



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 : 9606](http://oatao.univ-toulouse.fr/Eprints/ID/9606)

To cite this version :

Lavaud, Arnold. *Mise au point d'un atlas en ligne tomodynamométrique et IRM de l'encéphale du chien sain*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse - ENVT, 2013, 61 p.

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

MISE AU POINT D'UN ATLAS EN LIGNE TOMODENSITOMÉTRIQUE ET IRM DE L'ENCÉPHALE DU CHIEN SAIN

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

par

LAVAUD Arnold

Né, le 29 janvier 1988 à SAINT PAUL (974)

Directeur de thèse : M. Giovanni MOGICATO

JURY

PRESIDENT :

Mme Isabelle BERRY

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEURS :

M. Giovanni MOGICATO

M. Jean SAUTET

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

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

Directeur : **M. A. MILON**

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

Professeurs honoraires :

M. L. FALIU	M. J. CHANTAL	M. BODIN ROZAT DE MENDRES NEGRE
M. C. LABIE	M. JF. GUELF	M. DORCHIES (émérite)
M. C. PAVAU	M. EECKHOUTTE	M. BRAUN (émérite)
M. F. LESCURE	M. D.GRIESS	M. TOUTAIN (émérite)
M. A. RICO	M. CABANIE	
M. A. CAZIEUX	M. DARRE	
Mme V. BURGAT	M. HENROTEAUX	

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

M. **AUTEFAGE André**, *Pathologie chirurgicale*
M. **CORPET Denis**, *Science de l'Aliment et Technologies dans les Industries agro-alimentaires*
M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie Pathologique*
M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
M. **EUZEBY Jean**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
M. **FRANC Michel**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
M. **MARTINEAU Guy**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*
M. **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*
M. **REGNIER Alain**, *Physiopathologie oculaire*
M. **SAUTET Jean**, *Anatomie*
M. **SHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

PROFESSEURS 1° CLASSE

M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Physiologie et Thérapeutique*
Mme **CLAUW Martine**, *Pharmacie-Toxicologie*
M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*
M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*

PROFESSEURS 2° CLASSE

Mme **BENARD Geneviève**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **DUCOS Alain**, *Zootecnie*
M. **DUCOS DE LAHITTE Jacques**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
M. **LIGNEREUX Yves**, *Anatomie*
M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*

- M. **PICAVET Dominique**, *Pathologie infectieuse*
 M. **SANS Pierre**, *Productions animales*
 Mme **TRUMEL Catherine**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

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

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
 M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*
 Mlle **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
 Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
 M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
 Mlle **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
 M. **JOUGLAR Jean-Yves**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*
 Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
 M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
 M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
 Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*

MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
 Mme **BENNIS-BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
 Mlle **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
 Mme **BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
 Mlle **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie*
 M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*
 M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*
 M. **CUEVAS RAMOS Gabriel**, *Chirurgie Equine*
 M. **DOSSIN Olivier**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
 Mlle **FERRAN Aude**, *Physiologie*
 M. **GUERIN Jean-Luc**, *Elevage et Santé avicoles et cunicoles*
 M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
 Mlle **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique des animaux de rente*
 M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
 M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*
 Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie Chirurgicale*
 M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
 M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction*
 Mlle **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
 Mlle **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*
 Mme **PRADIER Sophie**, *Médecine interne des équidés*
 M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales (ruminants)*
 Mme **TROEGELER-MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation*
 M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et Infectiologie (disponibilité à cpt du 01/09/10)*
 M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*

MAITRES DE CONFERENCES et AGENTS CONTRACTUELS

- M. **BOURRET Vincent**, *Microbiologie et infectiologie*
 Mme **FERNANDEZ Laura**, *Pathologie de la reproduction*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

- Mlle **DEVIERS Alexandra**, *Anatomie-Imagerie*
 M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophthalmologie*
 Mlle **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*
 Mlle **PASTOR Mélanie**, *Médecine Interne*
 M **VERSET Michaël**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
 Mme **WARET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*

REMERCIEMENTS

A Madame le Professeur Isabelle BERRY,

Professeur des Universités
Praticien hospitalier
Biophysique, Imagerie Médicale

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

A Monsieur le Docteur Giovanni MOGICATO

Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Imagerie Médicale, Anatomie

Qui a accepté d'encadrer ce projet et pour m'avoir guidé dans la réalisation de cette thèse. Qu'il trouve ici toute l'expression de ma reconnaissance

A Monsieur le Professeur Jean SAUTET

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Anatomie

Pour avoir accepté de prendre part à ce jury de thèse. Sincères remerciements

A ma famille, pour cette enfance idyllique où l'on était unis comme les cinq doigts de la main, les voyages au bout du monde, les nuits à la belle étoile, les pâtes, les pti déj à Boucan,... Je vous aime !

A Maman, pour ta douceur et ton calme. Pour ton soutien et ta confiance en moi, ton côté protecteur, ton côté organisateur. Pour t'être toujours occupée de nous, de tout...quand on était plus petit. Pour ton sens du rythme. Pour ces vacances à Capbreton, pour ta joie de vivre. Merci Mama d'avoir toujours été là pour moi...

A Papa, pour ces valeurs que tu essayes de nous transmettre. Rigueur, travail, exigence...mais n'oublions pas de profiter de la vie. Pour les tours de moto, pour les « rémy », pour tes tenues vestimentaires, pour le rumble on, pour l'ascension du Kili, pour le chantier, pour les oraux à Paris... Si je suis là aujourd'hui, c'est en grande partie grâce à toi, alors merci Pape.

A Poline, pour ton caractère bien trempé, pour tes bons conseils. Pour l'exemple que tu as toujours été. Pour ton coup de truelle. Pour ton envie de parcourir le monde, n'oublie pas de nous inviter hein. Pour le bonheur de te voir heureuse...

A Manon, pour ce côté artiste, fleuriste, bergère, actrice... Pour ces discussions passionnantes sur ta façon de voir le monde, pour ton ouverture d'esprit. Pour cette frange magnifique. Pour ta crise d'ado retardée. Pour ta sensibilité et ta fragilité. Je suis fier de ce que tu es.

A Léonard, mon pti frérot. Au bonheur qu'on a de se retrouver. A tous ces moments à venir où je vais te voir grandir.

A Mam, pour tout ce que tu m'as apporté, tout ce que tu m'as appris : Merci. Pour ces trois ans passés à tes côtés. Je suis fier d'être un Lavaud.

A Nany, pour tous ces bons moments passés à La Ciotat. Pour la « pizza de Nany », pour ton amitié avec Napoléon et tous ses collègues, pour le gratte.

A Pepe, pour ces parties de pétanques, pour ces grillades, pour ton sens de l'humour, et pour ton côté un peu « tête en l'air » !

A Papi, j'espère que tu es fier de moi.

A **tatie Didi** et **tonton Max**, merci d'avoir été là pour moi pendant mes années de prépa. A **Fabien**, pour ton excentricité, pour tes voyages à La Réunion et son lagon. A **Céline**, pour avoir réussi à le calmer. A **Lionel**. A **tonton Bibi**. A **tatie MarieT**. A Hugues et Brigitte. A Nicet et Blanche.

A Lili pour tout le bonheur que tu m'apportes, et tout l'amour que tu me donnes ! Je t'aime

A mes amis de toujours : Pour ce trio de meilleurs amis, pour avoir échappé aux « drprun », pour nos vacances magiques pas assez fréquentes. Pour nos différences. Vous me manquez !

A Axel, mon frère jumeau. Si je devais résumer 15 ans d'amitié ici, on se ferait chier. Pour ta passion et ta volonté d'y arriver. Je suis fier de ce que tu fais. Pour ces moments inoubliables passés ensemble, je suis sûr qu'il y en aura encore pleins d'autres à venir.

A Laurent, parce que je ne t'aimais pas au début. Pour ton vocabulaire si particulier, parce que l'herbe n'est pas plus verte ailleurs. Pour ce double historique. Pour avoir réussi. Pour toutes tes conneries et tes plans foireux qu'on partage parfois.

A mes amis de Toulouse :

Les collocs de la Bouille, merci pour ces 4 années fantastiques qui sont passés bien vite !

A Bulot, pour tes réveils difficiles, pour ton amour de la bonne cuisine. Parce qu'on est Beer Pong Master, « à jamais les premiers »². Pour l'OM et les Mister Kebab de la pointe rouge. Pour ces duels accrochés à Fifa. Parce que ça fait 7 ans déjà que j'ai trouvé un ami sur qui je peux toujours compter.

A Clem, l'éternel grand enfant. Pour toutes les fois où tu es tombé amoureux à l'école. Pour cette année de poulot passé dans ton appart. Pour m'avoir passé ta voiture une fois. Pour tenez vous les moustaches. Pour baliverne, pour Port aventura, pour ton lit un peu trop collé au mur à la Bouille 1.0

A Maxou, pour ta façon de manger, pour ta façon de parler, pour ta façon de ne pas faire de bruit, pour ta façon de faire un discours au VRC, pour ta façon de rentrer le ventre. Pour les chiottes d'en bas pas finies parce que la cornemuse et Ironman ça prend déjà du temps, pour ce tout petit merle, pour tes gratins de pâtes.

Les amis de la Stabu,

A Hugues, et ses deux années à coacher le VRC, pour la création du TIS, pour notre Lulu d'honneur. Pour tous ces matchs joués ensemble (sauf quand j'étais blessé...). Pour le Commissaire Rudeboy qui nous rend fou en boom. Pour ce séjour en Corse, il manque les oursinades donc on doit y retourner..! Pour tous nos points communs, tu es un ami qui compte.

A Martin, pour cette année de colloc qui reste un super souvenir. Parce que j'adore jouer à Fifa ou au piccolo avec toi tellement tu es mauvais perdant. Pour ces années aux cliniques. Pour ces week-ends à Bezannes. Pour tous les moments à mixer derrière Colette 2.0. Pour notre folie de l'OM, on achète le pack Europe ?

A Muhlach, pour tes booms mais surtout pas les lendemains de boom à attendre que tu te lèves. Pour ces tournées chez Tonton. Pour tes fins de boom dans ta voiture. Pour le personnage que tu es. Pour ta capacité à en faire toujours trop. Pour toutes tes prouesses au VRC.

A Max, et ses turistas ; **Loic** celui qui voyait trois ballons ; **Filou** la rascasse

A Gus, pour ces révisions à Lourmarin. Pour ces trois ans de prépa, pour toutes ses colles de galère ensemble. Pour les moments passés à la Bouille, pour ton pijama Giraffe. Et pour « tout ce qu'on a vécu ensemble » ;) . Je te souhaite le meilleur, tu le mérites.

A Gio, merci pour ce que tu as fait pour notre thèse et pour ma réussite dans cette école, surtout en Anat depuis la 1^{ère} année... Pour ces soirées Singstar, pour les cafés au service, pour ta bonne humeur et ta disponibilité. Merci à **Zym** aussi pour le temps consacré à la réalisation du site.

A Alex, la machine, pour ces moments passés au VRC, parce que tu n'as jamais voulu prendre de douches avec nous de peur de nous choquer, pour tes tee-shirts trop petits, pour ce séjour à Barcelone et pour ces semaines parisiennes en colloc (merci chiffon !) ; **Anna** pour ton accent, pour ta résistance en boom et parce qu'on est tous les deux des insulaires alors on se comprend ; **Soai**, mon premier enfant, **Alexia** et ton grand chelem raté, **Julie, Le Bloc, Léa, Aurélien** ; et tous les autres de la promo Denaud.

Au VRC, Morau et Darty, deux petits coachs mais deux grands flankers ; Mathieu G pour ces lancers en touche mais surtout pour ces 5 semaines mémorables à Marcigny et au RC Saint-Martin ; Jeff la concurrence était rude mais saine ;) ; Bala l'intelligent de l'équipe ; Greg et sa feinte de passe ; JR et sa mèche ; Mézard l'indestructible ; Lebastard le musclé ; Dussart en cuissard ; Cuquemelle ; Simon ; Perrin ; Bassine ; Girbal et tous ceux qui se sont un jour investis pour cette équipe de copains : VRC un jour, VRC toujours !

A mes docs : Fixou mon capitaine du VRC. Mathieu, bienvenue à toi nouveau colloc. Pap Jav' merci de m'avoir si bien intégré dans cette école. Lulu, pour mon premier jour de pique. Zez, pour tes

blagues hilarantes, l'AFTV et le VRC. Gueyd, pour cette année de poulot et ces vacances en Corse. Laura, pour ces cours de salsa. Trappou, Claire, AurélieS, Julie, Germain, Laz, Pauline, Clémence, Pinpin ... pour les traditions de l'ENVT que vous nous avez transmises ! Merci.

A mes poulots, Maud pour ce clandé où on t'a plié, Gaby parce que tu es soliiiide (et « à la baguette » !), Fanny pour ton côté enfant mais chaudière, Momo et tes concours de rots, Griff pour ces PES6 en fin de boomette, Lachatte et tes crochets du VRC, Carlac pour avoir eu peur de jouer au rugby, Floutre, Camille, Olivia, Albert', de Ol... et tous les autres. Merci pour ces brimades réussies, vous êtes des bons poulots !

Aux plus vieux, Iban pour tes défaites à Cavegat, t'en fais pas on arrive cette année ; Doudou, la même si tu ne te blesse pas après 3' ; Gazou ; Carriou ; Taquet ; Majida ; Totor, son accent et son rire si discret ; Fabers ; Dahan ; Nico le belge ; Françou ; Sophie et Simon (t'inquiètes pas tu vas l'avoir un jour aussi...) mes nouveaux « patrons »...

Aux plus jeunes, Sophie, Miramar, Marie, Bambam, Manou, Lucie...

A mes amis de prépa : Julien, pour ces révisions, pour m'avoir accueilli chez toi, pour les quelques minutes passés ensemble sur un terrain de rugby, pour le plaisir qu'on a à chaque fois de se retrouver. **Marianne**, pour cette troisième année de prépa, pour tous ces potins et ces soirées à discuter, je te souhaite le meilleur. **Javotte, Solène, Olivier, Luc, Caro, Perrine...** je garde de très bons souvenirs de ces trois années à Marseille, j'espère que nous aurons l'occasion de nous revoir.

A la **famille Lecru**, dans laquelle je suis si bien accueilli et où il y fait bon vivre.

Cette étude a été réalisée en collaboration avec la thèse de Line-Alice LECRU,
« Mise au point d'un atlas en ligne tomodensitométrique et IRM de l'encéphale du chat sain ».
Les parties I et II sont donc communes à cette thèse.

