 : Photographie du scanner de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse (47)

Les images scanner ont été obtenues à partir de la même tête de jument. Les images ont été obtenues grâce aux réglages suivants :

- Tension : 120 kvp
- Intensité : 149 mA
- Temps d'exposition : 872 s soit 14,53min
- Epaisseur des coupes et espacement entre elles : 1,25mm

Des matrices de 512 * 512 sont utilisées pour produire l'image. Pour la fenêtre « tissus osseus », le niveau est de 400 et la largeur de 2000 UH. Pour la fenêtre « tissus mous », le niveau est de 40 et la largeur de 400 UH.

III. LECTURE DES IMAGES ET VALIDATION DU CARACTERE SAIN

L'intégralité des images obtenues sont visualisées à l'aide du logiciel Horos, ce dernier permettant les reconstructions en 3D, et multiplanaires dans le cas du scanner. La visualisation dans les trois plans, sagittal (*Fig.89(a)*), transversal (*Fig.89(b)*), et dorsal (*Fig.89(c)*) permet, outre les intérêts cliniques cités dans la 1^{ère} partie, D., de s'assurer que le positionnement est correct et n'altère pas l'apparence des structures, et offre une meilleure compréhension de la topographie facilitant la légende des images.

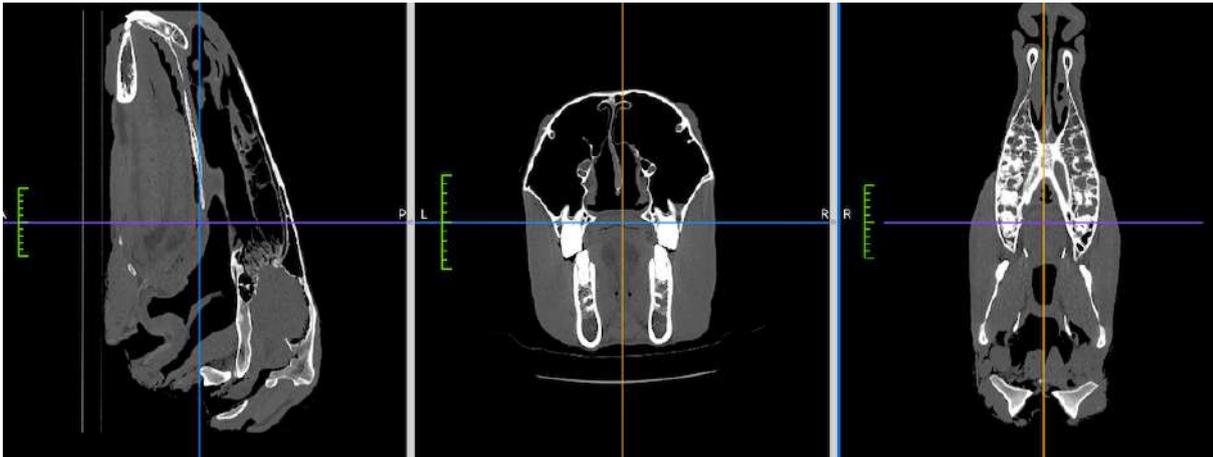


Figure 89 : Visualisation sur HOROS des images scanner dans les trois plans : (a) à gauche : plan sagittal ; (b) au centre : plan transversal ; (c) à droite : plan dorsal (à partir des images acquises pour cette thèse)

Les images ont été lues par le Dr. Movicato titulaire de l'Habilitation à Diriger des Recherches. Le caractère sain a été validé, et conforté par le fait qu'il n'y ait pas de lésion visible à la fois en images IRM et à la fois en images scanner.

IV. SELECTION ET LEGENDES DE COUPES

Les images scanner ont été légendées en fenêtre « tissus mous » et en fenêtre « os », et les images IRM légendées sont celles d'une séquence T1, la seule apportant une visualisation complète de la tête du cheval, les autres séquences étant souvent centrées sur l'encéphale pour la thèse initiale. La séquence T1 offre un très bon détail anatomique et est donc idéale pour cette thèse, la séquence T2 étant plus adaptée lors de suspicions pathologiques.

31 coupes tomодensitométriques en fenêtre « tissus mous » (Fig.90), 35 coupes tomодensitométriques en fenêtre « os » (Fig.91), et 28 coupes IRM en séquence T1 (Fig.92), ont été sélectionnées.

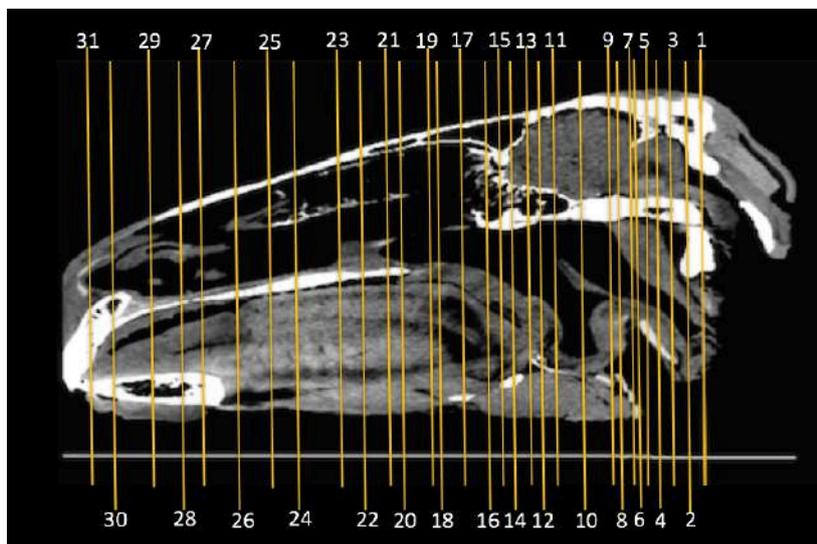


Figure 90 : Représentation des 31 coupes tomodensitométriques en fenêtre « tissus mous »

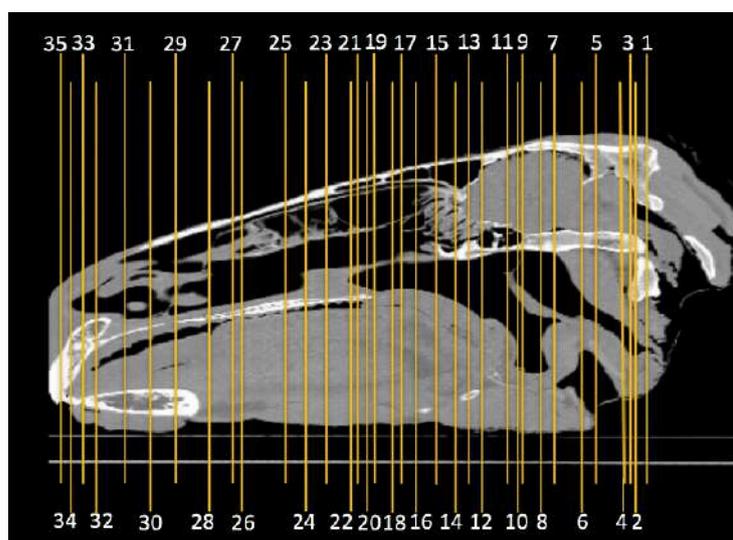


Figure 91 : Représentation des 35 coupes tomodensitométriques en fenêtre « os »

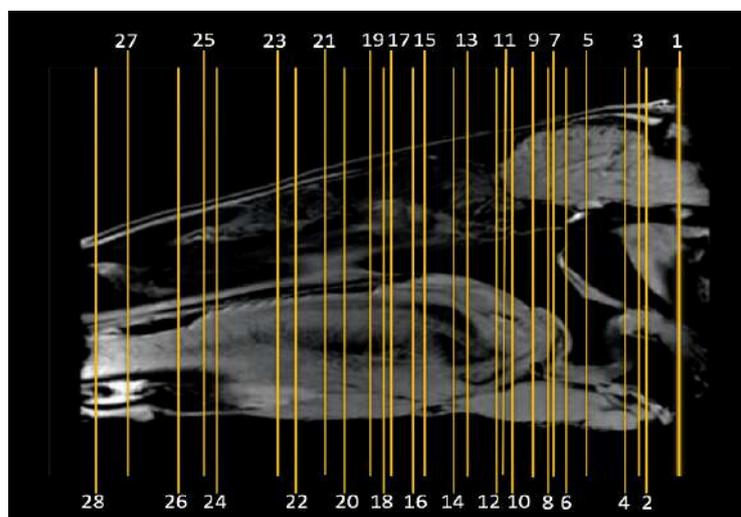


Figure 92 : Représentation des 28 coupes IRM haut champ 3T

Les structures anatomiques ont été identifiées et légendées selon des textes de références sur l'anatomie équine (48)(49)(50), et à l'aide de résultats publiés sur l'examen scanner de la tête du cheval (51)(10)(52)(53), ainsi que sur l'examen IRM de la tête du cheval (16).

Les images ont été légendées grâce au logiciel Microsoft PowerPoint. Elles sont inscrites en français afin de pouvoir intégrer les images légendées au site internet. Sur chaque image, plusieurs indications sont données afin de rendre l'utilisation de cet atlas aisé :

- la présence du numéro de la coupe.
- une coupe sagittale de la tête d'un cheval, avec un curseur permettant de définir la localisation de la coupe.
- des flèches à droite ou à gauche des images, pour faire défiler les différentes coupes, dans un sens comme dans l'autre.
- on peut aussi directement passer à une coupe plus caudale ou plus crâniale par l'intermédiaire des boutons situés sous le numéro des coupes.

B. RESULTATS

Les coupes légendées sont disponibles sur le site accessible via l'adresse suivante : <http://www.anatimagerie-envt.fr> . En voici quelques exemples :

I. EXEMPLES DE PLANCHES DE L'ATLAS TOMODENSITOMETRIQUE DE LA TETE DU CHEVAL SAIN EN FENETRE « TISSUS MOUS »

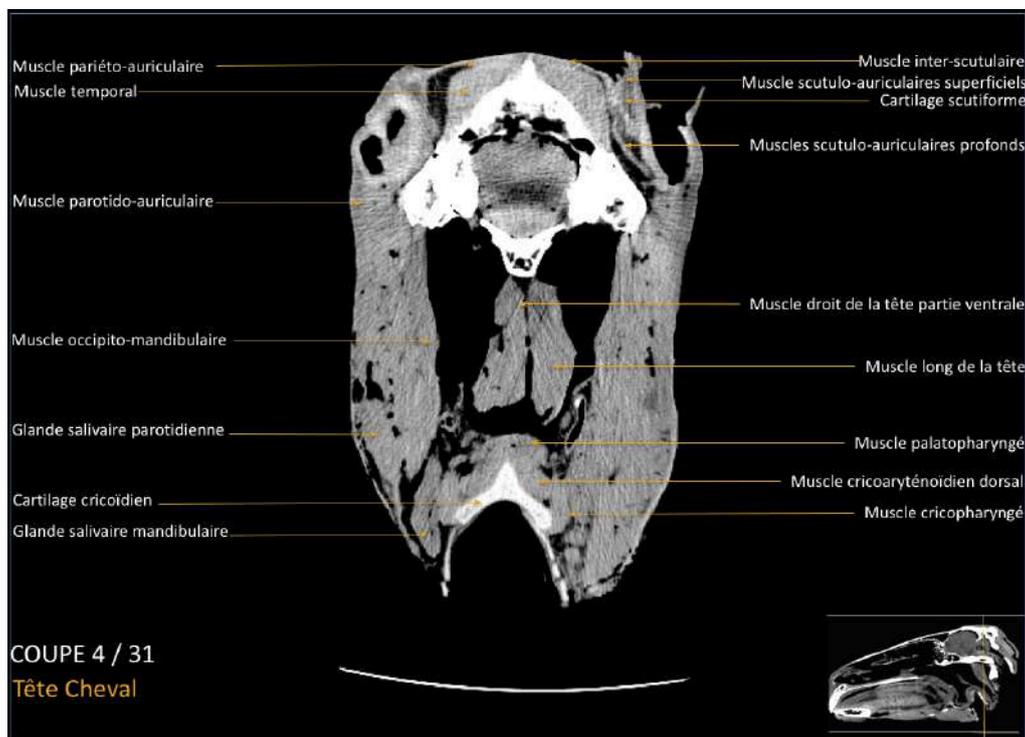


Figure 93 : Exemple de la coupe n°4 de l'atlas tomodensitométrie en fenêtre "tissus mous"

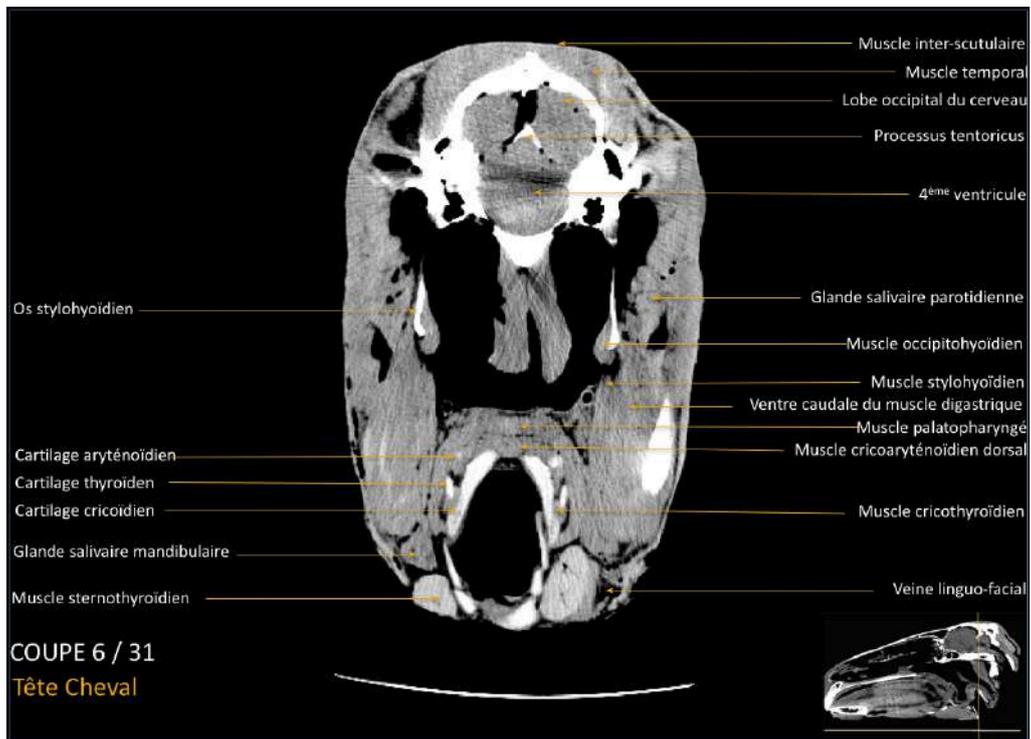


Figure 94 : Exemple de la coupe n°6 de l’atlas tomодensitométrique en fenêtre “tissus mous”

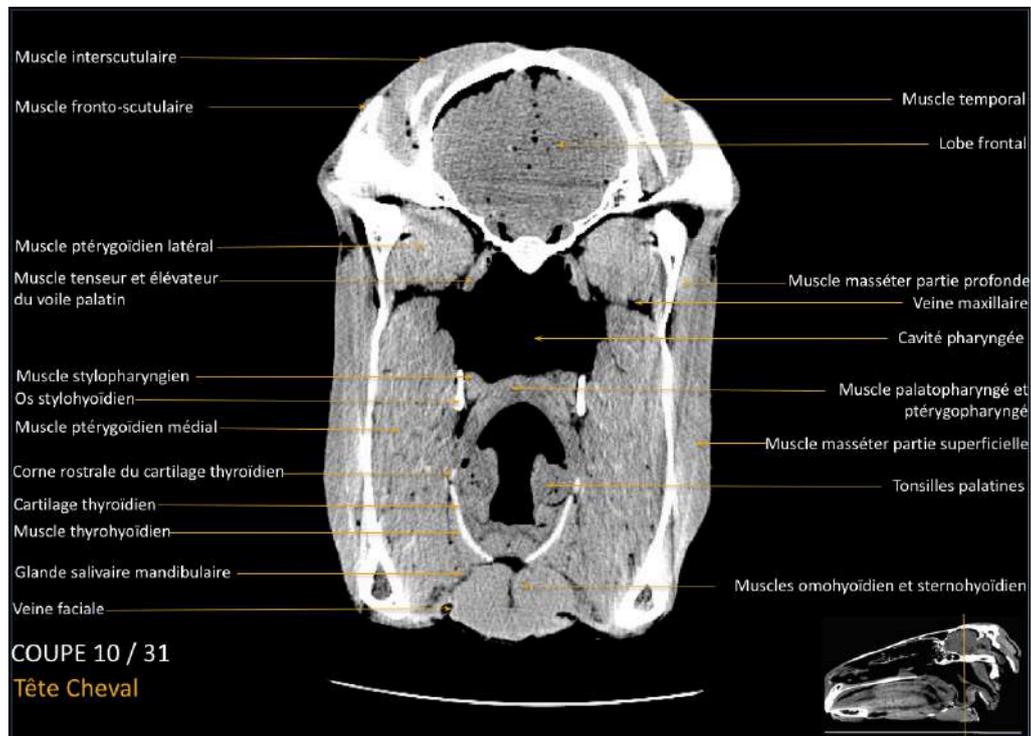


Figure 95 : Exemple de la coupe n°10 de l’atlas tomодensitométrique en fenêtre “tissus mous”

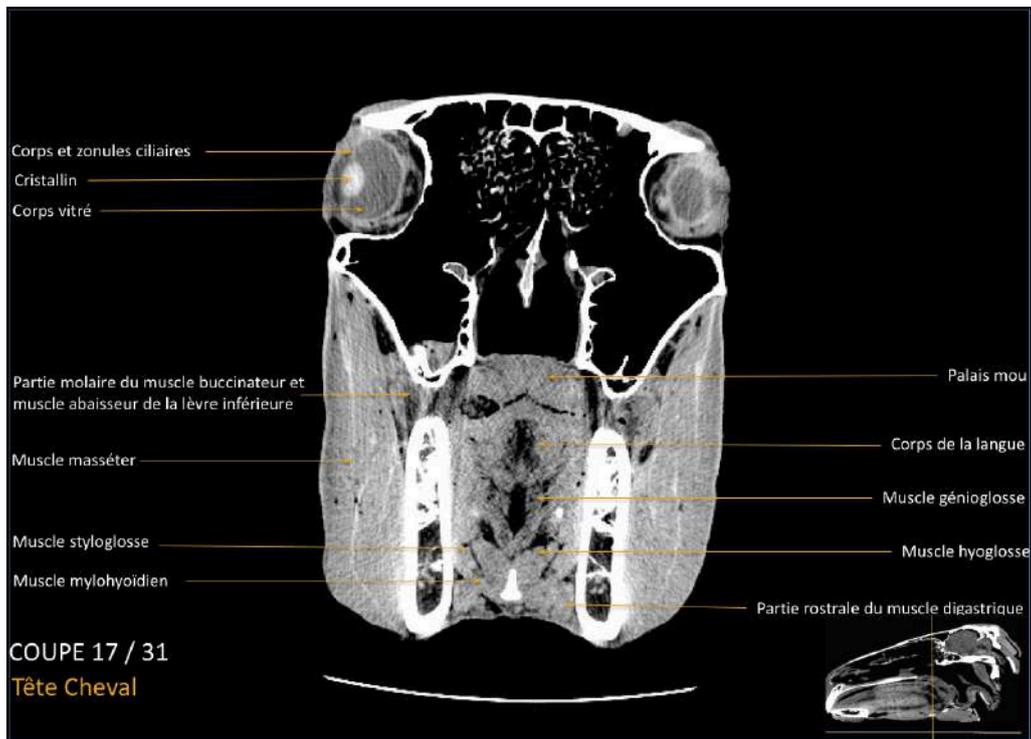


Figure 96 : Exemple de la coupe n°17 de l'atlas tomodensitométrique en fenêtre "tissus mous"