TABLE DES MATIERES

Table des matières	6
Tables des illustrations	12
Introduction	14
1^{ère} PARTIE : PRINCIPES PHYSIQUES DE LA TOMODENSITOMETRIE ET REALISATION PRATIQUE D'UN EXAMEN	15
<i>A. Principes de base de la tomodensitométrie</i>	<i>16</i>
I. Introduction	16
II. Mécanismes physiques.....	20
i. Définition des rayons X	20
ii. Formation des rayons X.....	20
III. Effets photoélectrique, compton, et thomson.....	22
iii. Effet photoélectrique.....	22
iv. Effet Compton	23
v. Effet Thomson	24
<i>B. Fonctionnement du scanner</i>	<i>25</i>
I. L'appareil et ses réglages.....	25
II. Les éléments de la chaine scanographique	26
III. Déroulement d'un examen tomodensitométrique.....	27
<i>C. Intérêts du scanner dans l'exploration de l'encéphale</i>	<i>27</i>
2^{ème} PARTIE : PRINCIPES PHYSIQUES DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE ET INTERET DANS L'EXPLORATION DE L'ENCEPHALE	29
<i>A. Les principes de bases de physique nucléaire</i>	<i>30</i>
I. Notion élémentaire de magnétisme nucléaire	30
II. Les phénomènes de résonance magnétique.....	31

i.	Le modèle classique du phénomène de résonance magnétique	31
ii.	Le modèle quantique du phénomène de résonance magnétique	34
B.	<i>Exploitation pour l'imagerie : de l'application d'un champ magnétique à l'acquisition d'une image exploitable</i>	36
I.	Les phénomènes de relaxation	36
i.	La relaxation longitudinale ou T1	36
ii.	La relaxation transversale ou T2	37
iii.	Notion de T2* et principe de l'écho de spin	39
II.	Contraste en T1 et T2 : origine et interprétation	40
i.	Le temps de répétition et pondération en T1	40
ii.	Le temps d'écho et pondération en T2	41
iii.	Limites d'action sur le TR et le TE	43
C.	<i>Caractéristiques de l'image obtenue par résonance magnétique nucléaire</i>	43
I.	Conditions de réalisation d'un examen IRM	43
II.	Aspect des différents tissus	44
i.	En pondération T1	44
ii.	En pondération T2	45
III.	Utilisation d'un produit de contraste	45
D.	<i>Intérêts de l'imagerie par résonance magnétique pour l'exploitation du système nerveux en médecine vétérinaire</i>	46
I.	Comparaison aux autres techniques d'imagerie médicale	46
II.	Indications particulières dans l'exploration du système nerveux	48
i.	Hernies discales	48
ii.	Néoplasies cérébrales et rachidiennes	48
iii.	Affections inflammatoires du système nerveux central	49
iv.	Spondylodiscites	49
v.	Embolie fibrocartillagineuse	50

vi. Malformations congénitales	50
vii. Spondylomyélopathie cervicale	50
III. Inconvénients et contre-indications.....	51
3^{ème} PARTIE : MISE AU POINT DE L'ATLAS EN LIGNE DES IMAGES SCANNER ET IRM DE L'ENCEPHALE DU CHIEN	53
A. <i>Le Projet</i>	54
B. <i>Réalisation de l'atlas</i>	54
C. <i>Présentation</i>	55
D. <i>Intérêts et limites</i>	59
Conclusion.....	60
Bibliographie	61

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Mouvement source-détecteur autour du patient	14
Figure 2 : Echelle de Hounsfield	15
Figure 3 : Visualisation. Notion de fenêtre et de niveau, d'après Hounsfield	16
Figure 4 : Illustration du phénomène de freinage	18
Figure 5 : L'effet photoélectrique	19
Figure 6 : Diffusion Compton	21
Figure 7 : Moment cinétique d'un proton.....	28
Figure 8 : Mouvement de précession d'un proton autour de l'axe B_0 selon une fréquence ω_0	29
Figure 9 : Courbe exponentielle de l'aimantation longitudinale en fonction du T1.....	33
Figure 10 : Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2	35
Figure 11 : Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence	38
Figure 12 : Le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence	39
Figure 13 : Navigation et sélection d'onglet sur le site internet	52
Figure 14 : Coupe transversale tomодensitométrique de l'encéphale canin en fenêtrage tissu mou..	53
Figure 15 : Coupe transversale tomодensitométrique de l'encéphale canin en fenêtrage tissu osseux	53
Figure 16 : Coupe transversale par résonance magnétique de l'encéphale canin en pondération T1..	54

Figure 17 : Coupe transversale par résonance magnétique de l'encéphale canin en pondération T2 .54

Figure 18 : Coupe médiane tomodensitométrique en fenêtrage tissu mou 55

Figure 19 : Coupe médiane tomodensitométrique en fenêtrage tissu mou avec localisations des coupes transversales..... 55

INTRODUCTION

L'imagerie médicale a progressé de façon spectaculaire ces trente dernières années chez l'homme et parallèlement chez l'animal. A l'avènement de la radiographie, puis de l'échographie, a succédé celui du scanner et de l'IRM. Ces techniques d'imagerie de pointe ont considérablement fait progresser les connaissances en médecine et chirurgie des carnivores, ce d'autant plus qu'elles se sont développées au sein même de centres hospitaliers et de cliniques vétérinaires.

Ainsi, le scanner n'est plus, de nos jours, un examen complémentaire exceptionnel, comme il l'était encore il y a une dizaine d'années. Son usage a largement dépassé le cadre strict de la recherche, pour devenir un outil diagnostique actuellement facilement accessible aux vétérinaires praticiens souhaitant référer un animal malade. L'IRM, bien qu'encore peu utilisée en Médecine Vétérinaire, voit son utilisation se développer ces dernières années tant cette technique d'exploration est puissante. Les performances diagnostiques de cet outil d'imagerie médicale et ses caractéristiques propres lui confèrent un intérêt plus particulier pour l'exploration du système nerveux central.

Néanmoins, avant d'être de nouveaux examens utilisés en pratique courante, il est nécessaire pour les vétérinaires praticiens de posséder une bonne connaissance des images anatomiques tomodensitométrie et IRM normales. Ce projet d'atlas tomodensitométrie et IRM a pour but d'apporter une base de données gratuite, encore inexistante, utile aussi bien aux étudiants qu'aux praticiens vétérinaires voulant améliorer leur connaissance en imagerie. Les images anatomiques normales qu'il héberge permettront de servir de point de comparaison avec celles d'examens à portée diagnostic.

Dans les deux premières parties, nous étudierons les principes de la tomodensitométrie et de l'imagerie par résonance magnétique, leur évolution et leur importance dans le milieu vétérinaire, en particulier dans l'examen de l'encéphale. Une troisième partie sera consacrée à la présentation du projet de mise en ligne de l'atlas.

1^{ère} PARTIE :

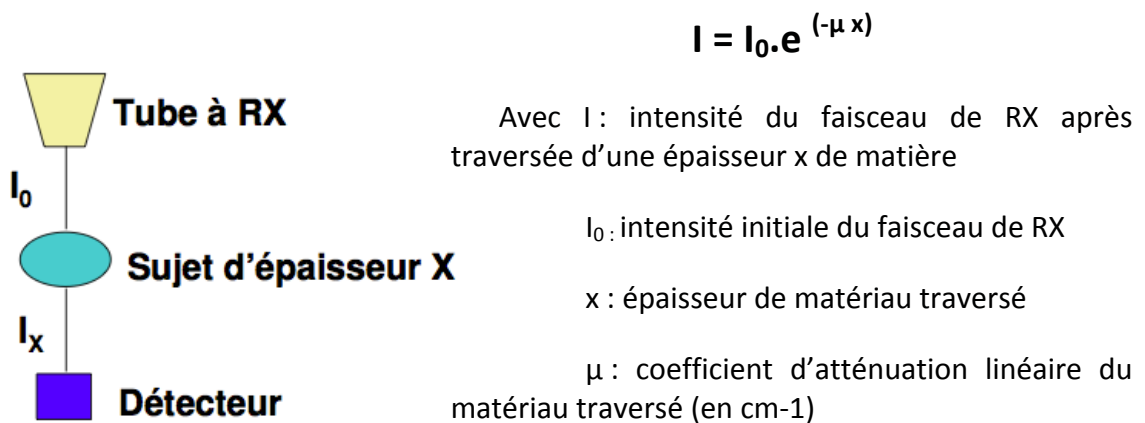
PRINCIPES PHYSIQUES DE LA TOMODENSITOMETRIE ET REALISATION PRATIQUE D'UN EXAMEN

[35][7][31][26][21][12][22][34][19][28][17][9]

A. PRINCIPES DE BASE DE LA TOMODENSITOMETRIE

I. Introduction

La tomodensitométrie se définit comme une méthode de mesure de la densité radiologique des volumes élémentaires d'une coupe. Cette méthode radiographique utilise le même principe que la radiographie conventionnelle mais elle permet d'obtenir des images d'une coupe d'un corps plus de 100 fois plus précises. Ce principe de base repose sur la différence d'atténuation des rayons électromagnétiques d'un tissu à l'autre :



Le faisceau de rayons X traversant l'objet, subit une atténuation mesurée physiquement par un coefficient μ (coefficient d'atténuation) fonction de la densité électronique de cet objet.

$$\mu = \log (I_x/I_0)$$

Cette technique est un moyen d'étude du coefficient d'atténuation μ des éléments constitutifs d'un volume. Son but est d'effectuer la plus grande discrimination possible parmi les différentes valeurs de μ pour palier les insuffisances de la radiologie conventionnelle. La

tomodensitométrie explore l'objet plan par plan avec une meilleure résolution en densité ce qui permet de distinguer les composantes tissulaires macroscopiques jusqu'alors confondues en radiologie conventionnelle.

Pendant l'examen tomodensitométrique l'arceau constitué du couple source-détecteur effectue une rotation autour du corps à étudier et réalise de nombreuses mesures selon diverses incidences. Un ordinateur détermine ensuite quelle est la participation de chaque volume élémentaire « Voxel » rencontrés par les rayons X à l'atténuation globale et calcule ainsi la densité de chacun de ces volumes.

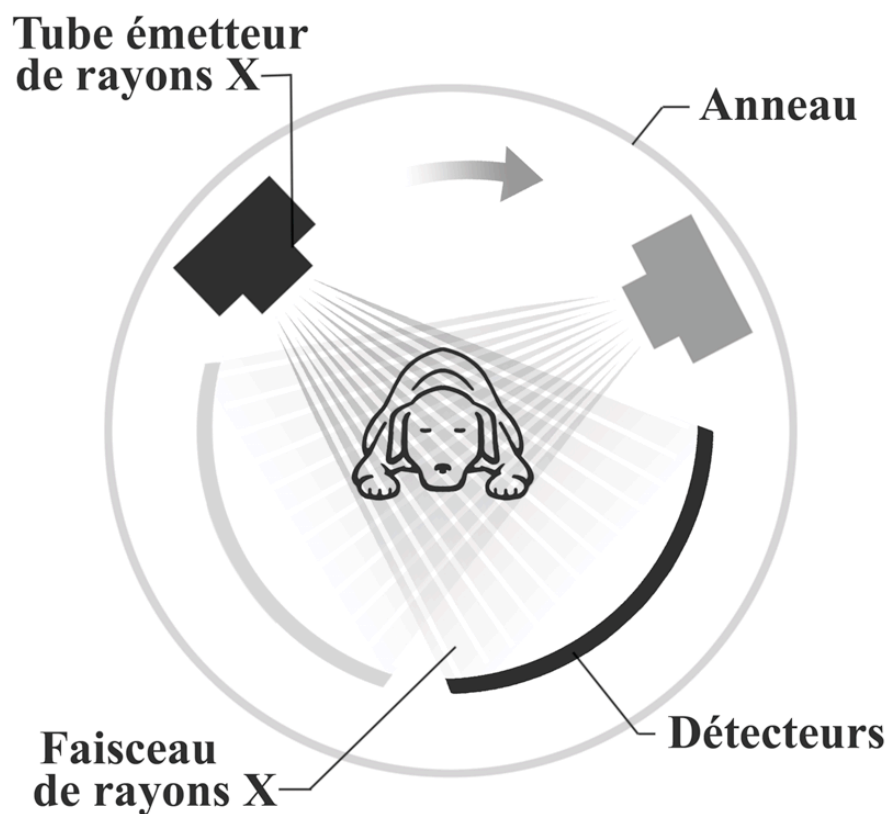


Figure 1 : Mouvement source - détecteur autour du patient [13]

L'ordinateur attribue ensuite un ton de gris à chaque densité ce qui permet d'obtenir l'image de la coupe considérée. Il distingue 2000 nuances de densité qui ont été classées par Godfrey Hounsfield sur une échelle portant son nom.

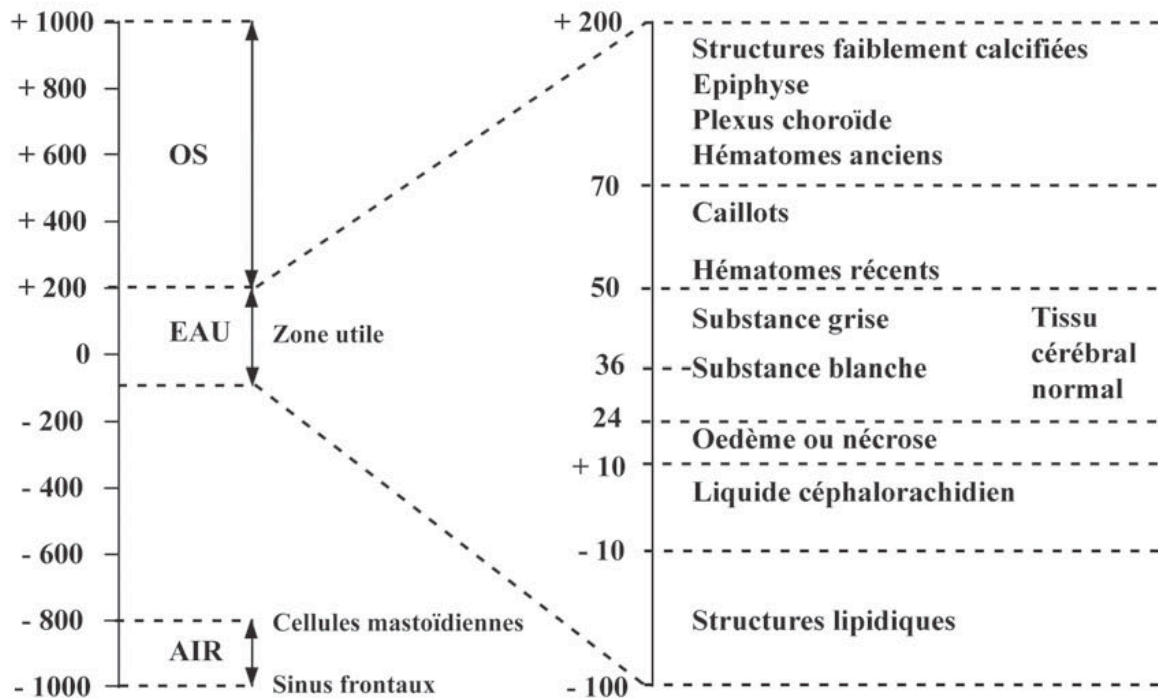


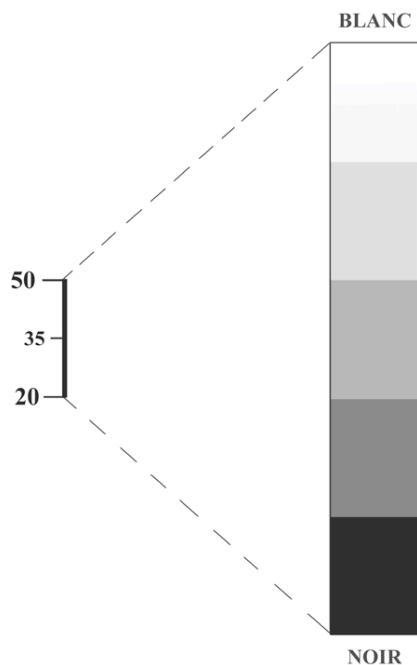
Figure 2 : Echelle de Hounsfield [10][17]

Ainsi chaque μ est exprimé en indice Hounsfield (IH) sur une échelle allant de -1000 (densité de l'air, en noir sur l'écran) à +1000 (densité de l'os, en blanc sur l'écran) selon cette formule :

$$\text{IH d'un corps A} = \frac{\mu_a - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \times 1000$$

Sur l'échelle de Hounsfield sont présentées en exemple les densités des différents tissus cérébraux. Cependant cette échelle est trop étendue pour l'œil humain qui ne peut distinguer 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 de sa précision. Ainsi, il est préférable de ne présenter qu'une partie de l'échelle

appelée « fenêtre », qui est caractérisée par un niveau et une largeur. Le niveau est la densité sur laquelle on centre l'intervalle, c'est-à-dire la médiane de la fenêtre. La largeur est l'étendue de la fenêtre. Plus la fenêtre est étroite, plus la discrimination est importante et plus différencier des structures de densités très proches est réalisable. Le niveau détermine la brillance de l'image, la largeur de la fenêtre caractérise le contraste.