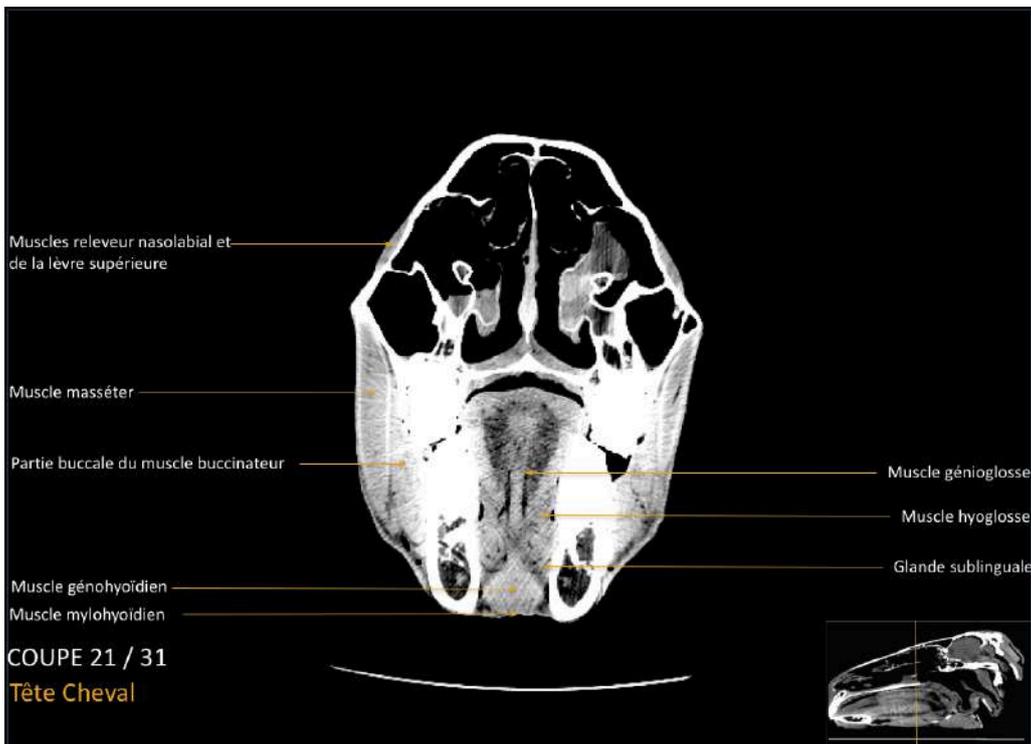


Figure 97 : Exemple de la coupe n°21 de l'atlas tomodensitométrique en fenêtre "tissus mous"

II. EXEMPLES DE PLANCHES DE L'ATLAS TOMODENSITOMETRIQUE DE LA TETE DU CHEVAL SAIN EN FENETRE « OS »

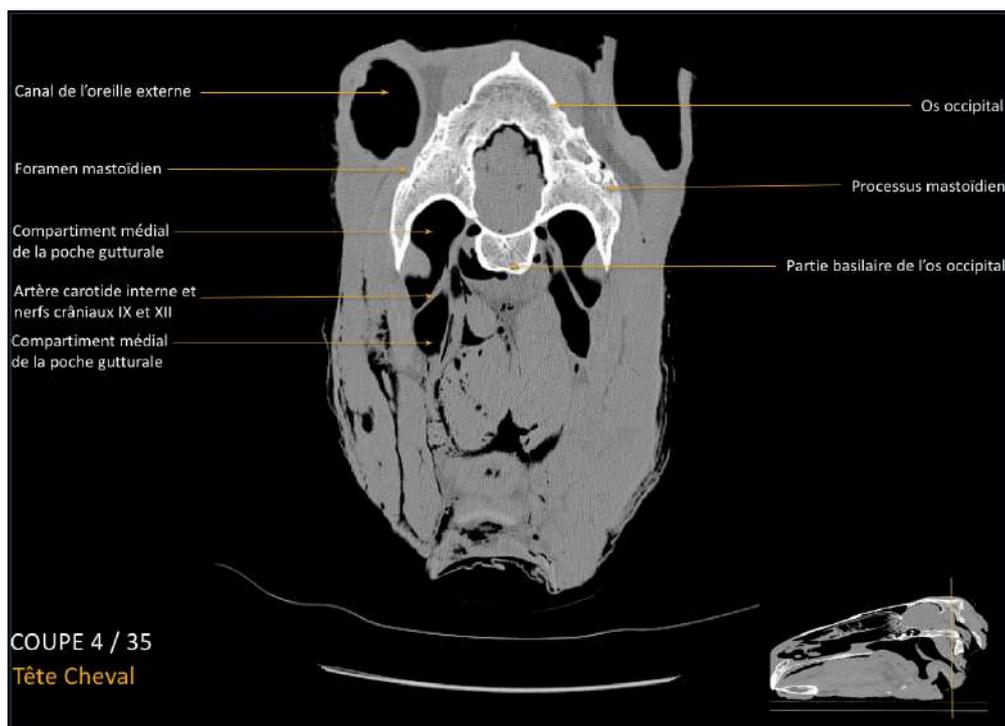


Figure 98 : Exemple de la coupe n°4 de l'atlas tomodensitométrique en fenêtre "os"

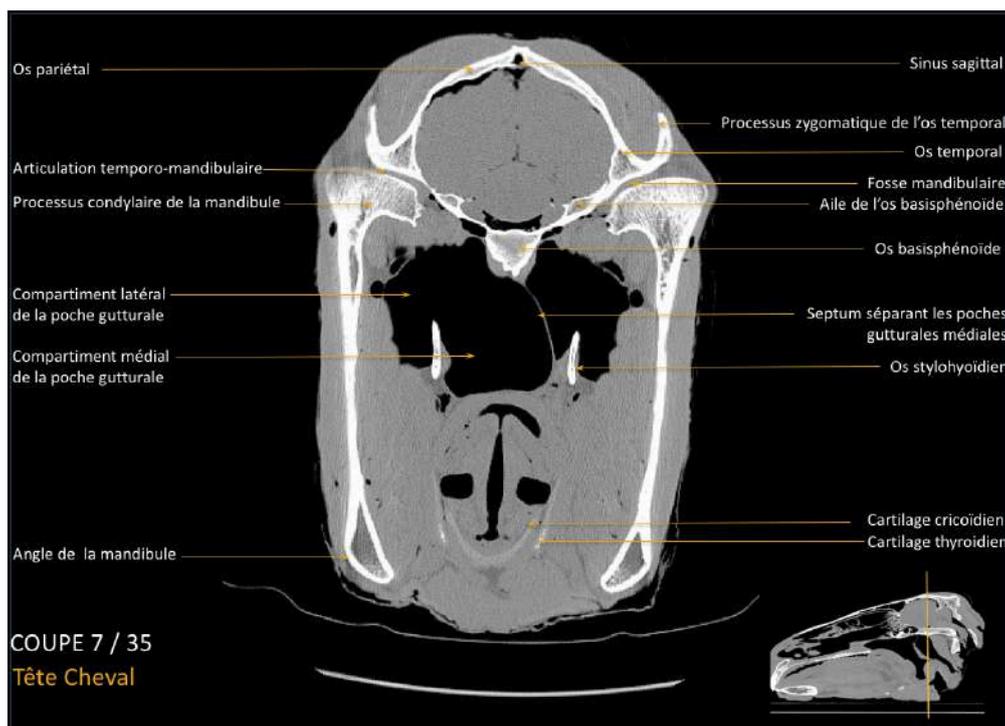


Figure 99 : Exemple de la coupe n°7 de l'atlas tomodensitométrique en fenêtre "os"

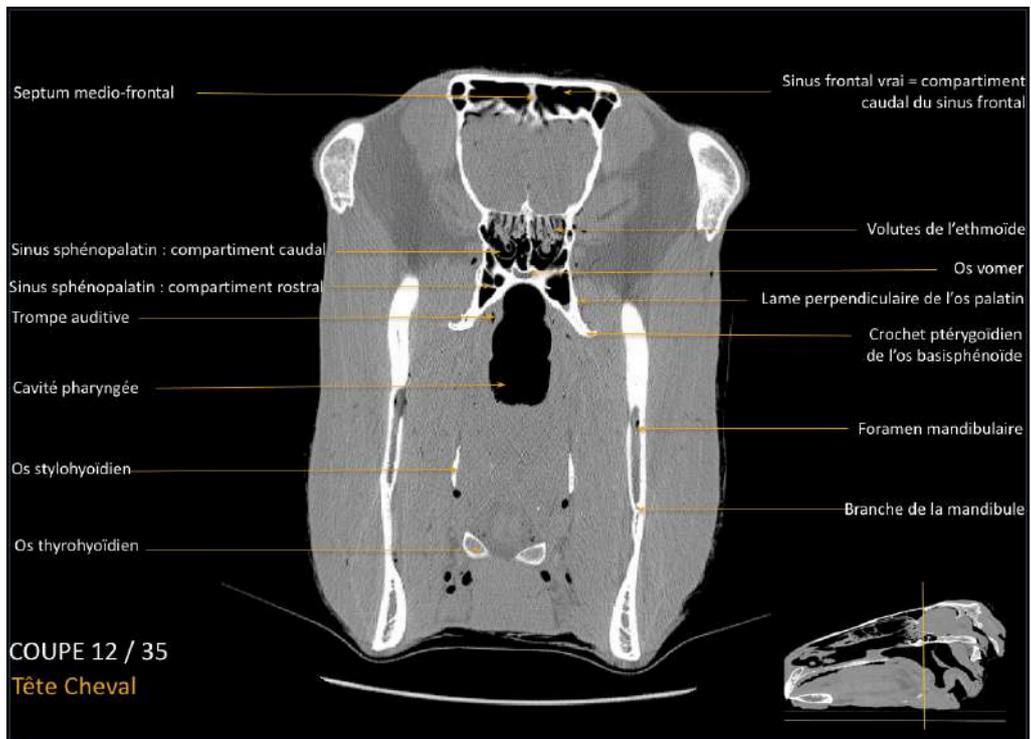


Figure 100 : Exemple de la coupe n°12 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "os"

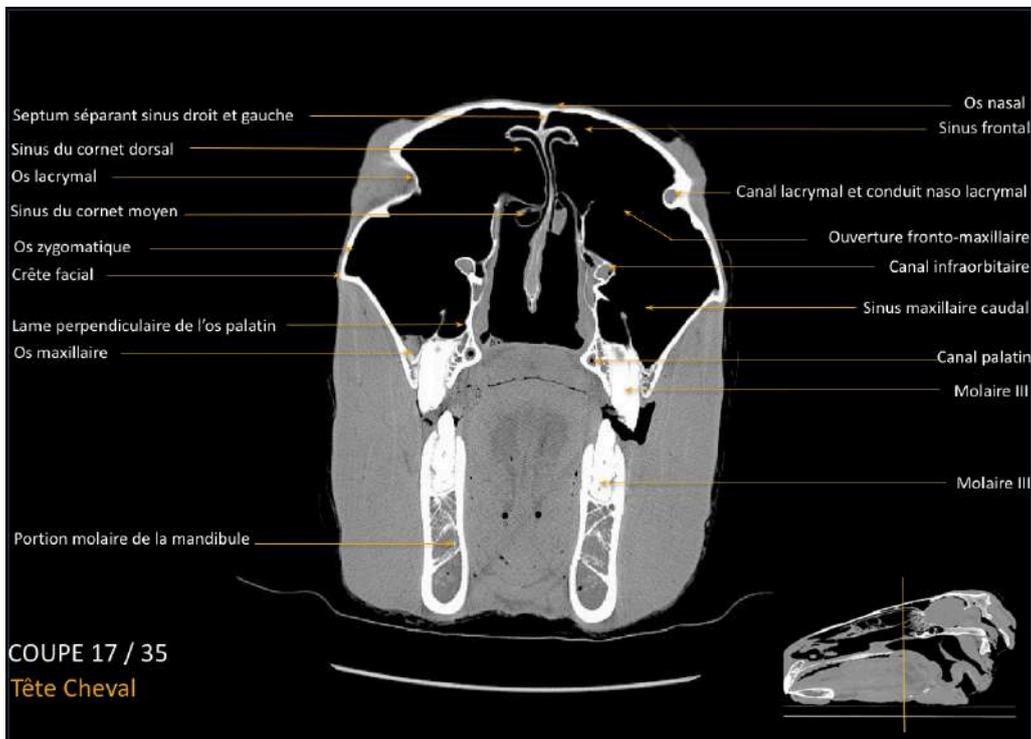


Figure 101 : Exemple de la coupe n°17 de l'atlas tomодensitométrique en fenêtre "os"

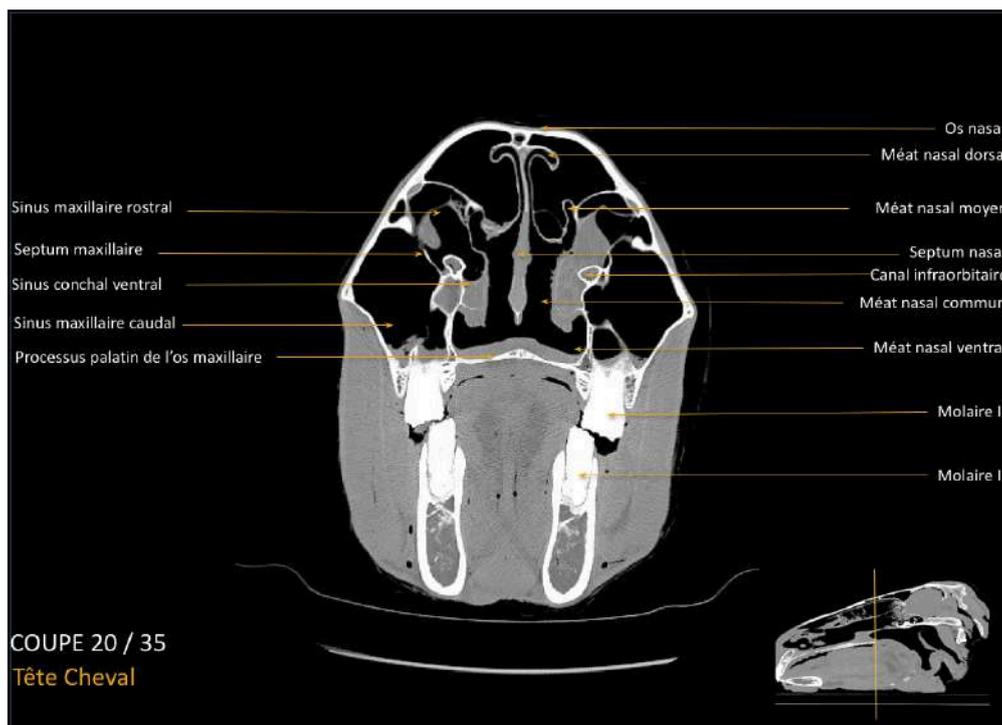


Figure 102 : Exemple de la coupe n°20 de l'atlas tomodensitométrie en fenêtre "os"