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

Figure 3 : Visualisation. Notion de fenêtre et de niveau, d'après Hounsfield [12]

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 ; elles sont très larges afin de couvrir tous les types d'os, toute la largeur de l'échelle de Hounsfield est en général choisie.

Les fenêtres de type « tissus mous » destinées comme leur nom l'indique, aux organes peu calcifiés, sont des fenêtres assez étroites que l'on centre autour du coefficient d'absorption du tissu choisi.

II. Mécanismes physiques

i. Définition des rayons X

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques aparticulaires. Ils se déplacent sous la forme d'une combinaison d'un champ électrique et d'un champ magnétique perpendiculaires l'un à l'autre, en phase et dont l'intensité varie suivant une fonction sinusoïdale. Les ondes électromagnétiques se déplacent en ligne droite dans le vide et la matière, à vitesse constante de 3.10^8 m.s^{-1} . Elles se caractérisent par une longueur d'onde très courte (10^{-8} centimètres) et une amplitude. Les rayons X sont beaucoup plus énergétiques que les rayons du visible ($>10^2 \text{ eV}$), c'est pourquoi, ils sont capables de traverser des corps que la lumière ne peut pas traverser. En les traversant, ils vont ioniser ces corps : Ils génèrent des ions positifs.

Cela a des conséquences sur la structure et la viabilité des cellules, une protection contre les RX est donc nécessaire.

ii. Formation des rayons X

Un générateur formé d'un filament de tungstène porté à incandescence, qui constitue la cathode, produit un flux d'électrons (exprimé en mA) dans le vide sur une cible en métaux lourds, l'anode. Se produit alors une accélération d'électrons par une forte tension entre la cathode et l'anode mesurée en KV (Kilovolts). L'anode assure le freinage des électrons accélérés et émet, par le foyer, un faisceau de rayons X dont le spectre résulte de la superposition d'un spectre continu et d'un spectre de raies.

Le **spectre continu** des rayons X correspond aux interactions des électrons avec les noyaux de la cible : il s'agit du rayonnement de freinage ou Bremstrahlung (Fig.). En effet, l'électron est chargé négativement, le noyau chargé positivement : l'électron accéléré va être attiré par le noyau, il est soumis à une force d'attraction coulombienne ; il va ainsi être dévié de sa trajectoire initiale, il perd alors de l'énergie qui va se dissiper sous forme de rayon X (photon)

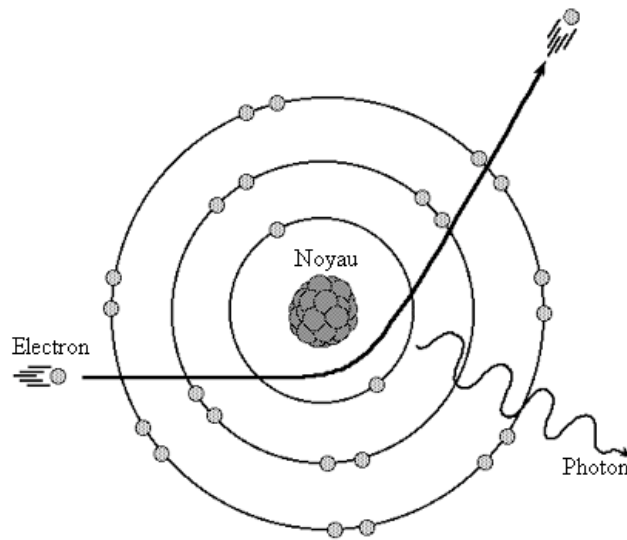


Figure 4 : Illustration du phénomène de freinage [37]

Le flux total de rayonnements émis s'exprime selon cette formule :

$$\Omega = k.i.Z.V^2$$

Avec i l'intensité du courant en Ampères, Z le numéro atomique du noyau de la cible et V la différence de potentiel en Volts

Ainsi, le flux est plus intense quand l'intensité i et la différence de potentiel V augmentent. Les rayons émis sont alors plus énergétiques et pénétrants. La quantité de rayons X est inversement proportionnelle à leur énergie. L'énergie (E) transportée par les rayonnements électromagnétiques est proportionnelle à la fréquence de l'onde électromagnétique (ν) :

$$E = h.\nu$$

Avec h la constante de Planck ($6.63 \cdot 10^{-34} \text{ m}^2.\text{kg}.\text{s}^{-1}$). L'énergie des rayons X dépend également de la célérité des électrons en millisecondes, de l'attraction du noyau (nombre de protons) et de la distance entre l'électron et le noyau (m).

Le **spectre de raies** est moins important pour la production de rayons X. Il résulte de l'éjection d'un électron d'une couche profonde de la cible par un électron accéléré émis par

la source : il y a ionisation de la cible. L'atome est alors instable, ionisé ou excité suivant l'énergie de l'électron incident, et il retournera à un état d'équilibre en émettant des photons ; leur énergie est égale à la différence des énergies de liaison entre chaque orbite.

III. EFFETS PHOTOELECTRIQUE, COMPTON, ET THOMSON

Ces trois effets correspondent aux différentes façons qu'ont les rayons d'interagir avec la matière et déterminent l'atténuation du faisceau incident de rayons X. L'atténuation est d'autant plus importante que le numéro atomique des éléments traversés est élevé et que la densité et l'épaisseur du milieu traversé sont conséquentes et que l'énergie du faisceau incident est faible.

iii. Effet photoélectrique

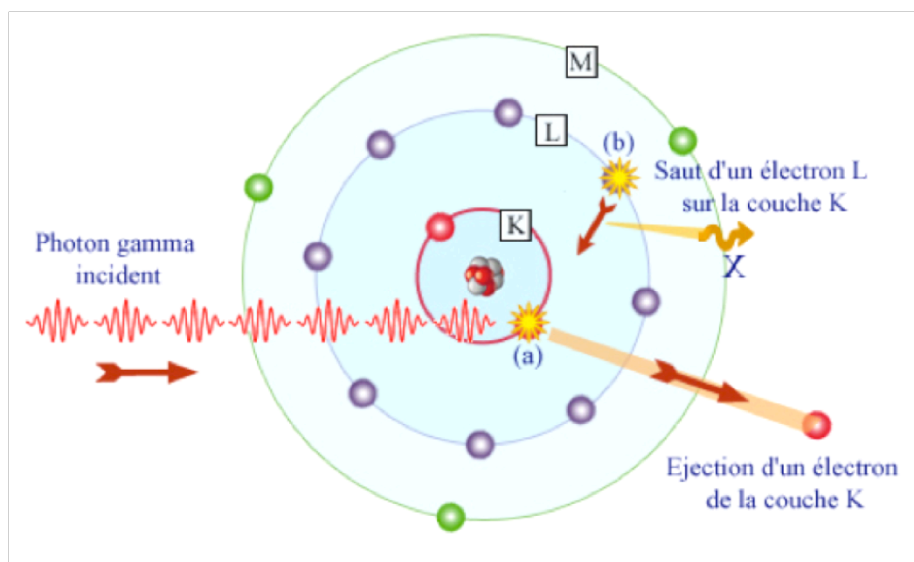


Figure 5 : L'effet photoélectrique [38] L'effet photoélectrique se produit en deux temps. Tout d'abord, le photon arrache (a) un électron lié d'un atome. Dans le cas d'un gamma, il s'agit généralement d'un électron appartenant aux couches les plus internes L ou K (comme sur la figure). Ensuite l'atome qui a perdu un de ses électrons internes se trouve dans un état excité. Un électron d'une couche plus externe (b) vient occuper la lacune laissée par l'électron éjecté. Si l'électron éjecté appartenait à la couche K comme sur la figure, un rayon X est émis lors de cette transition.

L'effet photoélectrique est le phénomène physique le plus intéressant pour la formation de l'image radiologique. De manière efficace, il atténue les rayonnements pénétrants : le rayon X est absorbé en interagissant avec un électron et émet un rayon secondaire diffracté. La structure en couches des atomes joue un rôle primordial. Le rayon X n'arrache un électron que si son énergie est supérieure à l'énergie de liaison de celui-ci sur sa couche. Cet électron éjecté va percuter d'autres électrons dans la matière et entraîner une suite d'ionisations. Un électron d'une couche plus externe va prendre la place de l'électron manquant et il y a alors libération d'énergie sous la forme d'un rayon X diffracté.

Cet effet prédomine avec des rayons X incidents de basse énergie (≤ 70 kV), une matière traversée de densité forte ($d_{os} > d_{tissus\ mous} > d_{air}$), et un tissu de numéro atomique Z élevé. Quand l'absorption augmente, l'éclaircissement augmente. Cet effet photoélectrique est donc à l'origine du contraste radiographique.

iv. Effet Compton

En physique, la diffusion Compton est la diffusion d'un rayon X d'incidence E sur un électron de la couche périphérique d'un atome à qui il transfère une énergie E_a . Au cours du processus, l'électron est éjecté de l'atome, qui est donc ionisé. Le reste de l'énergie E_s est emportée sous la forme d'un photon diffusé appelé photon Compton. Ce rayonnement diffusé possède quasiment la même énergie que le rayon X incident ; en effet, les lois de la Physique gouvernant l'effet Compton font que le photon diffusé emporte la majeure partie de l'énergie : 96 % en moyenne à 50 keV, 83 % à 500 keV. De plus, il émerge généralement dans une direction différente du photon incident. Il peut même partir en sens inverse (rétrodiffusion). En moyenne il part avec un angle de 30 à 45 degrés. Des rayons incidents de plusieurs centaines de keV peuvent subir de multiples diffusions Compton avant d'être finalement absorbé par effet photoélectrique.

Cet effet Compton prédomine avec des rayons incidents de forte énergie (>100kV), et une matière de densité moyenne. Cependant, il est indépendant du numéro atomique Z du tissu traversé.

Contrairement à l'effet photoélectrique, l'effet Compton altère la qualité de l'image radiographique. De plus, il est plus irradiant pour le personnel. La radioprotection est donc nécessaire.

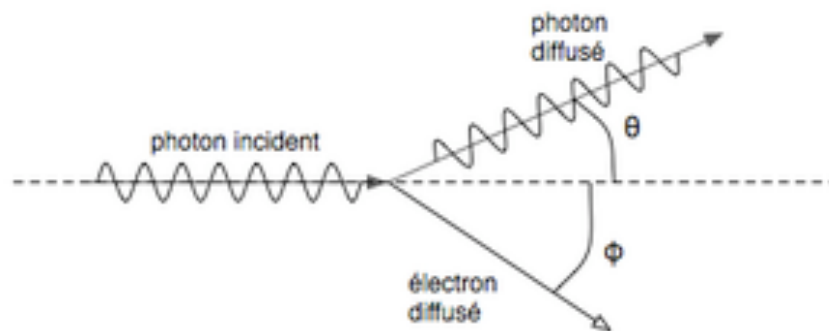


Figure 6 : Diffusion Compton [39]

Dans cette plage d'énergie, on le voit très variable, le phénomène concerne tous les électrons de l'atome, alors que dans l'effet photoélectrique ce sont les deux électrons de la couche K la plus interne qui jouent un rôle.

v. Effet Thomson

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.

B. FONCTIONNEMENT DU SCANNER

I. L'appareil et ses réglages

Le patient est placé sur une table qui se déplace dans le sens longitudinal à l'intérieur d'un court anneau. Celui-ci contient un tube à rayons X qui génère un faisceau d'une épaisseur de 1 à 10 millimètres et qui va tourner autour du patient. En face du tube sont disposés des milliers de détecteurs qui vont mesurer l'intensité résiduelle du faisceau qui a traversé le corps du patient. L'appareil multiplie les mesures sur un angle de 360 degrés afin d'obtenir des coupes axiales les plus précises possibles.

Dans l'arceau, un premier détecteur électronique mesure l'intensité de rayons X émis par le tube radiogène avant qu'il ne balaie point par point la tranche du corps à examiner. Pour explorer cette coupe, le tube effectue une rotation complète degré par degré. Une partie du rayonnement incident est absorbé par les tissus traversés. Le rayonnement émergent est capté par un détecteur électronique qui tourne de façon synchrone avec le tube. Au cours de la rotation, rayons X incidents et rayons X émergents captés sont comparés et convertis en signaux électriques.

L'ordinateur permet de calculer l'absorption du rayonnement en chaque point de la coupe. Le scanner utilise l'absorption des rayons X en relation directe avec la densité des tissus que les rayons ont rencontrés. Les résultats sont alors mis en mémoire.

Un traitement informatique complexe permet ensuite de faire apparaître sur l'écran l'image reconstituée d'une coupe axiale de 1 à 10 millimètres d'épaisseur. Cette image traduit les variations d'absorption des tissus traversés auxquelles sont associées des variations de nuances (noir, gris, blanc) ou des couleurs conventionnelles.

Avant tout examen tomодensitométrique plusieurs paramètres doivent être réglés :

- **La tension** en kilovolts (kV), qui va être responsable du contraste c'est à dire de la pénétration des rayons X.

- **Le temps d'exposition** en secondes (s), qui doit être réduit au maximum selon les principes de la radioprotection.
- **L'intensité** du courant en milliampères (mA), qui module le nombre d'électrons et donc le noircissement de l'image finale.
- **Le nombre de coupes et leur espacement**, Concrètement, 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 (Overlap) si l'espacement est inférieur à la largeur des coupes.
- **L'épaisseur des coupes**
- **La direction des coupes**
- **Le champ** : il s'agit du diamètre de la tranche anatomique visualisée sur l'image. Plus le champ est limité, et meilleure sera la définition de l'image.