III. EXEMPLES DE PLANCHES DE L'ATLAS IRM HAUT CHAMP 3 TESLA DE LA TETE DU CHEVAL SAIN

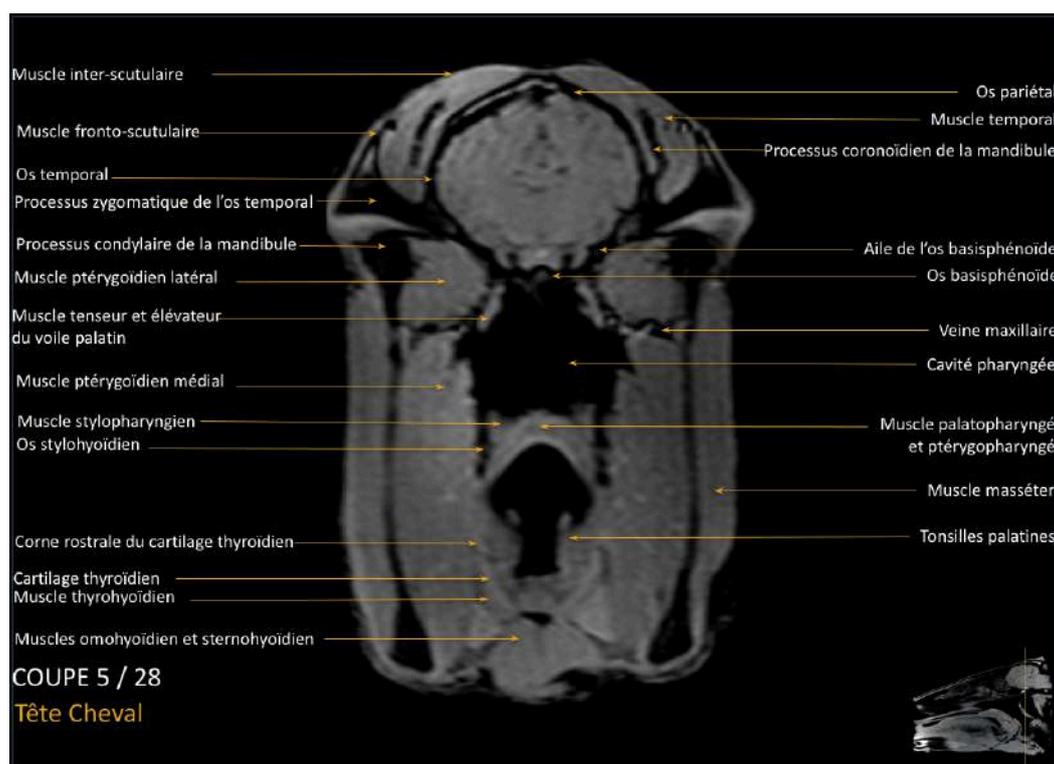


Figure 103 : Exemple de la coupe n°5 de l'atlas IRM haut champ 3T

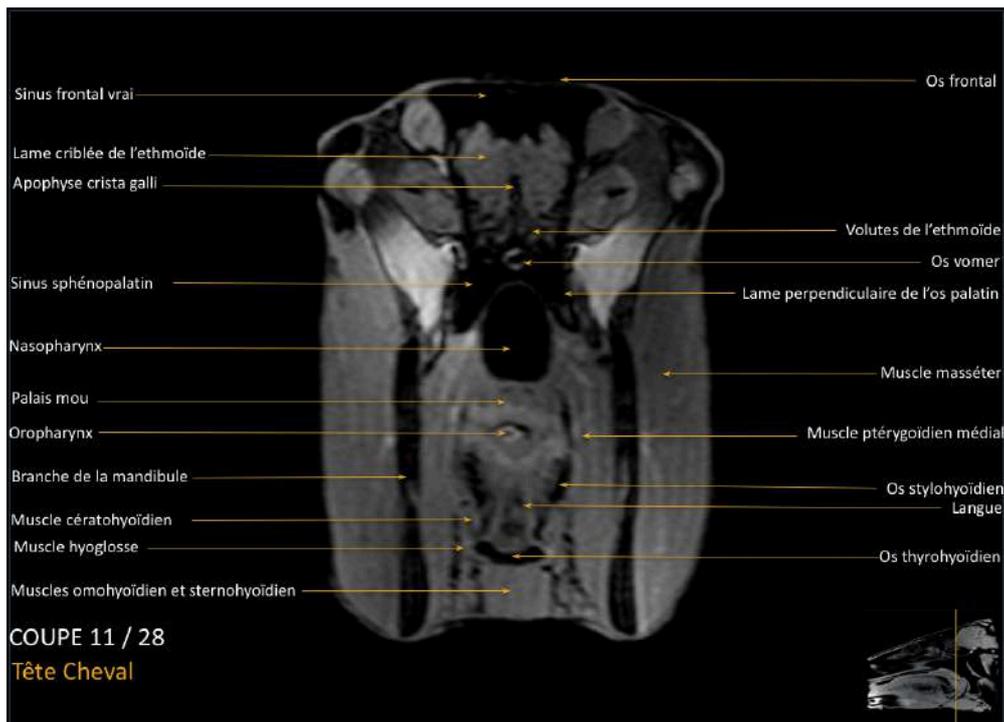


Figure 104 : Exemple de la coupe n°11 de l'atlas IRM haut champ 3T

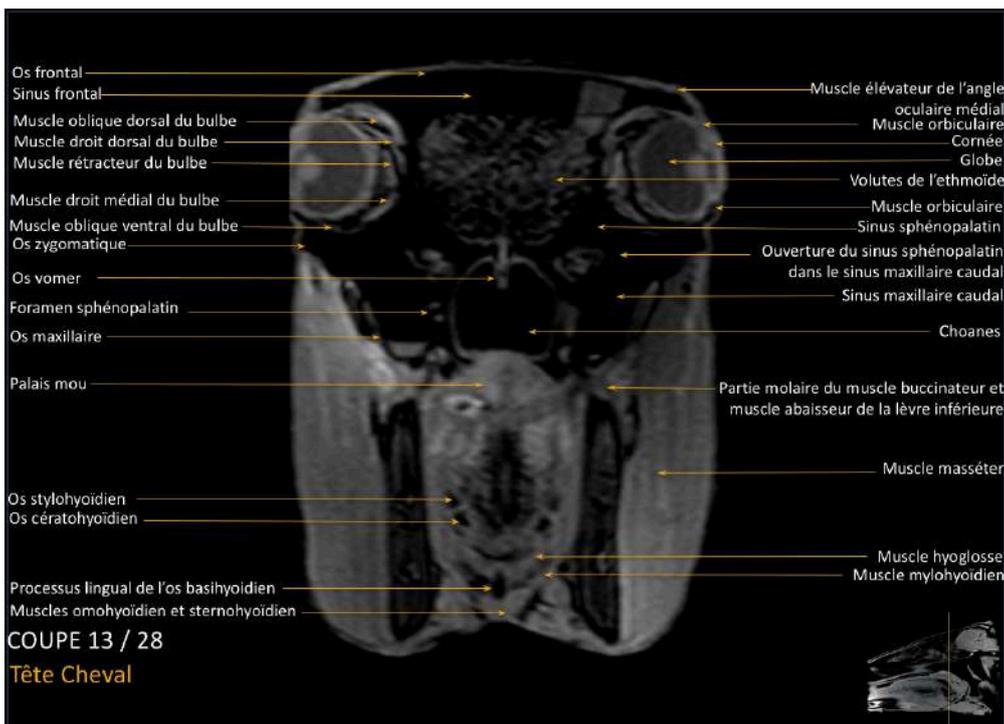


Figure 105 : Exemple de la coupe n°13 de l'atlas IRM haut champ 3T

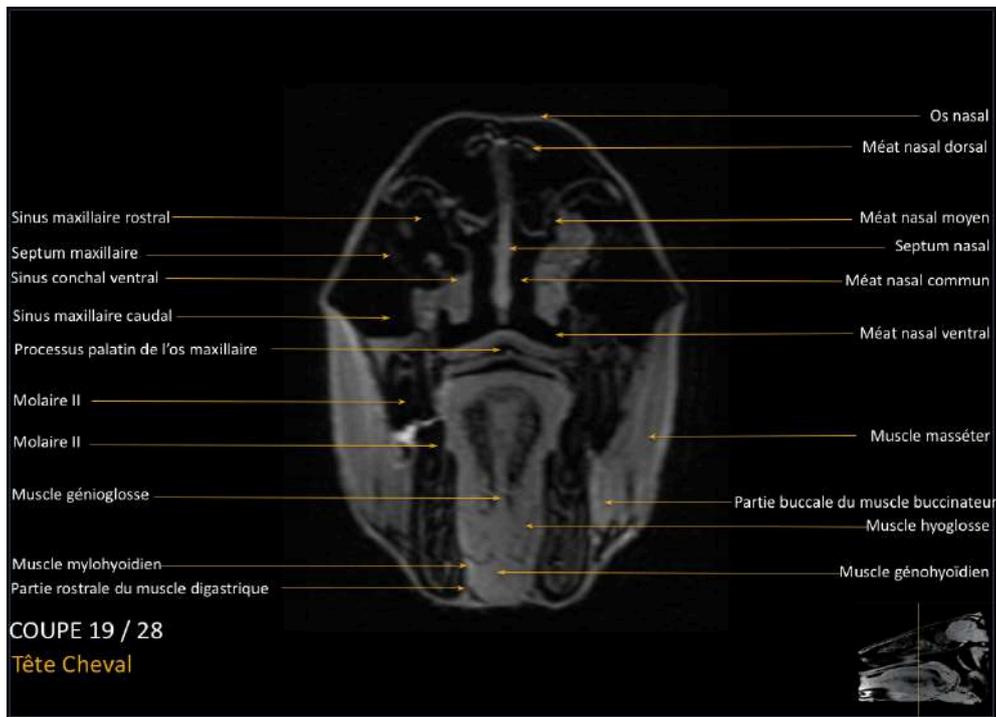


Figure 106 : Exemple de la coupe n°19 de l'atlas IRM haut champ 3T

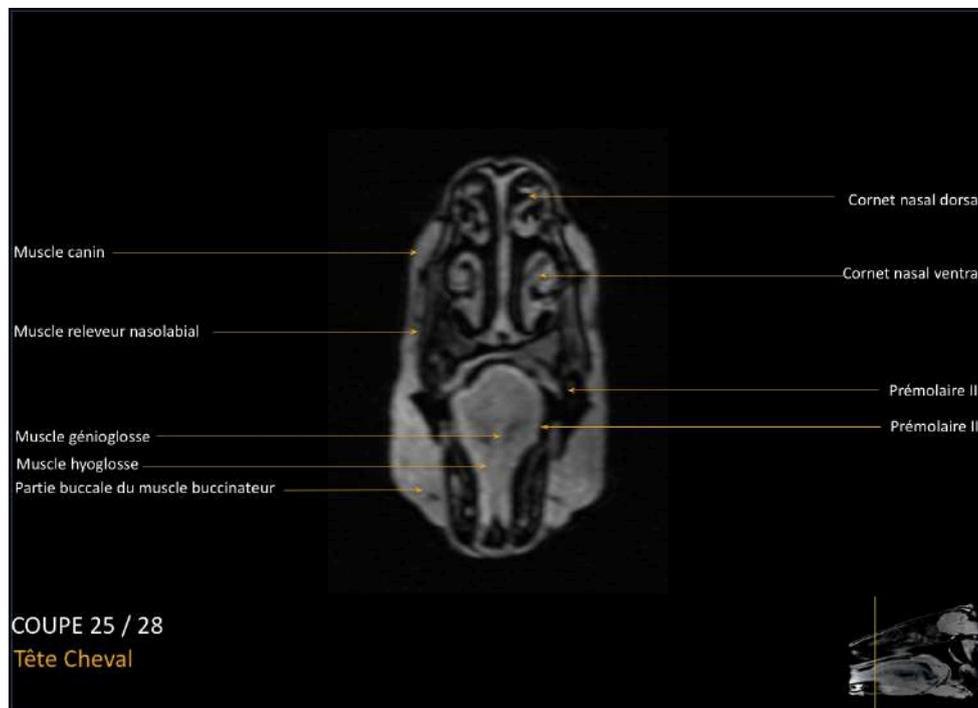


Figure 107 : Exemple de la coupe n°25 de l'atlas IRM haut champ 3T

C. DISCUSSION

Même si le scanner est en pleine progression, la lecture des images tomodensitométriques et IRM peut encore être délicate pour certains vétérinaires peu familiarisés avec cette technique. Ainsi, nous voulions apporter un support gratuit et simple à la profession à travers des images de structures anatomiques saines. En effet, un certain nombre de vétérinaires réfère ce type d'examen mais souhaite tout de même s'intéresser à la lecture des images. Par ailleurs, le site ne se cantonne pas seulement à proposer un outil aux praticiens : il est accessible aux étudiants en tant que base didactique dans l'enseignement d'anatomie et d'imagerie. Ils pourront s'accoutumer le plus tôt possible à cette nouvelle technique d'imagerie médicale mais également avoir une meilleure compréhension et une meilleure mémorisation de la topographie. Ainsi, ce site apporte un support pédagogique autant pour une formation initiale que pour une formation continue.

Cependant, il est important de rappeler que ce travail ne constitue qu'un outil pour débiter dans la tomodensitométrie et l'IRM de la tête du cheval sain et ne peut se substituer à un vétérinaire spécialisé en imagerie médicale qui aura plus d'expérience et sera donc à même de déceler des artefacts, des images pathologiques, et des variations anatomiques, dues à l'âge, la race, l'exercice, mais aussi post-mortem ou conséquentes à la longueur de l'anesthésie. Les artefacts potentiels et des exemples d'images pathologiques ont été exposés plus haut dans cette thèse. Citons ici des variations anatomiques observées en imagerie sectionnelle **(16)** :

- Etant donné l'angle entre les dents et la partie rostrale du crâne, il faut être prudent quant à l'évaluation de l'apparence des dents. De plus, les poulains présentent bien entendu des dents déciduales et des bourgeons dentaires.
- Pour rappel, l'anatomie des sinus varie avec la race et l'âge : la taille augmente avec l'âge en concomitance avec l'évolution dentaire. De plus, il y a une variabilité individuelle de taille et d'extension des ouvertures conchomaxillaire, nasomaxillaire, frontomaxillaire, et du sinus sphéno-palatinal, de manière importante pour la communication frontomaxillaire : chez les jeunes chevaux, l'extrémité rostrale de cette dernière se trouve au niveau de la troisième prémolaire, et s'étend caudalement sur 2-5cm jusqu'au niveau de la première molaire. Chez les adultes, l'extrémité rostrale se trouve au niveau de la deuxième molaire et s'étend sur 2cm après la dernière molaire. **(52)** Il peut y avoir une asymétrie modérée entre les sinus frontaux droit et gauche, ceci peut être une variation anatomique normale tant qu'il n'y a pas de tissu anormal adjacent

ou de masse expliquant la déviation ou l'asymétrie, et tant que les surfaces osseuses et des muqueuses environnantes sont régulières et d'intensité normale.

- Le septum nasal est souvent légèrement dévié, ceci peut être une variation anatomique normale tant que les sinus adjacents sont bien remplis d'air et que les surfaces des muqueuses sont régulières (*Fig.108(a)*).

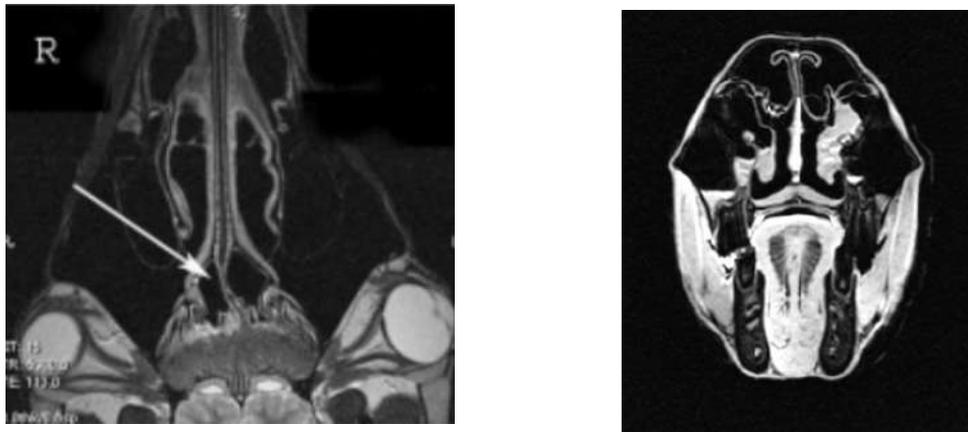


Figure 108 : Exemples de variation anatomique normale :

(a) à gauche sur une image IRM dorsale acquise pondérée T2 des cavités nasales caudales : déviation du septum nasal (16) ;

(b) à droite sur une image IRM transversale pondérée en T1 au niveau de la 2^{ème} molaire : accumulation de fluide dans les sinus maxillaires rostral et caudal, et conchal ventral (issue de nos séries d'images).