II. Les éléments de la chaîne scanographique

Un système de mesures comprend la réception du rayonnement résiduel par les couples « tube radiogène – détecteurs », une conversion de ce rayon en signal électrique puis une intégration en signal numérique qui sera par la suite exploitable par l'ordinateur. Chaque mesure correspond à un profil d'absorption. La quantité d'information brute est proportionnelle au nombre de mesures (rotation de 360 degrés, degré par degré) et au nombre de récepteurs. C'est le premier élément de la qualité de l'image radiographique.

Un système de reconstruction de l'image. Le rayonnement résiduel capté par les détecteurs est confronté au rayonnement témoin ce qui permet de mesurer l'atténuation des rayons X. Ces signaux électriques sont convertis en nombres binaires qui vont être amplifiés et numérisés par l'ordinateur. Celui-ci traduit en image par des niveaux de gris les différences d'atténuation des rayons X dans les divers volumes élémentaires (Voxel) de l'organe examiné. La durée de la reconstitution de l'image varie de 3 à 8 secondes.

Une console de visualisation de l'image. Chaque donnée numérique va être convertie, sur un écran d'ordinateur, en un point lumineux dont l'intensité (blanc, gris, noir) est proportionnelle à l'absorption des rayons X. On obtient alors une image écran classique. En scanographie, 10 millions d'images sont à effectuer pour produire une seule image.

III. Déroulement d'un examen tomodensitométrique

L'acquisition des images nécessite une parfaite immobilité, c'est pour cette raison que pour les animaux de compagnie, cet examen se fait sous anesthésie générale. L'animal doit donc être présenté à la clinique à jeun depuis au moins 12h (retirer l'eau et la nourriture à 23h la veille). Durant tout le déroulement de l'examen, les constantes de l'animal (température, pouls, respiration) sont surveillées.

C. INTERETS DU SCANNER DANS L'EXPLORATION DE L'ENCEPHALE

Un examen tomodensitométrique de l'encéphale permet de distinguer les pathologies congénitales, dégénératives, inflammatoires, vasculaires (ischémie ou hémorragie) et tumorales (bénigne ou maligne). Il doit être motivé par tout examen neurologique anormal (atteinte des nerfs crâniens, amaurose bilatérale, trouble de l'équilibre, atteinte centrale ou syndrome vestibulaire central), toute crise épileptiforme ou encore certains troubles du comportement atypiques avec agressivité et abattement et des examens cliniques et biologiques sanguins normaux.

Les malformations congénitales majeures mises en évidence par tomodensitométrie sont représentées par l'hydrocéphalie essentiellement. On observera une dilatation anormale du système ventriculaire.

En ce qui concerne la pathologie dégénérative, la plus représentée est l'atrophie corticale avec une visualisation anormale des sillons corticaux anormalement dilatés par accumulation secondaire de LCR.

Les tumeurs de l'encéphale, bénignes et malignes confondues sont fréquentes en médecine vétérinaire. Dans ce cas là, la tomodensitométrie cérébrale est toujours réalisée en première intention sans et après injection de produit de contraste. L'examen permet de mettre en évidence la tumeur, son œdème péri-tumoral et précise son type. Enfin, il est utile pour le repérage du volume tumoral cible et est indispensable pour la mise en place de la radiothérapie car il permet d'obtenir l'information volumique nécessaire pour la planification dosimétrique du traitement.

Dans les cas de traumatismes du cerveau, le scanner permet de mettre en évidence les fractures du crane et les hématomes. Dans ce cas là, le scanner et l'IRM sont deux techniques adaptées pour évaluer les signes indirects d'une augmentation de la pression intracrânienne.

L'examen tomodensitométrique permet dans le cas précis d'hypercorticisme d'origine hypophysaire secondaire à une surrénalectomie chez le chien, d'identifier les masses hypophysaires et leurs conséquences : compression des structures encéphalique avoisinantes.

2^{ème} PARTIE :

PRINCIPES PHYSIQUES DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE ET INTERET DANS L'EXPLORATION DE L'ENCEPHALE

[30][4][15][36][2][6][20][23][3][16][5][14][27][18][29][25][24]

[32]

L'imagerie par résonance magnétique est une technique d'imagerie apparue assez récemment. Elle repose sur des phénomènes physiques complexes bien compris et appliqués en vue de l'imagerie médicale au cours des années quarante.

A. LES PRINCIPES DE BASES DE PHYSIQUE NUCLEAIRE

I. Notion élémentaire de magnétisme nucléaire

Le noyau atomique est composé d'un nombre défini de protons et de neutrons, aussi dénommés nucléons. Ces éléments sont animés d'un mouvement individuel de rotation complexe autour d'un axe passant par leur centre. Une charge qui tourne induit un champ magnétique appelé moment magnétique, représentée par un vecteur d'aimantation microscopique. La valeur de ce moment magnétique est proportionnelle à une grandeur caractéristique de la particule en rotation dénommée moment cinétique de *spin* ou plus simplement *spin*.

La résonance magnétique nucléaire repose sur ce magnétisme d'origine nucléaire, que l'on mesure et transcrit pour obtenir des images médicalement exploitables.

Pour les atomes dont le noyau est composé d'un nombre pair de nucléons, les protons et les neutrons s'appariant, le moment magnétique nucléaire global est nul. Seuls les atomes avec un nombre impair de nucléons possèdent donc un moment magnétique global que l'on qualifie d'intrinsèque ou élémentaire. C'est le cas des atomes d'hydrogène (H), de carbone (C) ou de phosphore (P) comportant respectivement un, treize et trente et un nucléons. L'atome d'hydrogène, composé d'un proton chargé positivement lui conférant un moment magnétique très net, est le principal atome utilisé pour la résonance magnétique nucléaire à visée médicale. Cet atome représente en effet deux tiers de l'ensemble des atomes de l'organisme.

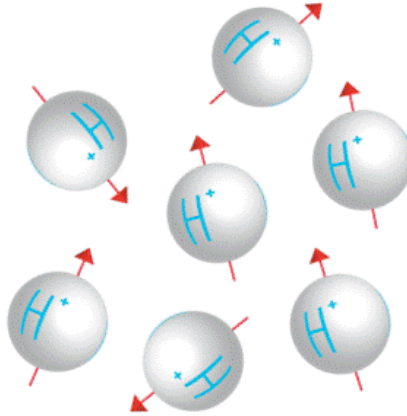


Figure 7. Moment cinétique d'un proton [40]

II. Les phénomènes de résonance magnétique

La résonance magnétique nucléaire (RMN) consiste à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action simultanée de 2 champs magnétiques : l'un statique et élevé (couramment appelé \vec{B}_0), l'autre électromagnétique et tournant (couramment appelé \vec{B}_1).

i. Le modèle classique du phénomène de résonance magnétique

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

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

Les protons d'hydrogène ne sont pas statiques dans cette position. Ils sont en effet animés d'un mouvement de précession autour de l'axe O_z à une fréquence angulaire ω_0 , appelée fréquence angulaire de précession (ω_0 est proportionnelle au champ magnétique \vec{B}_0 et à un facteur propre à chaque noyau, γ). Ce mouvement consiste en un double cône dont les sommets se rejoignent au centre de gravité de l'atome.

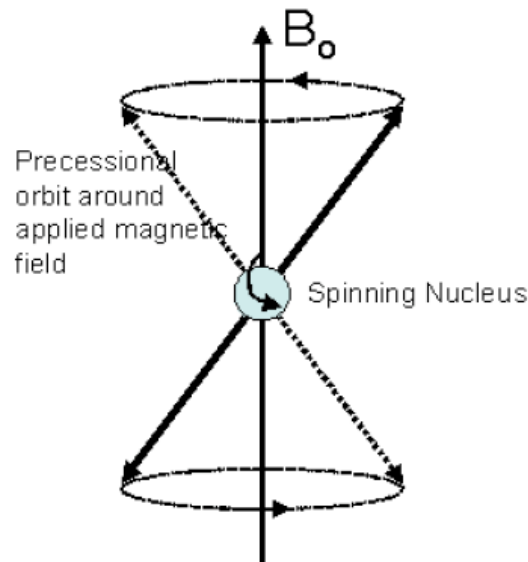


Figure 8. Mouvement de précession d'un proton autour de l'axe B_0 selon une fréquence ω_0 [36]

D'autre part, les protons se répartissent selon deux directions. Les protons parallèles à \vec{B}_0 sont orientés dans la même direction que ce champ, alors que les protons antiparallèles sont orientés dans le sens inverse. Sur l'ensemble d'un tissu, il existe un peu plus de protons parallèles à \vec{B}_0 que d'antiparallèles à \vec{B}_0 . A 0,5 Tesla et à température corporelle, cette différence est de l'ordre de 2 par million, ce qui suffit à produire un signal RMN à l'échelle tissulaire et entraîne l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique ; c'est ainsi ce léger excédent de spin sur le niveau fondamental qui est à l'origine de l'aimantation nucléaire détectable en résonance magnétique nucléaire. Le nombre de protons en excès est proportionnel à \vec{B}_0 , champ déterminé par la puissance de l'appareil d'imagerie utilisé et qui conditionnera donc la précision des images et donc celle de leur interprétation ultérieure.

A l'équilibre, le vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire obtenu est aligné selon O_z et ne présente aucune composante transversale dans le plan xOy car les protons sont déphasés. Néanmoins, cette aimantation tissulaire est de trop faible intensité comparativement au champ magnétique \vec{B}_0 auquel le tissu est soumis pour être mesurée.

Un deuxième champ magnétique, dynamique, est alors employé. Il s'agit d'une onde radiofréquence qui va faire basculer le vecteur d'aimantation tissulaire dans un autre plan hors de sa position d'équilibre, afin de permettre sa mesure.

Ce deuxième champ magnétique, couramment appelé \vec{B}_1 , s'oriente selon l'axe O_x dans le plan xOy du repère orthonormé défini précédemment. Cette onde tourne autour de l'axe O_z . Pour qu'il existe une résonance entre ce champ et les protons en équilibre selon \vec{B}_0 , la fréquence de l'onde de radiofréquence (appelé ω_r) doit être égale à la fréquence angulaire de précession des protons, autrement dit que ω_0 et ω_r soient égales.

Soumis en plus au champ magnétique dynamique \vec{B}_1 , les protons précession déjà autour de \vec{B}_0 à une fréquence ω_0 acquièrent un double mouvement de précession à la fréquence $\omega_1 = \gamma \vec{B}_1$.

Si l'on se place dans un repère tournant à une fréquence ω_0 , le mouvement de précession autour de \vec{B}_1 correspond alors à une bascule du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire autour de l'axe O_x . Lors de ce mouvement de double précession, on obtient donc une diminution de la composante longitudinale du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire et une augmentation de sa composante transversale. La valeur maximale du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire selon xOy est égale à la valeur qu'il avait selon l'axe O_z à l'état d'équilibre. La valeur de l'angle de bascule est fonction de l'amplitude et de la durée de l'impulsion d'excitation.

Dans le cadre de l'imagerie par résonance magnétique, l'onde radiofréquence est appliquée très brièvement (de l'ordre de quelques millisecondes) et avec une intensité

permettant la bascule du vecteur d'aimantation tissulaire de 90° (soit dans le plan xOy). On parle alors d'impulsion de radiofréquence ou d'excitation.

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

ii. Le modèle quantique du phénomène de résonance magnétique

Le modèle quantique permet de comprendre les phénomènes de relaxation précédemment introduits. Il donne une définition atomique des phénomènes contrairement à l'approche macroscopique du modèle classique.

A l'état d'équilibre après application d'un champ magnétique \vec{B}_0 , les protons s'alignent selon deux orientations (parallèle et antiparallèle à \vec{B}_0). Ces deux orientations correspondent à deux niveaux d'énergie, E_1 et E_2 . E_1 , correspondant aux protons parallèles à \vec{B}_0 , est un niveau de basse énergie. A l'opposé, E_2 , correspondant aux protons antiparallèles, est un niveau de haute énergie. C'est la prédominance au niveau E_1 (2 par million) qui va créer le champ d'aimantation macroscopique tissulaire.

Dans le modèle classique, la perturbation de l'état d'équilibre met en jeu le phénomène de résonance entre la fréquence de précession angulaire des protons autour de \vec{B}_0 et l'impulsion d'onde radiofréquence. Le modèle quantique se fonde sur la transition des protons d'un niveau d'énergie à l'autre.

L'application d'un champ magnétique \vec{B}_1 fournit au système en équilibre une quantité d'énergie égale à la différence entre les deux niveaux d'énergie ($\Delta E = E_2 - E_1$) qui induit des transitions du niveau E_1 de basse énergie au niveau E_2 de haute énergie, et induit donc des modifications de l'orientation du vecteur d'aimantation macroscopique tissulaire.

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

Une fois que la moitié des protons est passé du niveau E_1 au niveau E_2 , il y a alors égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie, et la composante longitudinale du vecteur d'aimantation macroscopique devient alors nulle. Cet état correspond à une impulsion de 90° .

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

Dès la fin de l'excitation, il y a retour à l'état d'équilibre : le déphasage rapide des spins induit une diminution rapide de la composante transversale du vecteur d'aimantation macroscopique alors que la repousse de la composante longitudinale de ce même vecteur (correspondant aux transitions inverses, E_2 vers E_1) se fait progressivement.

Les deux modèles présentés, classique et quantique, expliquent donc, grâce à deux phénomènes physiques distincts, la bascule du vecteur d'aimantation tissulaire de l'axe O_z dans le plan xOy . Voyons désormais quels sont les phénomènes permettant de mesurer la bascule de ce vecteur et ainsi permettre l'acquisition d'images exploitables.

B. EXPLOITATION POUR L'IMAGERIE : DE L'APPLICATION D'UN CHAMP MAGNETIQUE A L'ACQUISITION D'UNE IMAGE EXPLOITABLE

I. Les phénomènes de relaxation

Suite à l'arrêt de l'onde radiofréquence, l'aimantation nucléaire retourne à sa position d'équilibre parallèle à \vec{B}_0 en décrivant une trajectoire en hélice. On explique ce phénomène par l'instabilité de l'excitation. La repousse progressive de l'aimantation longitudinale correspond à la relaxation T1, alors que la décroissance rapide de l'aimantation transversale correspond à la relaxation T2. T1 et T2 varient selon l'état physiologique ou pathologique des tissus.

i. La relaxation longitudinale ou T1

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

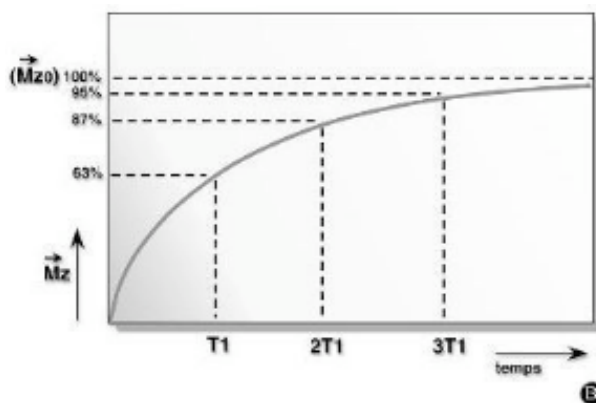


Figure 9. Courbe exponentielle de l'aimantation longitudinale en fonction du T1 [36]

L'ordre de grandeur de T1 est de 200 à 3000 ms pour un champ de 1,5 Tesla. Dans les milieux biologiques, les molécules sont soumises en permanence à des mouvements de translation, rotation, collision (mouvements browniens) caractérisés par leur fréquence de collision. Pour que les protons cèdent de leur énergie au milieu moléculaire, il faut que leur fréquence spontanée (fréquence de Larmor) soit proche de la fréquence de collision moléculaire. Ainsi, plusieurs grandeurs influencent la valeur de T1.

La structure moléculaire du milieu examiné est un premier facteur de variation. Ainsi si le milieu considéré contient de grosses molécules, les mouvements des molécules sont plus lents et les fréquences spontanée et de collision moléculaire sont alors proches. Les mouvements résultant ont alors une efficacité maximale, et le temps de relaxation T1 des protons est plus court. C'est le cas par exemple des tissus gras qui possèdent un T1 court. A l'opposé, le T1 des structures cristallines est long, les mouvements étant extrêmement lents.

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

D'autre part, T1 diminue avec la viscosité du milieu, la température de l'échantillon et la présence de substances paramagnétiques comme les agents de contraste. Enfin, notons que T1 est proportionnel à \bar{B}_0 , et donc dépendant de l'appareil IRM utilisé.

ii. La relaxation transversale ou T2

A l'arrêt de l'impulsion de l'onde radiofréquence, se déroule une répartition au hasard de toutes les aimantations des protons, appelée déphasage des *spins*. Il n'y a pas de transfert d'énergie au cours de cette relaxation, mais une décroissance rapide de l'aimantation dans le plan xOy. On peut ainsi noter que la décroissance transversale du

vecteur d'aimantation tissulaire est plus rapide que la repousse de sa composante longitudinale : les tissus ont donc toujours un T2 inférieur ou égal au T1.

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

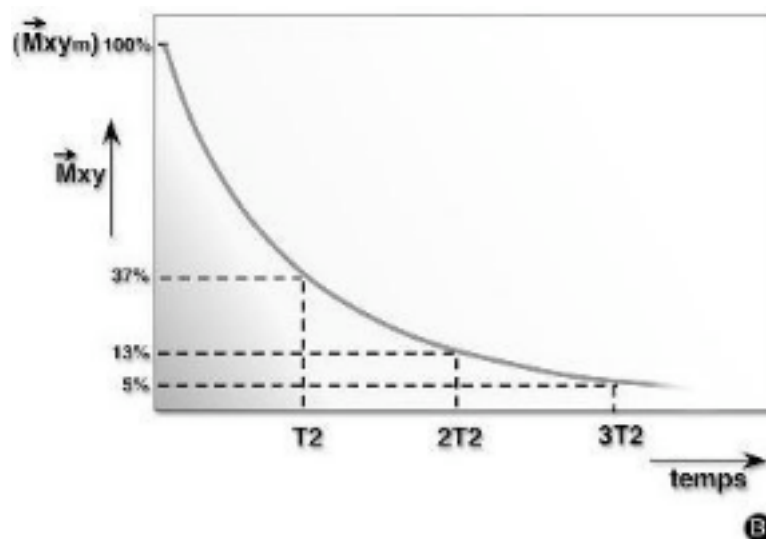


Figure 10. Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2 [36]

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

iii. Notion de $T2^*$ et principe de l'écho de spin

La vitesse de décroissance est directement reliée au T2 si le champ magnétique \vec{B}_0 est uniforme. Cependant, certains facteurs physiques peuvent provoquer une décroissance plus rapide du signal.

A l'échelle microscopique, le champ magnétique \vec{B}_0 n'est pas rigoureusement homogène sur l'échantillon, ce qui entraîne un déphasage plus rapide des *spins*. Les fréquences de résonance des protons de cet échantillon ne seront par conséquent pas tout à fait identiques. Ainsi, le signal observé est lié aux inhomogénéités du champ \vec{B}_0 d'origine moléculaire (qui isolé est responsable de la décroissance transversale T2), et aux inhomogénéités propres du champ magnétique externe \vec{B}_0 à l'échelle microscopique qui accélèrent la décroissance transversale, dite $T2^*$.

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

L'écho de spin est un principe qui permet de s'affranchir de ces inhomogénéités du champ magnétique grâce à une impulsion d'onde radiofréquence supplémentaire de 180° . On peut ainsi enregistrer le T2 vrai du tissu examiné.

L'application à un instant précis de cette onde va inverser l'ordre des déphasages. Les protons les plus rapides vont se retrouver en arrière par rapport aux plus lents et selon la distance qu'ils avaient d'avance. Ainsi, si on applique l'impulsion de 180° à un temps correspondant à la moitié du temps d'écho, les protons seront à nouveau en phase au temps d'écho.

Le signal mesuré au temps d'écho selon l'axe O_x est alors maximal : il est nommé écho de *spin*. Une légère décroissance est tout de même observée entre la valeur du champ

au temps d'écho et celle juste après la fin de l'impulsion de 90°. Cette différence est due aux inhomogénéités moléculaires du tissu, et il est impossible de s'en affranchir.

II. Contraste en T1 et T2 : origine et interprétation

Le contraste en T1 et en T2 de la séquence est déterminé par le choix de certains facteurs que nous allons exposer à présent.

i. Le temps de répétition et pondération en T1

Le temps de répétition (TR) correspond à l'intervalle séparant deux impulsions de 90°, c'est à dire deux cycles élémentaires. Pendant l'intervalle de temps TR, la composante longitudinale du vecteur d'aimantation tissulaire repousse en fonction de T1. Cette repousse est plus ou moins importante selon la longueur du TR. Ainsi, le temps de répétition correspond également au temps de repousse ou de récupération de l'aimantation longitudinale. Comme le TR détermine le niveau de repousse en T1, il est aussi dénommé temps de repousse.

Si le TR est suffisamment long, l'aimantation longitudinale repousse à son niveau d'équilibre maximal à la fin de chaque cycle. Au contraire, si le TR est court, la repousse est interrompue et l'aimantation longitudinale ne récupère pas son niveau initial à la fin de chaque cycle.

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

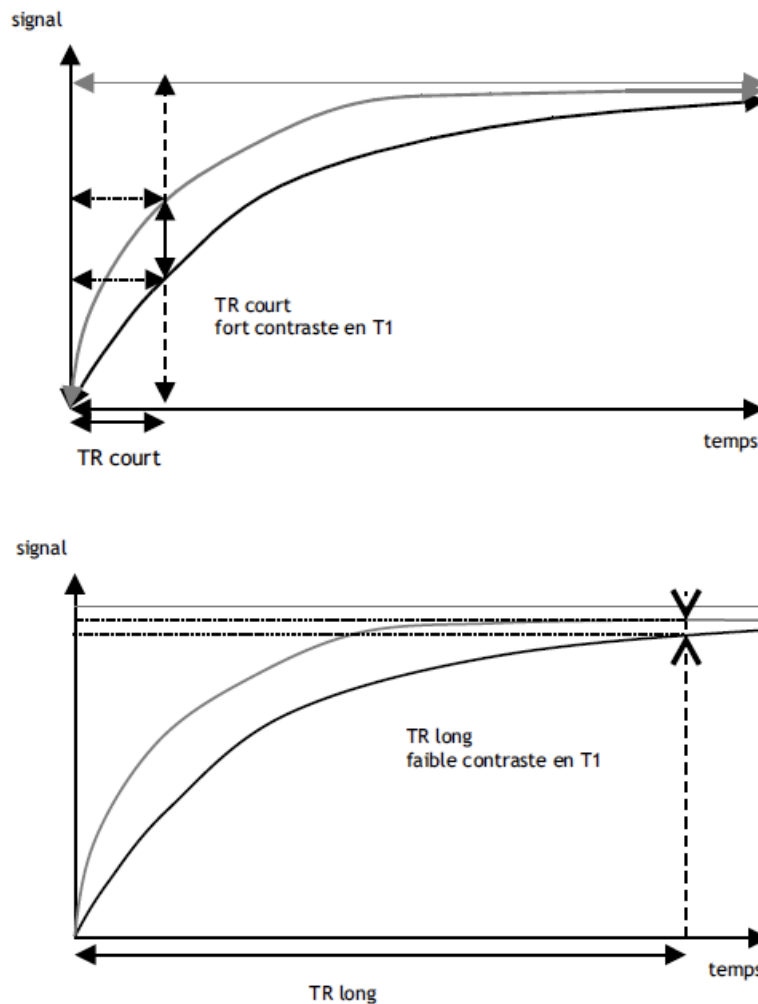


Figure 11. Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence [25]

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

ii. Le temps d'écho et pondération en T2

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

Si le TE est court ($< 20\text{-}30$ millisecondes), on ne fait que peu de distinction entre les différences en vitesses de décroissance, et on ne peut pas séparer les différents tissus par leur T2. Inversement, si le TE est plus long ($> 80\text{-}100$ millisecondes), il est possible de distinguer les tissus par leur T2.

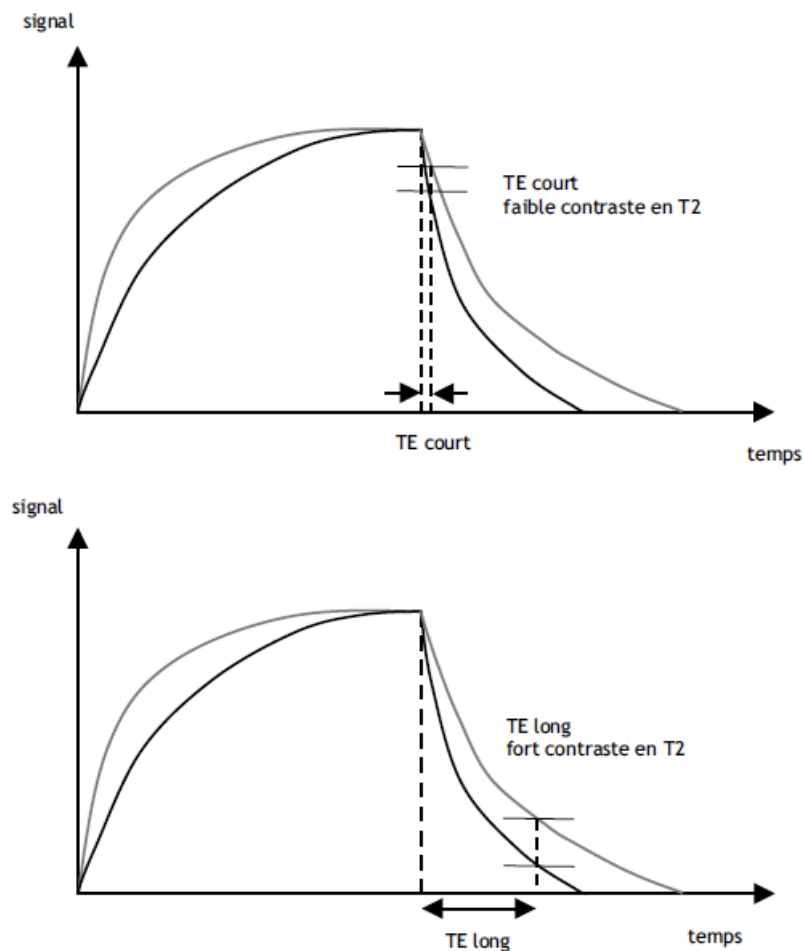


Figure 12. Le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence [25]

Ainsi, le temps d'écho conditionne le contraste en T2, c'est à dire, la pondération en T2 d'une séquence. Plus le TE est long et plus la séquence sera pondérée en T2. A l'opposé, plus le TE est court, et plus la séquence sera dépondérée en T2. Un tissu ayant un T2 plus long donnera un signal plus élevé, et apparaîtra plus blanc.

iii. Limites d'action sur le TR et le TE

Si le temps de répétition est très court, il se produit une saturation de l'aimantation longitudinale et il n'y a donc pas de contraste. Ainsi, pour pondérer une image en T1, il faut raccourcir le TR dans les limites raisonnables. D'autre part, si le TR est trop long, il n'y a pas de signal. Pour pondérer une image en T2, il faut alors allonger le TE dans des limites raisonnables.

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

C. CARACTERISTIQUES DE L'IMAGE OBTENUE PAR RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE

L'interprétation à visée médicale de l'image obtenue par résonance magnétique nucléaire demande une réflexion préalable quant à la connaissance de l'aspect des différents tissus, physiologique comme pathologique. D'autre part, le lecteur doit être apte à juger de la qualité de l'image qu'il s'apprête à interpréter et avoir en tête les différents paramètres et artefacts susceptible de troubler son interprétation. Ce sont les points que nous allons présenter dans cette partie.

I. Conditions de réalisation d'un examen IRM

Un protocole standardisé est élaboré dans les centres possédant des appareils IRM afin de gagner du temps sans oublier certaines étapes, tout en permettant une meilleure reproductibilité des exploitations.

La position adoptée le plus fréquemment est le décubitus dorsal. L'antenne est ensuite choisi en fonction du volume à étudier en essayant d'obtenir le meilleur facteur de

remplissage, c'est à dire le rapport entre le volume total de l'antenne et le volume placé sous celle-ci.

Le patient étant anesthésié en médecine vétérinaire, l'installation de celui-ci doit prendre en compte le matériel anesthésique lui même ainsi que le *monitoring* anesthésique. Pour la même raison, l'animal est bloqué en position la plus stable et symétrique possible à l'aide de blocs de mousse.

Le centre d'intérêt de la région à explorer, défini préalablement grâce à un examen neurologique précis, doit être placé au milieu de l'antenne, elle-même placée au centre de l'aimant, là où le champ magnétique est le plus homogène. Le centrage est donc réalisé selon deux ou trois plans de l'espace. Un bon positionnement global du patient permettra l'obtention d'images les plus caractéristiques possibles, rendant l'interprétation d'autant plus fiable.

II. Aspect des différents tissus

Rappelons tout d'abord qu'un tissu possédant un T1 long et un T2 long donnera un hyposignal en pondération T1 et un hypersignal en pondération T2. Un tissu avec un T1 court et un T2 long donnera un hypersignal en pondération T1 et T2. Certaines structures anatomiques comme la corticale osseuse, les calcifications, les cavités ou les conduits aériques (sinus, trachée, bronches, poumons) n'engendrent qu'un faible signal. De ce fait, elles apparaissent plutôt sombre (noires) quelle que soit la pondération.

i. En pondération T1

Le contraste en pondération T1 est dit anatomique ; ainsi, la substance blanche apparaît blanche et la substance grise est grise. Le liquide cébrospinal est noir, appuyant le contour du système nerveux central. Les tissus graisseux apparaissent avec le signal le plus élevé, en blanc. Les muscles et la moelle osseuse vertébrale apparaissent avec un signal intermédiaire. Enfin, les disques intervertébraux émettent eux aussi un signal intermédiaire,

cependant plus proche de l'hypersignal que de l'hyposignal. Le plus souvent, les lésions apparaîtront en hyposignal (plus sombres) en pondération T1.

ii. En pondération T2

Le contraste obtenu en pondération T2 est inversé. Dans le cadre de l'imagerie par résonance magnétique du système nerveux central, les images sont dites « myélographiques ». Les liquides, comme le liquide cébrospinal, l'urine ou les collections liquidiennes, apparaissent en hypersignal (blancs). La substance blanche apparaît plus foncée que la substance grise. La graisse apparaît souvent en hyposignal ; néanmoins, la graisse présente un hypersignal sur les séquences T2 hyper-rapides. Les muscles et la moelle osseuse vertébrale donnent un signal intermédiaire, néanmoins toujours hypointense par rapport à la moelle épinière. Enfin, les disques intervertébraux émettent un double signal : le noyau pulpeux apparaît en hypersignal alors que l'anneau fibreux est en hyposignal.