- Des faibles quantités de fluides homogènes peuvent être présents dans les sinus et cavités nasales, en post-mortem ou lors d'anesthésie générale prolongée. C'est le cas dans cette thèse : une accumulation de fluide est visible dans les sinus sphéno-palatins, maxillaires caudal et rostral, et conchal ventral. La répartition dépend du positionnement de la tête du cheval. Ceci peut être une variation anatomique normale tant que le volume demeure faible et qu'il n'y a pas de structures anormales associées (*Fig.108(b)*).
- Lors d'anesthésie générale, il peut y avoir un œdème des cornets nasaux, étant donné que la tête se trouve plus basse que le cœur (*Fig.109(a)*). Ainsi les cornets nasaux sont épaissis et plus denses, mais la forme et la symétrie sont conservées. Par contre, l'obturation des méats nasaux diminue le passage de l'air et peut entraîner un œdème pulmonaire secondaire (10). A l'inverse, sur des têtes de cadavres, les voies nasales sont plus amples étant donné que les muqueuses ne sont plus perfusées (52).

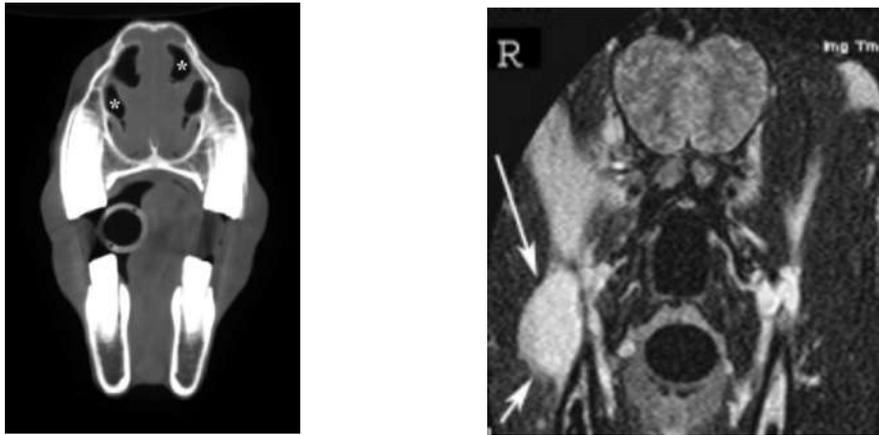


Figure 109 : Exemples de variation anatomique :
 (a) à gauche sur une image scanner transversale au niveau du tiers rostral des cavités nasales après une anesthésie générale de 60min : œdème des cornets nasaux (10) ;
 (b) à droite sur une image IRM transversale acquises en T2 au niveau des lobes frontaux : veine buccale droite engorgée lors de décubitus latéral droit (16).

- L'apparence des vaisseaux est variable :
 - Sur une tête de cadavre, les veines contiennent de l'air.
 - Lors d'anesthésie générale : les veines peuvent apparaître engorgées du côté correspondant au décubitus latéral par exemple (Fig.109(b)).

- Le décubitus latéral lors d'anesthésie générale peut de plus causer un œdème des tissus mous superficiels donnant une fausse impression de cellulite (Fig.110(a)), et une asymétrie des poches gutturales (Fig.110(b)).

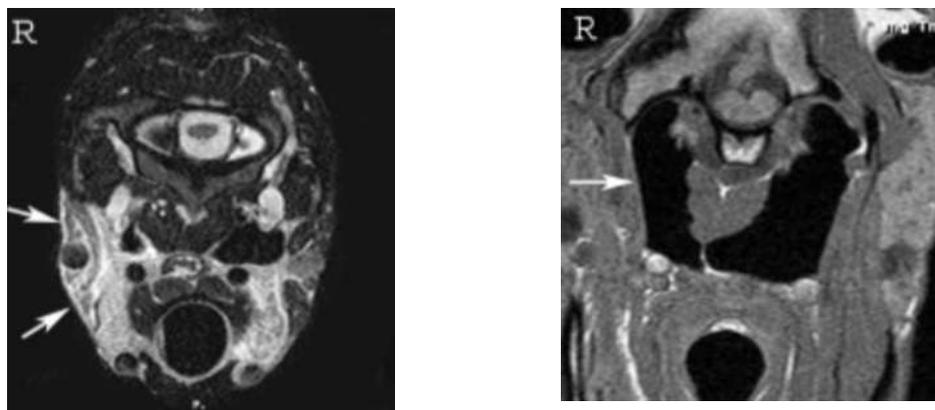


Figure 110 : Exemples de variation anatomique :
 (a) à gauche : œdème des tissus mous superficiels du côté droit, sur une image transversale pondérée en T2 au niveau de l'articulation atlanto-occipital (16) ;
 (b) à droite : asymétrie des poches gutturales sur une image transversale pondérée en densité de protons, le cheval était en décubitus latéral droit, la poche gutturale droite est moins volumineuse (16).

CONCLUSION

Etant donné qu'il est difficile de représenter la complexité anatomique de la tête du cheval avec les techniques d'imagerie conventionnelles, nous avons vu que le scanner et l'IRM sont d'une utilité considérable pour assurer une bonne évaluation, et pour optimiser ainsi le diagnostic, le traitement médical ou chirurgical.

Il est vrai que les dispositifs permettant l'examen scanner et IRM de la tête du cheval sont rares actuellement en France : seul un appareil scanner permettant l'examen sur cheval couché et aucun IRM pour cheval couché. Néanmoins, l'installation d'un appareil IRM haut champ et d'un scanner pour cheval debout et couché est en cours au CIRALE. La création récente de dispositifs permettant l'examen scanner de la tête sur cheval debout et tranquilisé, laisse envisager une utilisation future plus importante, étant donné la diminution drastique des coûts et des risques en lien avec l'anesthésie générale. L'utilisation du scanner et de l'IRM dans l'évaluation de la tête du cheval tend donc à augmenter, et ceci est particulièrement souhaitable tant les avantages et perspectives sont grands, notamment en neurologie.

Or la complexité de ces techniques d'imagerie et des structures anatomiques de la tête nécessitent de solides bases afin d'optimiser la lecture des images. C'est pourquoi les atlas peuvent devenir un outil non négligeable pour les vétérinaires praticiens et étudiants. Un site permettant de s'entraîner à l'interprétation des images pathologiques de la tête du cheval serait une suite logique et un atout pédagogique considérable.

ANNEXES

ANNEXE 1 : SEQUENCE D'INVERSION RECUPERATION (IR) (25)

Le contraste en T1 d'une séquence d'écho de spin n'est pas excellent. Pour engendrer un contraste optimal, il faut modifier la configuration de la séquence : c'est la séquence d'inversion récupération (IR).

Elle comporte une impulsion initiale de 180° (« inversion ») qui a pour but d'inverser l'aimantation \vec{M}_{z0} (puis \vec{M}_{Lr} lors de la « répétition ») : il n'y a donc pas initialement d'aimantation transversale. Ensuite, on laisse repousser l'aimantation longitudinale, de $-\vec{M}_{z0}$ à $+\vec{M}_{z0}$ en passant par zéro. Pour pouvoir mesurer l'aimantation, on bascule le vecteur d'aimantation M_z dans le plan transversal, au temps d'inversion TI, par une impulsion de 90° . Le signal est mesuré au temps TE, soit après l'impulsion de 90° , soit plus généralement lors d'un écho après une impulsion supplémentaire de 180° , la séquence s'appelle alors *inversion récupération-spin écho*. Enfin au bout d'un temps TR, le cycle recommence par une impulsion de 180° (Fig.111).

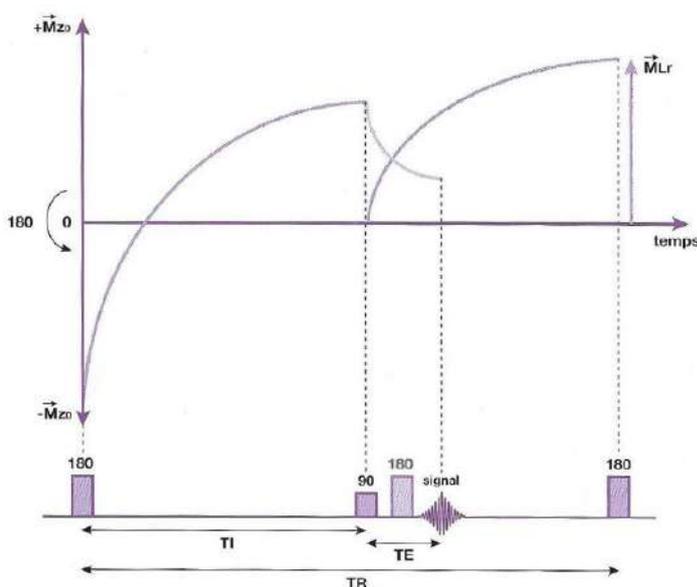


Figure 111 : Principe de la séquence d'inversion récupération (25)

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 en T1, l'aimantation longitudinale décrit un « double parcours » (de $-\vec{M}_{z0}$ à $+\vec{M}_{z0} = 2\vec{M}_{z0}$) qui majore la compétition en T1, c'est-à-dire les différences en T1 et donc le contraste en T1. Dans ces conditions, le temps nécessaire à la repousse, permettant d'obtenir le contraste en T1, n'est plus le TR comme en écho de spin

(séparant deux impulsions de 90°), mais le temps d'inversion TI (séparant l'impulsion initiale de 180° de celle de 90° permettant la mesure) (Fig.112).