Le plus souvent, les lésions apparaîtront en hypersignal (plus blanches) en pondération T2.

III. Utilisation d'un produit de contraste

Pour chaque examen, après la réalisation des séquences conventionnelles, un produit de contraste paramagnétique peut être injecté par voie intraveineuse (par exemple, le MAGNEVIST ND – acide gadopentétique- à une posologie de 0,2 à 0,5 mmol/mL). Cette molécule engendre un raccourcissement important du T1 des tissus où elle se localise, ce qui augmente le signal de telles structures. Elle permet le marquage des vaisseaux et tissus richement vascularisés ainsi que les zones d'altération de la barrière hémato-méningée. L'utilisation d'un produit de contraste est particulièrement indiquée pour repérer les lésions de petite taille ou celles n'engendrant que peu de modifications de signal spontanément, ou encore pour augmenter le contraste entre une lésion et l'œdème qui l'entoure. Elle permet de plus de renseigner sur la néovascularisation tumorale et donc de donner des arguments diagnostiques.

D. INTERETS DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE POUR L'EXPLOITATION DU SYSTEME NERVEUX EN MEDECINE VETERINAIRE

L'imagerie par résonance magnétique est un outil diagnostique encore en cours de développement en médecine vétérinaire. Il peut apporter des informations supplémentaires et/ou complémentaires à celles données par les autres techniques d'imagerie médicale (tomodensitométrie mais aussi radiographie conventionnelle avec ou sans préparation et échographie). Voyons quels sont alors les avantages de cette technique pour l'exploration du système nerveux, tout en gardant à l'esprit ses limites dans le domaine vétérinaire.

I. Comparaison aux autres techniques d'imagerie médicale

Contrairement au scanner, l'imagerie par résonance magnétique présente l'avantage de se dédouaner de l'influence des structures osseuses sur le signal émis par les tissus mous ; les artefacts de bord d'os détectés en tomodensitométrie sont donc absents en IRM, ce qui confère une qualité supérieure à l'IRM pour l'exploration du système nerveux central, notamment au niveau de la fosse postérieure du crâne.

L'IRM offre la possibilité d'acquérir des images dans les trois plans de l'espace ceci s'oppose à la radiographie classique et au scanner qui ne permettent l'obtention de coupes transversales. Certes, une reconstitution informatique est possible à partir des images obtenues en tomodensitométrie, mais cette reconstitution implique toujours une perte de résolution non négligeable, et par conséquent, une perte dans la qualité de l'interprétation ultérieure des images obtenues. Cette caractéristique propre de l'IRM est très intéressante dans l'exploration du système nerveux central, certaines affections pouvant prendre une localisation étendue, comme c'est le cas des atteintes médullaires de type syringomyélie, où l'acquisition de coupes dans le plan sagittal se révèle la plus appropriée pour apprécier cette affection. De même, l'IRM se révèle particulièrement adaptée pour la mise en évidence de tumeur intramédule, de tumeur d'une racine nerveuse, d'embolie fibrocartilagineuse, ou de kyste arachnoïdien.

D'autre part, la myélographie présente certaines limites dont l'IRM permet de s'affranchir : ainsi, chez les chiens de grande race, l'espace sous-arachnoïdien se termine crânialement à la zone lombosacrée et les proliférations osseuses ou tissulaires en dehors de l'espace sous-arachnoïdien ne peuvent être visualisées.

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

L'imagerie par résonance magnétique se révèle supérieure à la tomodensitométrie pour la détection et l'évaluation de nombreux éléments en position intracrânienne, comme les tumeurs cérébrales, la présence d'œdème, la formation de kystes, les troubles vasculaires, ou encore l'apparition de phénomènes nécrotiques. L'IRM permet de plus l'obtention d'une meilleure qualité d'image et de détails plus fins pour l'analyse des processus ainsi détectés. Les images obtenues par résonance magnétique sont de qualité supérieure à celles obtenues par tomodensitométrie pour certaines régions cérébrales, en particulier la fosse postérieure, à cause de l'artéfact de bord d'os, inexistant à l'IRM.

La résolution spatiale de l'imagerie par résonance magnétique n'est généralement pas comparable à celle obtenue par tomodensitométrie. Cependant, les contrastes plus importants offerts par l'IRM permettent l'obtention d'un détail anatomique plus important.

II. Indications particulières dans l'exploration du système nerveux

L'imagerie par résonance magnétique a d'ores et déjà été utilisée en médecine vétérinaire pour l'exploration du système nerveux des animaux de compagnie dans un certain nombre d'affections. Nous verrons, dans cette partie, les indications courantes actuelles de l'IRM dans l'exploration du système nerveux chez les carnivores domestiques.

i. Hernies discales

Comme nous l'avons déjà évoqué, l'IRM est un outil diagnostique fiable pour la détection de compression médullaire, en permettant d'apprécier le tissu à l'origine de la compression, la souffrance médullaire éventuellement associée et son étendue. En médecine humaine, l'IRM est considérée comme l'examen de choix pour le diagnostic des hernies discales lombaires. En médecine vétérinaire, cette technique a également prouvé sa supériorité au scanner pour le diagnostic des hernies discales, notamment lombaires.

D'autre part, l'acquisition de coupes dans différentes directions de l'espace donne la possibilité d'une appréciation de la compression en trois dimensions, et notamment d'apprécier une éventuelle latéralisation de la hernie discale. Cet élément s'inscrit comme essentiel si une chirurgie est considérée par la suite, en orientant la voie d'abord chirurgicale, et en assurant ainsi un temps chirurgical réduit. Enfin, l'IRM semblerait être un outil fiable pour la détection de la dégénérescence discale, et de réalisation et interprétation plus simple que la discographie.

ii. Néoplasies cérébrales et rachidiennes

De nombreuses études relatent désormais les caractéristiques des images obtenues par résonance magnétique de plusieurs types tumoraux de localisation intracrânienne. La reconnaissance par IRM du type tumoral apparaît d'ailleurs comme assez sensible pour certains types tumoraux comme les gliomes ou les méningiomes. L'imagerie par résonance magnétique se révèle être un outil de choix pour le diagnostic des néoplasies

intracrâniennes car elle possède la propriété de produire un contraste entre les tissus sains et les tissus pathologiques du fait de leurs densités différentes en protons ; les masses intra ou extracrâniennes sont alors aisément distinguées des tissus environnants. Les masses intracrâniennes sont couramment plus visibles en pondération T2, bien que l'effet de masse qu'elles engendrent soit visible aussi bien en pondération T1 qu'en pondération T2.

Pour ce qui est des tumeurs rachidiennes, une étude fondée sur vingt cinq cas a permis de montrer une bonne sensibilité et spécificité de cet examen, malgré une difficulté à différencier les différents types tumoraux. Toutefois, l'injection de produit de contraste semblerait intéressante dans la mesure où une variation de degré de rehaussement du signal existerait selon les types tumoraux considérés.

iii. Affections inflammatoires du système nerveux central

En médecine humaine, l'IRM est considérée comme l'examen le plus sensible et le plus spécifique pour le diagnostic des affections inflammatoires et/ou infectieuses médullaires. La visualisation directe des lésions localisées au niveau du système nerveux central grâce aux techniques d'imagerie de désuperposition, et notamment grâce à l'imagerie par résonance magnétique, va éventuellement permettre d'affiner le diagnostic *ante-mortem* de cette catégorie d'affections.

iv. Spondylodiscites

Kraft et al. ont montré qu'il était possible de repérer des lésions spondylodiscite sur des images IRM au niveau de l'espace L7-S1, alors qu'aucune anomalie n'était radiographiquement visible. Ces résultats rejoignent les conclusions d'autres études montrant que la radiographie, même complétée de l'utilisation de produits de contraste, s'était avérée peu fiable dans le diagnostic des affections rachidiennes inflammatoires. Les autres concluent cependant que l'IRM ne doit pas être envisagée comme examen de première intention, mais qu'elle peut se révéler très intéressant lorsqu'un diagnostic de certitude est entrepris avant l'installation de lésions radiographiquement visibles.

v. Embolie fibrocartillagineuse

L'embolie fibrocartillagineuse, jusqu'alors retenue comme un diagnostic d'exclusion, semble présenter des images IRM caractéristiques. L'imagerie par résonance magnétique se révèle être un atout majeur dans le diagnostic *ante-mortum* de cette affection comparée aux autres techniques classiques (scanner, myélographie), car elle permet, en plus d'exclure d'autres causes de myélopathie, d'obtenir des signaux d'intensité variable en fonction de l'atteinte ischémique du cordon médullaire, et ainsi de donner un meilleur pronostic quant à la viabilité des tissus nerveux.

vi. Malformations congénitales

Pour les malformations congénitales structurales du système nerveux et de ses annexes, l'IRM apparaît comme un outil diagnostique de choix. Cet examen montre toute son utilité surtout pour les malformations en position intracrânienne comme l'hydrocéphalie congénitale, ou encore le syndrome malformation de type Chiari / Syringomyélie, l'IRM permettant, contrairement à la tomodensitométrie, d'obtenir des images de la fosse postérieure sans artéfact.

vii. Spondylomyélopathie cervicale

La spondylomyélopathie cervicale, ou *wobbler syndrome*, est diagnostiquée en médecine humaine grâce à un examen par imagerie par résonance magnétique, alors qu'en médecine vétérinaire, la myélographie est encore décrite comme méthode de choix. A l'heure actuelle, plusieurs études ont approfondi le sujet, et il apparaîtrait que l'IRM permettrait une meilleure appréciation de la localisation, la sévérité, ainsi que la nature de la compression médullaire.

Penderis et al. ont de plus publié une technique permettant l'acquisition d'images en distraction. L'IRM permettrait donc, comme la myélographie, d'explorer les compressions statiques et dynamique rencontrées dans ce type d'affection.

III. Inconvénients et contre-indications

Bien que l'imagerie par résonance magnétique soit désormais utilisée en routine pour l'examen des affections nerveuses en médecine humaine, son utilisation en médecine vétérinaire reste encore limitée, surtout en Europe, et cantonnée quasi-exclusivement aux carnivores domestiques. Les raisons de cette utilisation limitée sont dues à des coûts d'entretien et de maintenance élevés, d'où une disponibilité et un accès réduit aux quelques appareils IRM d'utilisation vétérinaire en France. De plus, l'acquisition des images et leur interprétation ultérieure demandent un savoir-faire technique et une connaissance importante de l'imagerie médicale, diminuant encore la disponibilité d'un tel outil. Toutes ces spécificités liées à la disponibilité des appareils IRM impliquent un coût non négligeable des examens d'imagerie par résonance magnétique. Ce coût peut parfois être perçu comme un inconvénient, d'autant plus que l'IRM s'inscrit comme un outil diagnostique ; ainsi, au coût induit pour le diagnostic, il faut ajouter le montant du traitement parfois aussi important lors d'opérations importantes comme les hémilaminectomies.

L'acquisition d'images de qualité nécessite une immobilité la plus importante possible du patient, ce qui impose de sûr croît une anesthésie générale en médecine vétérinaire. Le risque anesthésique des patients pédiatriques, gériatriques ou présentant une affection nerveuse à forte répercussion sur l'état général est donc augmenté, ce qui parfois représente un frein réel à la réalisation d'un examen IRM. Ce risque peut d'autant plus être majoré que la durée d'un examen IRM est souvent longue, notamment comparée à la radiographie conventionnelle. Notons que cette durée parfois importante des examens (environ une heure pour des acquisitions classiques) induit qu'un nombre restreint d'examens peut être fait durant une journée, ce qui participe aussi à réduire la disponibilité globale d'un tel outil.

En s'appuyant sur le principe de l'aimantation des tissus aucun objet magnétique ne devrait être placé dans le champ magnétique, sous peine d'être attiré par l'aimant. Les animaux ayant subi une ostéosynthèse et possédant toujours leur montage chirurgical représentent donc une contre-indication absolue. Le risque encouru est alors que le matériel

se déplace lors de l'examen IRM. De plus, la présence de corps étrangers métalliques de petite taille proche de la région d'intérêt, comme les transpondeurs électroniques en région cervicale, peut entraîner des artefacts importants incompatibles avec une interprétation correcte des images obtenues, il s'agit d'une contre-indication relative à un examen IRM.

3^{ème} PARTIE :

MISE AU POINT DE L'ATLAS EN LIGNE DES IMAGES SCANNER ET IRM DE L'ENCEPHALE DU CHIEN

[1][33][8][11][41]

A. LE PROJET

Notre projet consistait en la création d'un atlas en ligne mettant à disposition de l'utilisateur des images tomodensitométriques et IRM légendées de l'encéphale du chien et du chat sains. Cet atlas est également constitué d'images tomodensitométriques thoraciques et abdominales du chien, études menées en parallèle par l'unité pédagogique d'Anatomie – Imagerie de l'ENVT.

Cet atlas est disponible pour tous gratuitement à cette adresse :

<http://www.anatimagerie-envt.fr>

Notre rubrique « Cérébral » est facilement accessible sur le menu de la page d'accueil : Atlas < Cérébral < Chien (ou Chat)

B. REALISATION DE L'ATLAS

L'encéphale d'un chien Beagle jeune adulte à été acquis sur scanner 16 coupes (Toshiba, Activion, Bordeaux, France) avec une acquisition tous les trois millimètres. Trente coupes transversales pertinentes ont été sélectionnées pour chaque fenêtrage (tissu mou et tissu osseux) à l'aide du logiciel OsirixND pour la réalisation de ce site web. Après exportation sous forme de fichier JPEG, les images ont été mises en page et les structures anatomiques ont été identifiées et légendées précisément grâce à la confrontation de nombreux ouvrages anatomiques. Ces travaux ont été réalisés grâce au logiciel Microsoft Office PowerPoint.

Les images IRM ont été obtenues à l'aide d'une IRM 1,5 Tesla corps entier (General Electric, CHU Bellepierre, La Réunion, France). De la même façon, dix-sept coupes transversales pour chaque pondération (T1 et T2) ont été judicieusement choisies pour illustrer au mieux l'anatomie cérébrale du chien sain.

Pour chaque technique d'imagerie et pour chaque mode (c'est à dire Fenêtre Tissu mou / os pour le scanner et Pondération T1 / T2 pour l'IRM), une coupe sagittale de l'encéphale de chien a été légendée dans les trois langues.

Afin de faciliter la lecture à nos utilisateurs et de rendre notre travail accessible à un plus grand nombre, chaque légende a été traduite en anglais et en latin. Toutes les légendes latines sont conformes aux *Nomina Anatomica Veterinaria*.

Enfin, le site web a été réalisé par un professionnel à l'aide du logiciel WordPress.