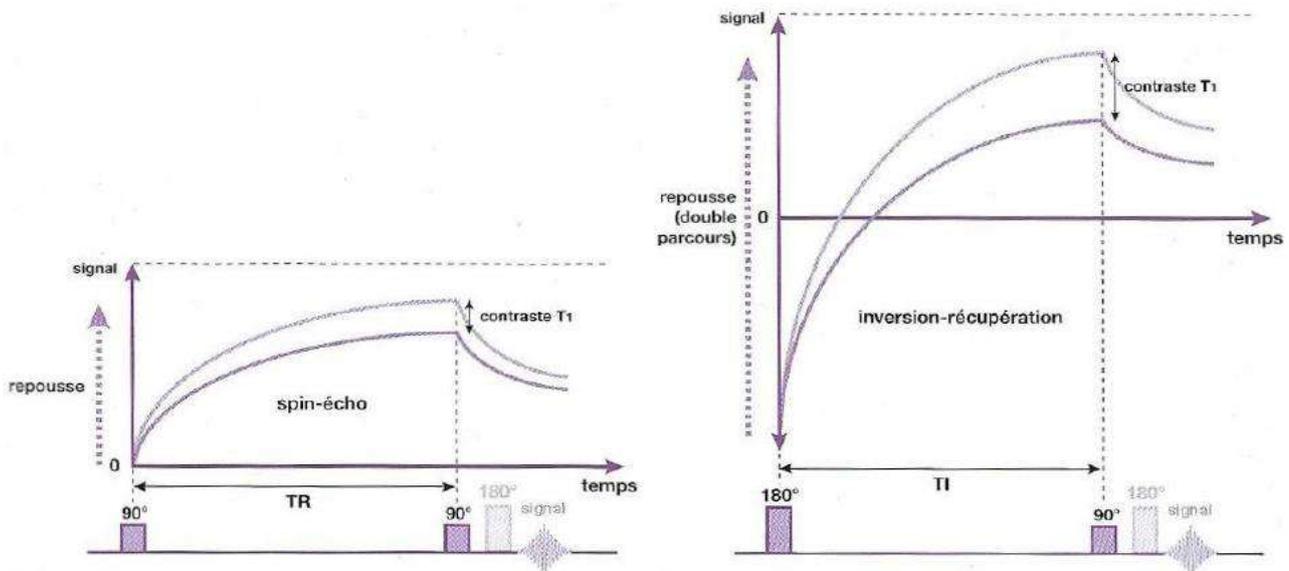


Figure 112 : Augmentation du contraste en T1 avec la séquence d'inversion récupération par rapport à la séquence d'écho de spin (25)

Dans certains cas, il peut être intéressant de modifier le contraste naturel obtenu par les différences en T1 des tissus. Pour ce faire, on peut utiliser une particularité de la séquence d'inversion récupération. En effet, dans une séquence en inversion récupération, tous les tissus passent par zéro lors de la repousse (pour $T1 = 0.69 T1$ du tissu considéré). Cette annulation du contraste peut être mise à profit pour supprimer de l'image une structure donnée. Il suffit de choisir un temps d'inversion tel que l'aimantation longitudinale du tissu soit nulle et appliquer l'impulsion de 90° à ce TI. Le tissu ne peut alors pas donner de signal par absence d'aimantation transverse dû à l'absence d'aimantation longitudinale.

La séquence de suppression du signal de la graisse basée sur l'inversion récupération s'appelle **STIR** (*Short inversion Time Inversion Recovery*). Le TI doit être relativement court (150 ms à 1.5 Tesla) car la graisse possède un T1 très court (Fig.113). Cela permet de mettre en évidence des lésions à proximité ou au sein de structures grasses ou d'identifier avec certitude une composante grasseuse dans une lésion. (40)

De la même manière, il est possible de supprimer le signal des liquides (LCR), en appliquant cette fois un TI beaucoup plus long (2200 ms à 1.5 Tesla). Il s'agit de la séquence **FLAIR** (*FLuid Attenuated Inversion Recovery*) (Fig.113). Elle est bien adaptée à l'imagerie du cerveau car elle supprime le signal du LCR, améliorant ainsi la détection des lésions localisées à l'interface parenchyme cérébral et LCR, et permet de bien détecter les œdèmes.

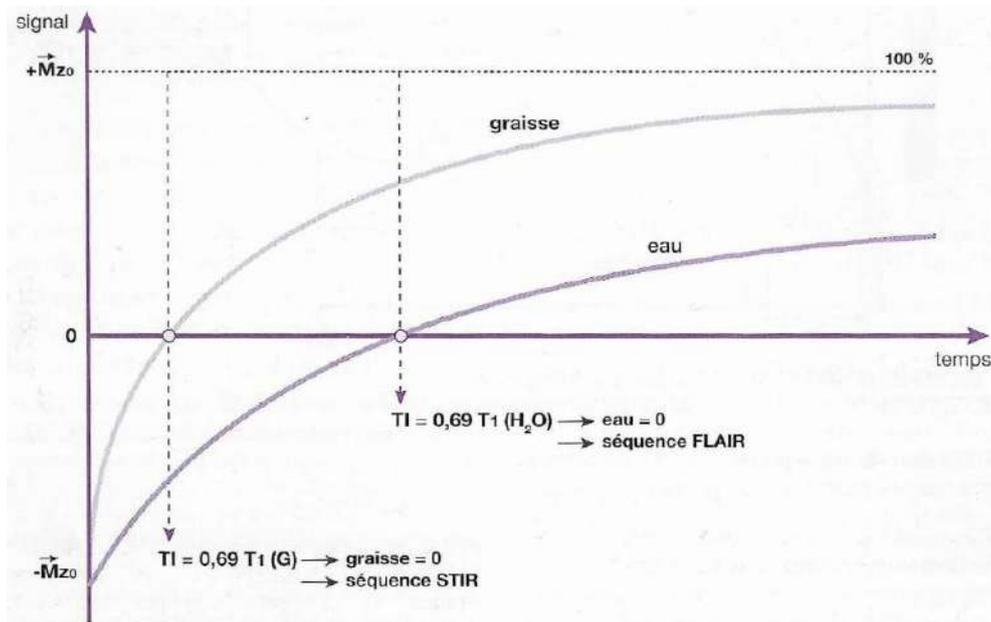


Figure 113 : Suppression du signal de la graisse et de l'eau. (25)

ANNEXE 2 : CERTIFICAT D'AUTORISATION D'EXPERIMENTER SUR ANIMAUX VERTEBRES VIVANTS



PREFECTURE DE LA HAUTE-GARONNE

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

CERTIFICAT D'AUTORISATION D'EXPERIMENTER SUR ANIMAUX VERTÉBRÉS VIVANTS

Code rural articles R.214-93 et R. 214-99 à R. 214-102
relatif à l'expérimentation animale

Arrêté du 19 avril 1988 modifié

fixant les conditions d'attribution de l'autorisation de pratiquer des expériences sur les animaux

NUMERO DE L'AUTORISATION : 311255507

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

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

DOMAINES D'ACTIVITE :

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

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

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

Autorisation valable jusqu'au : 3 février 2017

RENOUVELABLE SUR DEMANDE ECRITE ADRESSEE EN RECOMMANDE AVEC AVIS DE RECEPTION

Fait à TOULOUSE le 3 février 2012

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

Dr Michel TOULZE

BIBLIOGRAPHIE

1. MOULIS, Chloé. (2014) Atlas tomodensitométrique de l'abdomen du chat sain : apport et intérêt pour une approche pédagogique. *Thèse, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse.*
2. POWELL, S. (2012) Standing computed tomography (CT) of the equine head. *Absolute horse.* pp. 33.
3. CONCHOU.F, LAMOUR-LAYSSOL.C, MOGICATO.G. (2014) Production des rayons X et interactions rayons X / matière. *Unité d'imagerie médicale - Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse.*
4. CONCHOU.F, LAMOUR-LAYSSOL.C, MOGICATO.G. (2014) Tomodensitométrie : Bases physiques et applications. *Unité d'imagerie médicale - Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse.*
5. Radioactivité : Effet Photoélectrique. (Consulté le 19 octobre 2016). Disponible à l'adresse : http://www.laradioactivite.com/site/pages/Effet_Photoelectrique.htm
6. HATHCOCK J.T., STICKLE R.L. (1993) Principles and concepts of computed tomography. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* Vol. 23, pp. 399-415.
7. LAVAUD, A. (2013) Mise au point d'un atlas tomodensitométrique et IRM de l'encéphale du chien sain. *Thèse, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse.*
8. BUTHIAU D., BLUM A. et REGENT D. (1996) Scanner hélicoïdal : principes et perspectives cliniques. *Elsevier, Paris.* Vol. 17, pp. 243-254.
9. BLUM A. (2002) Scanner volumique multicoupe : principes, applications et perspectives. *Editions scientifiques et médicales Elsevier.* ITBM-RBM, 23, pp. 190-211.
10. SOLANO M. et BRAWER, R.S. (2004) CT of the Equine Head: Technical Considerations, Anatomical Guide, and Selected Diseases. *Clinical Techniques in Equine Practice.* Décembre, Vol. 3, n° 4, pp. 374-388.
11. KINNS, J. et PEASE, A. (2009) Computed tomography in the evaluation of the equine head. *Equine Veterinary Education.* Vol. 21, n° 6, pp. 291-294.
12. PORAT-MOSENCO Y., SCHWARZ T. et KASS P.H. (2004) Thick-section reformatting of thinly collimated computed tomography for reduction of skull-base-related artifacts in dogs and horses. *Vet. Radiol. Ultrasound.* pp. 131-135.
13. BARBEE D. D., ALLEN J.R. et GAVIN P.R. (1987) Computed tomography in horses : Technique. *Veterinary Radiology.* pp. 144-151.
14. DECOUPIGNY B. (2011) Le développement des technologies numériques d'imagerie médicale en France. Etude bibliographique et résultats d'une enquête auprès d'un échantillon de cliniques vétérinaires. *Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort.*
15. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson.* ISBN 978-2-294-71044-5.