C. PRESENTATION

L'accès et la navigation sur notre site sont simples et intuitifs. Après avoir sélectionné le menu « Atlas » dans la barre de navigation, l'onglet « Cérébral » puis « Chien » permettront d'accéder à notre travail.

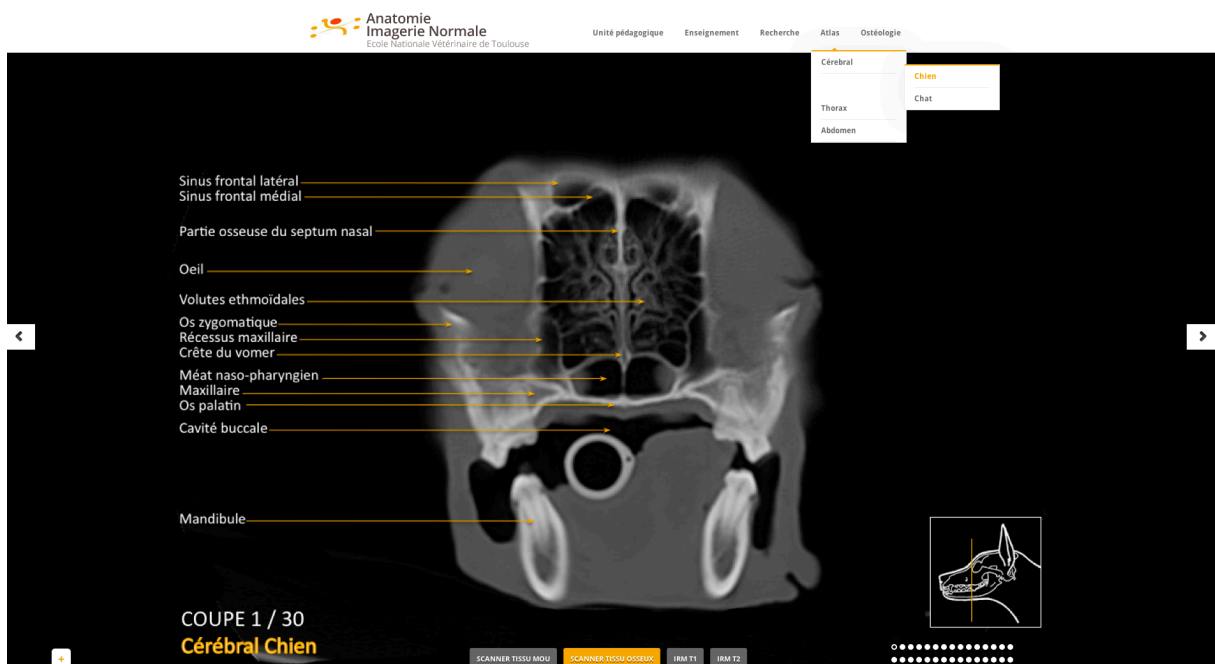


Figure 13. Navigation et sélection d'onglet sur le site internet

Apparaît alors la première coupe tomодensitométrique en fenêtre tissu mou. La localisation de chaque image apparaît dans l'angle inférieur droit sur un schéma de tête osseuse de chien avec des curseurs en ronds pleins grâce auxquels l'utilisateur peut accéder directement à la coupe de son choix sans balayer la totalité des images. Dans l'angle inférieur gauche figure le numéro de la coupe ainsi que la fenêtre sélectionnée.

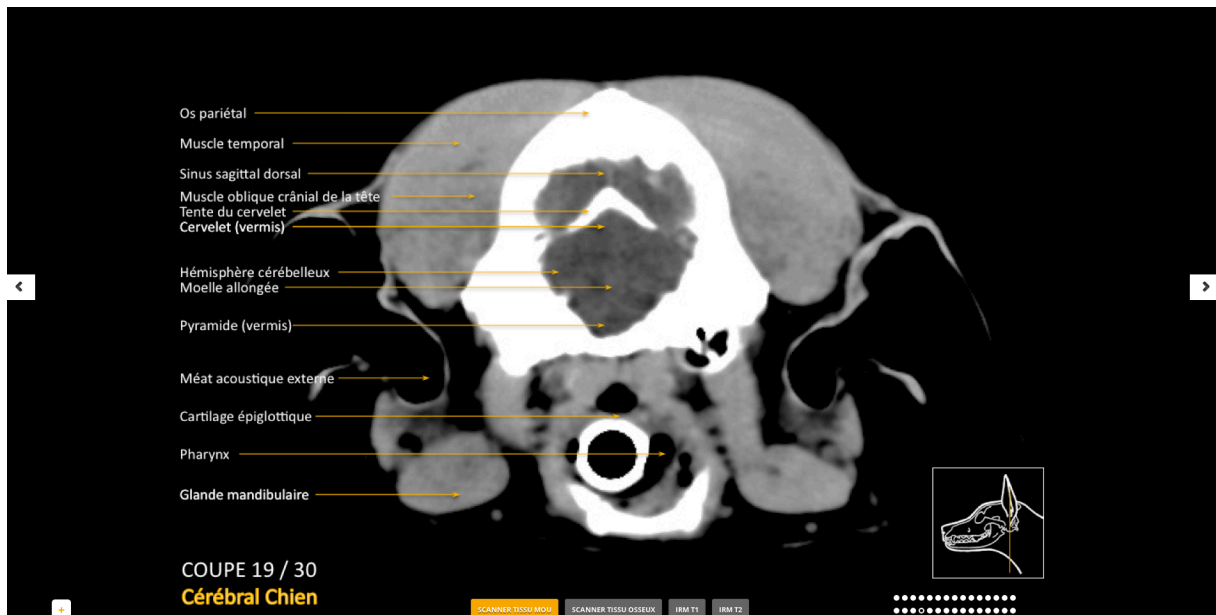


Figure 14. Coupe transversale tomодensitométrique de l'encéphale canin en fenêtrage tissu mou

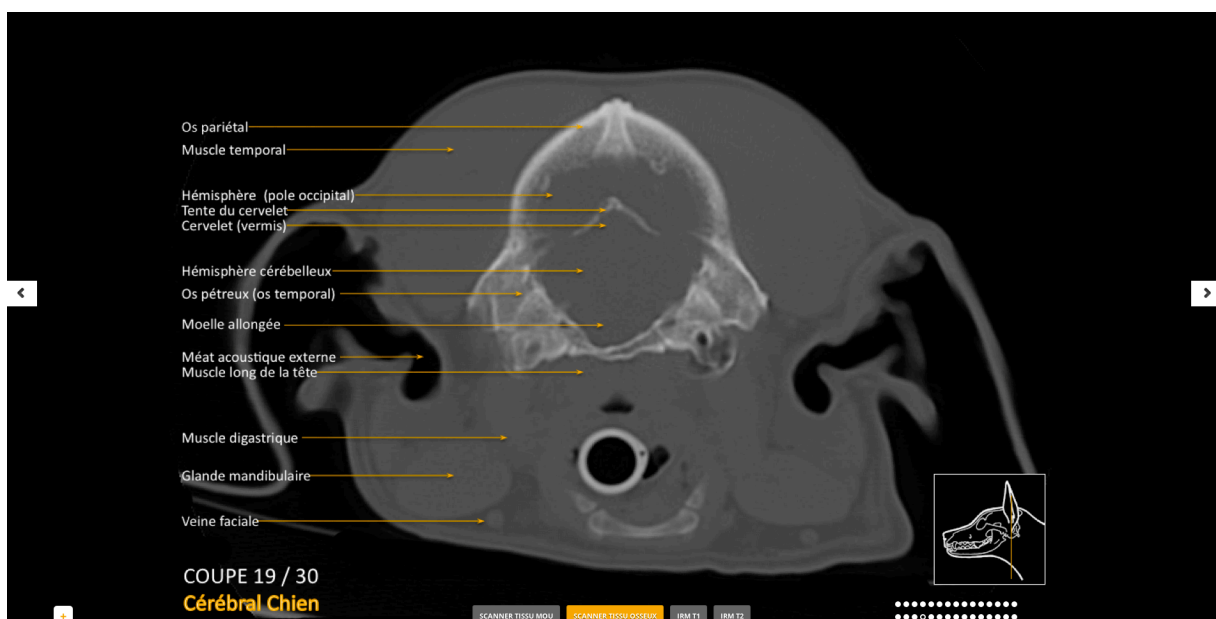


Figure 15. Coupe transversale tomодensitométrique de l'encéphale canin en fenêtrage tissu osseux

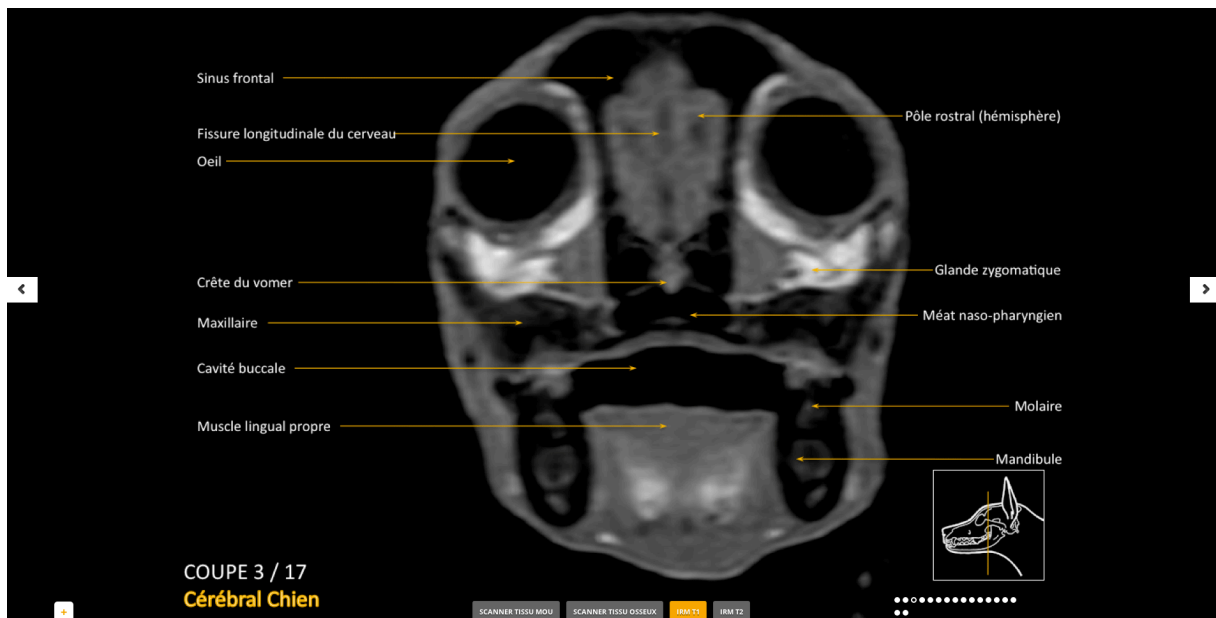


Figure 16. Coupe transversale par résonance magnétique de l'encéphale canin en pondération T1

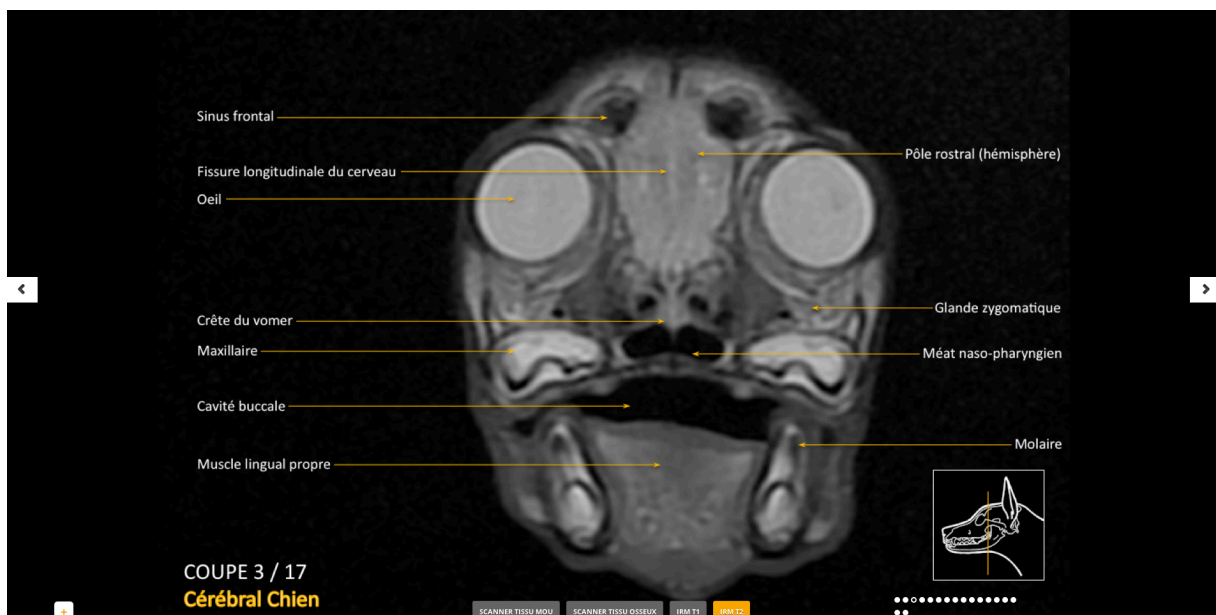
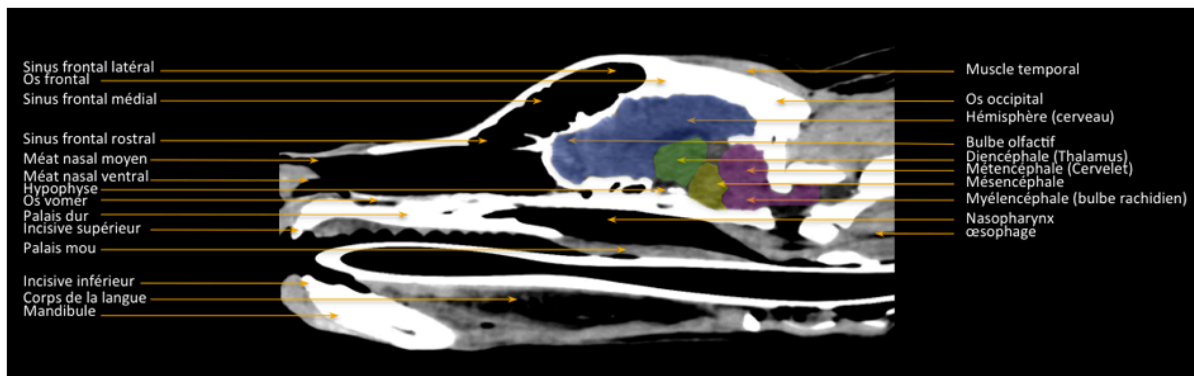


Figure 17. Coupe transversale par résonance magnétique de l'encéphale canin en pondération T2

Pour lire une image plus caudale ou plus rostrale, il suffit de cliquer sur les flèches à droite ou à gauche des images.

Sous chaque image, un menu déroulant permet de sélectionner une technique d'imagerie et son mode. L'utilisateur peut ainsi accéder aux images tomodensitométriques (fenêtres tissu mou et tissu osseux) et aux images obtenues par résonance magnétique (pondérations T1 et T2) de l'encéphale du chien sain.

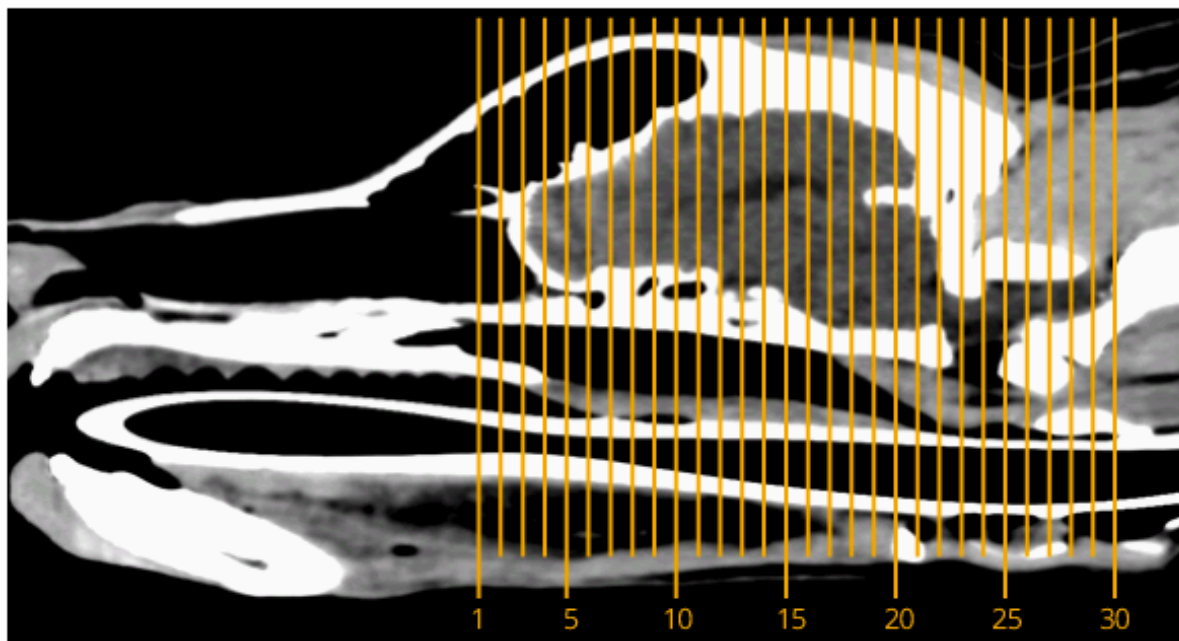
Une coupe médiane reconstruite à partir des coupes transversales est accessible via le menu « + » situé en bas à gauche des images. Les différentes parties constituant le cerveau sont légendées et coloriées pour faciliter leur identification.



COUPE MÉDIANE RECONSTRUITE À PARTIR DES COUPES TRANSVERSALES

Figure 18. Coupe médiane tomodensitométrique en fenêtrage tissu mou

Une seconde coupe médiane présente les localisations des coupes transversales de notre travail de manière plus précise que les schémas.



PLAN DES COUPES TRANSVERSALES

Figure 19. Coupe médiane tomodensitométrique en fenêtrage tissu mou avec localisations des coupes transversales

Enfin dans ce menu « + », l'utilisateur trouvera des informations relatives à l'examen tomodensitométrique ou par résonance magnétique, par exemple l'explication de l'échelle de Hounsfield pour le scanner ou l'intérêt de chaque mode pour l'examen cérébral du chien.

D. INTERETS ET LIMITES

L'objectif de notre travail est d'apporter un support objectif aux vétérinaires praticiens qui réalisent des images tomodensitométriques ou IRM et qui souhaitent les comparer à des images de référence sur animaux sains. De plus, cet outil pourra représenter une aide précieuse aux étudiants vétérinaires dans l'étude anatomique du cerveau des carnivores domestiques, organe dont l'accessibilité reste limitée. Il permettra d'établir une première relation entre la neuro-anatomie et les signes cliniques du patient.

Cependant, cette base de données constituée à partir d'un seul individu est à considérer comme un exemple puisque les images sont susceptibles de varier selon la race et l'âge du chien. Idéale pour une première analyse, elle ne remplacera pas l'expérience et le recul d'un vétérinaire spécialisé en imagerie vétérinaire.

CONCLUSION

Comme présenté précédemment, la tomodensitométrie ainsi que l'IRM représentent aujourd'hui des examens complémentaires accessibles en médecine vétérinaire. Ils représentent les techniques d'imagerie idéales dans l'approche de l'exploration du système nerveux central. Le scanner en première intention permet de concilier performance, coût raisonnable, risque anesthésique modéré. Il reste l'examen complémentaire idéal qui répond à l'immense majorité des situations cliniques courantes pour l'exploration de l'encéphale. L'IRM en seconde intention sera envisagée sur des cas litigieux.

Ces deux techniques nécessitent de solides bases en anatomie afin d'optimiser la lecture des images acquises. C'est pourquoi cet atlas peut devenir un outil non négligeable au perfectionnement des vétérinaires souhaitant comprendre ou même diagnostiquer les pathologies touchant l'encéphale des carnivores domestiques.

BIBLIOGRAPHIE

1. - BÉGON D.: Les indispensables de l'animal de compagnie : Atlas d'anatomie tomodensitométrique du chien. 1991.
2. - BOUDONNAT C.: L'imagerie par résonance magnétique de la tête du chien et du chat : synthèse bibliographique des applications actuelles en médecine vétérinaire [Internet]. École vétérinaire de Maisons-Alfort, 2002.
3. - CAUZINILLE J.: L'imagerie par résonance magnétique (IRM) en neurologie vétérinaire. *Point Vet*, 1996, **28**, 1671–1674.
4. - CLÉMENT O.: IRM pratique : quel produit de contraste utiliser ? 1996, 15–22.
5. - DENNIS R.: Magnetic resonance imaging and its applications in small animals. *In Pract.*, 1998, **20**, 117–124.
6. - DENNIS R.: Advanced imaging: indications for CT and MRI in veterinary patients. *In Pract.*, 2003, **25**, 243–254.
7. - DEVAUX T., DRUESNE J., LANGEVIN F.: Choix d'une radiologie conventionnelle numérisée. *RBM-News*, 1996, **18**, 32–35.
8. - DONE S.: Color atlas of veterinary anatomy, Volume 3. Mosby-Wolfe., London, 1996.
9. - DOYON D.: Scanner à rayons X: tomodensitométrie. 402 pages, Masson, 2000.
10. - DOYON D.: IRM, imagerie par résonance magnétique. 768 pages, Masson, Issy-les-Moulineaux, 2004.
11. - ĐURAS GOMERČIĆ M., MIHALJEVIĆ M.: CT- und MRT-Atlas: Transversalanatomie des Hundes ; 12 Tabellen. Parey, Stuttgart, 2009.
12. - FAGES C.: Examen tomodensitométrique du coude chez le chien: étude de 164 cas. 186 pages, 2007.

13. - FANUEL, B., D. BARRET, J.C. LENIHOUANNEN: Scanner: réalités et perspectives. In: *Prat Méd Chir Anim Comp.* 1987, 237–246.
14. - FREEMAN A.C., PLATT S.R., KENT M., HOWERTH E., HOLMES S.P.: Magnetic resonance imaging enhancement of intervertebral disc disease in 30 dogs following chemical fat saturation. *J. Small Anim. Pract.*, 2012, **53**, 120–125.
15. - GAVIN P.R., BAGLEY R.S.: *Practical small animal MRI.* 326 pages, Wiley-Blackwell, Ames, Iowa, 2009.
16. - GRANGER N.: Les indications de l'IRM en neurologie. *Point Vétérinaire*, 2005,
17. - HATHCOCK J.T., STICKLE R.L.: Principles and concepts of computed tomography. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1993, **23**, 399–415.
18. - HUDSON L.C., CAUZINILLE L., KORNEGAY J.N., TOMPKINS M.B.: Magnetic resonance imaging of the normal feline brain. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 1995, **36**, 267–275.
19. - JACQUET F.: Le scanner est plus polyvalent et moins onéreux que la résonance magnétique. *Sem. Vétérinaire*, 2009, 22.
20. - JAZAERLI N.: *Guide pratique d'anatomie en I.R.M.* 132 pages, Ed. Vigot, Paris, 1994.
21. - KERAVEL O.: CT scan for brain and spine imaging in dogs and cats [Internet]. *Bull Acad Vét Fr.*, 2007,
22. - KERAVEL O., CANIVET S.: *Guide pratique du scanner en médecine et chirurgie vétérinaire canine et féline.* Éd. Med'com, Paris, 2011.
23. - DE KERVILER E.: IRM pratique. *Journées Françaises Radiol.*, 2002,
24. - KRAFT S.L., MUSSMAN J.M., SMITH T., BILLER D.S., HOSKINSON J.J.: Magnetic resonance imaging of presumptive lumbosacral discospondylitis in a dog. *Vet. Radiol. Ultrasound Off. J. Am. Coll. Vet. Radiol. Int. Vet. Radiol. Assoc.*, 1998, **39**, 9–13.
25. - LACROIX D.: *Encéphale du Chien : réalisation de coupes IRM chez l'animal sain : contribution à la réalisation d'un atlas de référence.* 2008.

26. - LEMAY M.: CT changes in dementing diseases: a review. *AJR Am. J. Roentgenol.*, 1986, **147**, 963–975.
27. - LEVITSKI R.E., LIPSITZ D., CHAUVET A.E.: Magnetic resonance imaging of the cervical spine in 27 dogs. *Vet. Radiol. Ultrasound Off. J. Am. Coll. Vet. Radiol. Int. Vet. Radiol. Assoc.*, 1999, **40**, 332–341.
28. - LISBONA A.: Le scanner, principes, technologies, applications. 2002,
29. - MOGICATO G., CONCHOU F., RAHARISON F., SAUTET J.: Normal canine brain: comparison between magnetic resonance imaging and cross-sectional anatomy. *Rev Med Vet-Toulouse*, 2011, **162**, 400–405.
30. - NAHUM H., BELLIN M.-F.: *Traité d'Imagerie médicale. Médecine-sciences Flammarion*, Paris, 2004.
31. - OHLERTH S., SCHARF G.: Computed tomography in small animals--basic principles and state of the art applications. *Vet. J. Lond. Engl.* 1997, 2007, **173**, 254–271.
32. - PENDERIS J., DENNIS R.: Use of traction during magnetic resonance imaging of caudal cervical spondylomyelopathy (« wobbler syndrome ») in the dog. *Vet. Radiol. Ultrasound Off. J. Am. Coll. Vet. Radiol. Int. Vet. Radiol. Assoc.*, 2004, **45**, 216–219.
33. - RUBERTE J., SAUTET J.: *Atlas d'anatomie du chien et du chat. Tome 1*, 1995, **1**, 3.
34. - RUEL Y.: Intérêts du scanner et de l'IRM. *Point Vétérinaire*, 2004,
35. - TRAN-DAC É.: *Atlas tomodensitométrique avec injection de produit de contraste du grasset du chien : application à la rupture du ligament croisé crânial et comparaison aux autres techniques d'imagerie*. 2010,
36. - TUCKER R.L., GAVIN P.R.: Brain imaging. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1996, **26**, 735–758.
37. - <http://giacri.free.fr/glossaire.htm>.
38. - <http://www.laradioactivite.com>.

39. - <http://www.wikipedia.org>.

40. - <http://www.dossier-irm.fr/>.

41. - <http://fr.wordpress.com/>.

Toulouse, 2013

NOM : LAVAUD PRENOM : Arnold

TITRE : MISE AU POINT D'UN ATLAS TOMODENSITOMETRIQUE ET IRM DE L'ENCEPHALE DU CHIEN

RESUME : Aujourd'hui le scanner et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) sont les techniques d'imagerie les plus répandues pour l'examen du système nerveux central (SNC) chez les carnivores domestiques. Des études antérieures et de nombreux livres décrivant le scanner et l'IRM de l'encéphale canin ont été signalés. Cependant, à notre connaissance, il n'existe pas d'outil interactif fournissant des images pertinentes de scanner et IRM d'encéphale canin avec des légendes détaillées des structures anatomiques visibles. Nous proposons de fournir un atlas d'anatomie clinique du cerveau canin utilisant les fenêtres tissu osseux et tissus mous du scanner et les relaxations T1 et T2 de l'IRM, dans un site Web. Les images d'encéphale de chien sain ont été obtenues à l'aide d'un scanner 16 barettes (Toshiba, Activion, Bordeaux, France) et une IRM corps entier 1,5 Tesla (General Electric, CHU Bellepierre, La Réunion, France). Trente coupes pertinentes tomodynamométriques et dix-sept coupes IRM ont été sélectionnées dans le plan transversal, grâce à de très fines sections. Les structures anatomiques ont été identifiées et légendées avec précision en utilisant des ouvrages d'anatomie et des études déjà publiées. L'atlas est disponible en deux langues (français et anglais) et contient également un glossaire de nomenclature latine. L'atlas en ligne se compose de pages web organisées de manière dichotomiques. Depuis la barre de navigation, nous pouvons voyager à travers les différents menus déroulants. En sélectionnant, la technique d'imagerie désirée puis son mode, l'utilisateur pourra explorer à sa guise la totalité de l'encéphale canin. Grâce à ses nombreuses images, ce site pourra aider, d'une manière interactive, les étudiants et les cliniciens à mieux comprendre l'imagerie du cerveau canin et de relier cette neuro-anatomie aux signes cliniques.

MOTS-CLES : CHIEN, TOMODENSITOMETRIE, IRM, ENCEPHALE, WEB

TITLE : DEVELOPMENT OF AN ONLINE COMPUTED TOMOGRAPHY AND MRI ATLAS OF NORMAL DOG BRAIN

ABSTRACT : Nowadays Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) are the most widespread imaging technique for investigating the central nervous system (CNS) in dogs and cats. Previous studies and many books describing CT scans and MRI of normal canine brain have been reported. However, to our knowledge, there is not an interactive tool which shows pertinent CT and MRI sections of the canine brain with detailed labels of visible anatomic structures. We propose to provide a clinical anatomy atlas of the canine brain using the bone tissue and soft-tissue modes of CT and T1 and T2 relaxations MRI in a website. The brain of healthy dog were imaged using a 16-slices CT-scan (Toshiba, Activion, Bordeaux, France) and a 1.5 T MRI (General Electric, CHU Bellepierre, La Réunion, France). Thirty relevant CT sections and seventeen MRI sections were selected in transverse plane, from very thin slices. Anatomic structures were identified and labelled precisely using anatomic texts and previously published studies. The atlas is available in two languages (English and French) and also includes a glossary of Latin nomenclature. The online atlas consists of dichotomously organised web pages. From the navigation barr, we can travel through different drop-down menus (DDM). By selecting the desired imaging technique and its mode, the user can explore the entire canine brain. Because of the numerous images, this website will assist, in an interactive way, students and clinicians to better understand imaging techniques of canine brain and to relate this neuro-anatomy to clinical signs.

KEY WORDS : DOG, COMPUTED TOMOGRAPHY, MRI, BRAIN, WEB