16. MURRAY, Rachel C. (2011) Equine MRI. *Wiley-Blackwell*. ISBN 978-1-4051-8304-8.
17. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 1 : Magnétisme nucléaire. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
18. IMAIOS. Cours interactif sur l'IRM. (Consulté le 17 octobre 2016). Disponible à l'adresse : <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI>
19. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 2 : Le phénomène de résonance magnétique. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
20. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 3 : Les phénomènes de relaxation. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
21. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 13 : Instrumentation IRM et modalités pratiques des explorations. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
22. WERP, N. (2007) Magnetic Resonance Imaging of the Equine Patient: A Comparison of High- and Low-Field Systems. *Clinical Techniques in Equine Practice*. Vol. 6, n° 1, pp. 37-45.
23. HOA D., MICHEAU G., GAHIDE E., LE BARS E., TAUREL P. (2008) L'IRM pas à pas. *Editions Sauramps Médical*.
24. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 4 : la séquence de base : séquence d'écho de spin. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
25. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 5 : Contraste en T1, T2, et densité protonique. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
26. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 6: codage spatial du signal et mise en place des événements d'une séquence IRM. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
27. KASTLER, B., VETTER, D. et PATAY, Z., GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM : manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 7 : Plan de Fourier et reconstruction de l'image. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
28. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 8 : Facteurs de qualité de l'image en IRM. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
29. KASTLER, B., VETTER, D., PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2011) Comprendre l'IRM : manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 11 : Artefacts en imagerie par résonance magnétique. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.

30. KASTLER, B., VETTER D., PATAY Z. et GERMAIN P. (2011) Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 9 : Imagerie rapide. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
31. PATTANY P.M. (2004) 3T MR imaging : the pros and the cons. *Am. J. Neuroradiol.* pp. 1455-1456.
32. LUABA TSHIBANDA J.-F. (2006) Les avantages de l'IRM 3 Tesla en neuroimagerie. *CHU de Liège*. (Consulté le 11/10/16) Disponible à l'adresse : http://jl.domec.free.fr/siteDjl_fichiers/TP-Cours_STIDD/TSTIDD/TSTIDD_ChampB_DiagnoMedic/%20CHU-LiegeIRM3tesla.pdf
33. DE KERVILLIER, E. et LEROY-WILLIG, A. (2001) Interprétation du signal et du contraste en IRM. *IRM pratique - Journées françaises de radiologie*. pp. 3-13.
34. KASTLER, B., VETTER D., PATAY Z. et GERMAIN P. (2011) Comprendre l'IRM : manuel d'auto-apprentissage. Chapitre 10 : Imagerie de flux. *Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson*. ISBN 978-2-294-71044-5.
35. D'ANJOU M.A. Imagerie alternative. *Unité d'imagerie médicale - Faculté Vétérinaire de St Hyacinthe*. (Consulté le 16/12/16)
36. PUCHALSK, S. M. (2012) Advances in Equine Computed Tomography and Use of Contrast Media. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*. Vol. 28, n° 3, pp. 563-581.
37. DAKIN, S. G., LAM, R., REES, E., MUMBY, C., WEST, C. et WELLER, R. (2014) Technical set-up and radiation exposure for standing computed tomography of the equine head: Standing CT of the equine head. *Equine Veterinary Education*. Vol. 26, n° 4, pp. 208-215.
38. FALQUE, L. (2010) IRM du carpe chez le cheval : images de référence. *Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort*.
39. TESSIER C., BRÜHSCHWEIN A., LANG J., KONAR M., WILKE M., BREHM W. et KIRCHER P. (2013) Magnetic resonance imaging features of sinonasal disorders in horses. *Vet Radiol & Ultrasound*, 54 pp. 54-60.
40. DE LA FARGE S. (2009) Les techniques de saturation de graisse en imagerie par résonance magnétique, étude expérimentale chez le cheval. *Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort*.
41. CLINIQUE EQUINE DU LIVET. Présentation de l'IRM chez le cheval. (Consulté le 15 novembre 2016) Disponible à l'adresse : <http://www.chve-livet.com/veterinaire-96-irm>
42. MICHIGAN STATE UNIVERSITY.MSU unveils first large-animal, open-bore MRI at U.S. Academic Institution. (Consulté le 15 novembre 2016) Disponible à l'adresse : <http://msutoday.msu.edu/news/2009/msu-unveils-first-large-animal-open-bore-mri-at-us-academic-institution/>
43. TUCKER R.L. et FARRELL E. Computed tomography and magnetic resonance imaging of the equine head. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*. 2001. Vol. 17, n° 1, pp. 131-144.

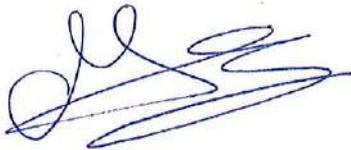
44. KRAFT S.L. et GAVIN P. Physical principles and technical considerations for equine computed tomography and magnetic resonance imaging. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*. 2001. Vol. 17, n° 1, pp. 115-130.
45. MANSO-DIAZ, G., GARCIA LOPEZ, J. M., MARANDA, L. et TAEYMANS, O. The role of head computed tomography in equine practice: The role of head computed tomography in equine practice. *Equine Veterinary Education*. mars 2015. Vol. 27, n° 3, pp. 136-145.
46. MONTEIL S. (2015) Encéphale du cheval sain : comparaison coupes anatomiques et images par résonance magnétique haut champ 3 Tesla. *Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse*.
47. Présentation du service de l'imagerie médicale de la clinique du chien et du chat de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse. [en ligne]. [Consulté le 16 décembre 2016]. Disponible à l'adresse : <http://www.envt.fr/menu-og-33/imagerie-medicale>
48. BARONE R. (1986) Anatomie comparée des mammifères domestiques, Tome 1 : Ostéologie. Paris, Edition Vigot, 3ème édition.
49. BARONE R. (1980) Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome 2 : Arthrologie et myologie. Paris : Edition Vigot, 2ème édition.
50. POPESKO P. (1984) Atlas der topographischen Anatomie der Haustiere. Band 1 : Kopf und Hals. (Traduction : Tête et cou). Enke, 2ème édition. ISBN 3-432-90132-1.
51. MORROW, K. L., PARK, R. D., SPURGEON, T. L., STASHAK, T. S. et ARCENEUX, B. (2000) Computed tomographic imaging of the equine head. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Vol. 41, n° 6, pp. 491-497.
52. PROBST, A., HENNINGER, W. et WILLMANN, M. (2005) Communications of normal nasal and paranasal cavities in computed tomography of horses. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. Janvier, Vol. 46, n° 1, pp. 44-48.
53. BRINKSCHULTE, M., BIENERT-ZEIT, A., LUPKE, M., HELLIGE, M., OHNESORGE, B. et STASZYK, C. (2014) The sinonasal communication in the horse: examinations using computerized three-dimensional reformatted renderings of computed-tomography datasets. *BMC veterinary research*. Vol. 10, n° 1, pp. 1.

AGREMENT SCIENTIFIQUE

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

Je soussigné, Giovanni MOGICATO, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **Céline BRACQUART** intitulée « **Réalisation d'atlas en ligne tomодensitométrie et IRM, haut champ 3 tesla de la tête du cheval sain (hors encéphale)** » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 13 juillet 2017
Docteur Giovanni MOGICATO
Maître de Conférences
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse



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



Vu :
Le Président du jury :
Professeur Isabelle BERRY



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

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

Régine ANDRE-OBRECHT

Melle Céline BRACQUART
a été admis(e) sur concours en : 2012
a obtenu son diplôme d'études fondamentales vétérinaires le : 23/06/2016
a validé son année d'approfondissement le : 11/07/2017 à ALFORT
n'a plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.

Toulouse, 2017

NOM : BRACQUART PRENOM : CELINE

TITRE : REALISATION DE L'ATLAS EN LIGNE TOMODENSITOMETRIQUE ET IRM HAUT CHAMP 3 TESLA DE LA TETE DU CHEVAL SAIN (HORS ENCEPHALE)

RESUME : La complexité anatomique et la superposition des structures de la tête du cheval limitent l'utilisation de la radiographie et de l'échographie. Le scanner et l'IRM sont deux techniques d'imagerie sectionnelle qui permettent la visualisation des structures internes. Bien que l'utilisation de tels appareils en filière équine restent spécifiques aux cliniques vétérinaires de référé et soient rares actuellement en France, leur installation connaît une expansion. L'objectif de cette thèse était donc de réaliser un atlas d'images IRM et scanner de la tête du cheval sain, accessible facilement et gratuitement sur le site internet d'anatomie de l'ENVT, permettant aux praticiens et étudiants vétérinaires d'améliorer leurs connaissances en anatomie et imagerie, et d'utiliser les images de ce site comme points de comparaison avec des images d'exams à portée diagnostique. Une première partie bibliographique expose le fonctionnement du scanner et de l'IRM, les aspects pratiques en filière équine, ainsi que leurs intérêts et limites dans l'évaluation de la tête du cheval (hors encéphale). Une seconde partie présente la réalisation du projet d'atlas. Les images IRM ont été obtenues à l'aide d'une machine IRM haut champ 3 Tesla, et les images scanner à l'aide d'une machine scanner multicoupes hélicoïdale. 28 coupes IRM en séquence T1, 35 coupes scanner en fenêtre « tissus osseux » et 31 coupes scanner en fenêtre « tissus mous » ont été sélectionnées. Elles ont été légendées avec précision, en utilisant des ouvrages d'anatomie de référence et des études déjà publiées. L'atlas est disponible en français.

MOTS-CLES : CHEVAL, TETE, TOMODENSITOMETRIE, IRM, ATLAS

TITLE : DEVELOPMENT OF AN ONLINE COMPUTED TOMOGRAPHY AND MRI ATLAS OF NORMAL HORSE HEAD (EXCLUDING BRAIN)

ABSTRACT : The anatomic complexity and the overlap of structures of the horse head restrict the use of radiography and ultrasound. Computed tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) are both sectional imaging techniques which allow visualization of internal structures. Even if the use of such techniques are restricted to referral centres and are rare currently in France, it tends to increase of installations. The aim of the study was to provide an atlas of CT and MRI images of the normal horse head, easily and freely accessible on a website, allowing vet practitioners and students for improving their knowledges in anatomy and imagery, and for using these images as reference when comparing to exam images. The first part was dedicated to the functioning of CT and MRI, the practical aspects in equine practice, as well as their indications and limits. The second part exposes the achievement of the project of atlas. MRI images were obtained with a 3 Tesla MRI machine, and CT images were obtained with a multi-slice helical scanner. 28 MRI sections with T1 relaxation, 35 CT sections using the bone tissue mode, and 31 CT sections using the soft tissue mode were selected. The images were precisely labeled using anatomic texts and previously published studies. The atlas is available in French.

KEY WORDS : HORSE, HEAD, COMPUTED TOMOGRAPHY, MRI, ATLAS