



Open Archive Toulouse Archive Ouverte

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

This is an author's version published in: <http://oatao.univ-toulouse.fr/19663>

To cite this version:

Liehr, Flavie. *Tomodensitométrie par rayons x de la brebis : mise en place et analyses de coupes transversales acquises chez l'animal sain*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse – ENVT, 2017, 71 p.

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

TOMODENSITOMETRIE PAR RAYONS X DE LA BREBIS : MISE EN PLACE ET ANALYSES DE COUPES TRANSVERSALES ACQUISES CHEZ L'ANIMAL SAIN

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

par

LIEHR, Flavie

Née, le 08/04/1991 à PERPIGNAN (66)

Directeur de thèse : M. Giovanni MOGICATO

JURY

PRESIDENT :
Mme Isabelle BERRY

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESSEURS :
M. Giovanni MOGICATO
M. Renaud MAILLARD

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

MEMBRE INVITE :
M. Hervé CASSARD

Docteur Vétérinaire

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

Directrice : **Madame Isabelle CHMITELIN**

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

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

PROFESSEURS 1° CLASSE

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

PROFESSEURS 2° CLASSE

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

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

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

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

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

MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)

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

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

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

Remerciements

A ma présidente de thèse,

Madame le Professeur Isabelle BERRY

Professeur des Universités
Université de Paul-Sabatier de Toulouse
Praticien hospitalier
Biophysique

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

Hommages respectueux

A mon jury de thèse,

Monsieur le Docteur Giovanni MOGICATO

Maître de Conférences de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Anatomie-Imagerie médicale

Pour avoir consenti à superviser ce travail, pour sa gentillesse, sa disponibilité.

Remerciements sincères

Monsieur le Professeur Renaud MAILLARD

Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Pathologie des ruminants

Pour son engouement pour l'imagerie des ruminants

Qui a accepté de participer à notre jury de thèse

Remerciements chaleureux

Thèse réalisée en collaboration avec **Hervé CASSARD**

Remerciements chaleureux

TABLE DES MATIERES :

REMERCIEMENTS	5
LISTES DES FIGURES ET TABLEAUX.....	10
LISTE DES ABREVIATIONS ET DES UNITES.....	11
INTRODUCTION.....	11

PREMIERE PARTIE : Principe physique et utilisation de la tomodensitométrie.

1 PRINCIPES DE BASE DE LA TOMODENSITOMETRIE	16
1.1 INTRODUCTION.....	16
1.2 LES BASES PHYSIQUES	16
1.2.1 Définition des rayons X.....	16
1.2.2 Formation des rayons X.....	18
1.3 INTERACTIONS DES RAYONS AVEC LA MATIERE : EFFET PHOTOELECTRIQUE, EFFET COMPTON (4) (5).....	20
1.3.1 Effet photoélectrique.....	20
1.3.2 Effet Compton	21
2 FONCTIONNEMENT DU SCANNER	23
2.1 FORMATION DE L'IMAGE SCANNER	23
2.1.1 Acquisition des images brutes.....	23
2.1.2 Traitement des données reçues (1).....	24
2.1.3 Affichage de l'image traitée.....	26
2.2 LES PROGRES TECHNIQUES (10).....	28
2.3 L'APPAREIL ET SES REGLAGES	29
2.4 DEROULEMENT D'UN EXAMEN TOMODENSITOMETRIQUE	31
3 QUALITE DE L'IMAGE ET ARTEFACTS POSSIBLES	31
3.1 QUALITE DE L'IMAGE (13), (14).....	28
3.2 L'UTILISATION DE PRODUITS DE CONTRASTE	32
3.3 LES ARTEFACTS	33
4 AVANTAGES ET INCONVENIENTS DU SCANNER EN COMPARAISON AUX AUTRES TECHNIQUES D'IMAGERIE MEDICALE (6) (16) (17)	34

5	DANGER ET RADIOPROTECTION.....	36
----------	---------------------------------------	-----------

DEUXIEME PARTIE : Examen tomодensitométrique d'une brebis, acquisition et traitement des images.

1	PREPARATION DU PATIENT A L'ANESTHESIE GENERALE.....	40
1.1	PREREQUIS SUR L'ANESTHESIE GENERALE DES PETITS RUMINANTS	40
1.2	LES BILANS PRE-ANESTHESIQUES	40
1.3	LA DIET PRE-ANESTHESIQUE	41
1.4	LES DIFFERENTES VOIES D'ADMINISTRATION.....	41
2	L'ANESTHESIE FIXE CHEZ LES PETITS RUMINANTS.....	42
2.1	LE PROTOCOLE DIAZEPAM-KETAMINE.....	42
2.2	LE PROTOCOLE TRIPLE DRIP	43
2.3	AUTRES PROTOCOLES.....	43
2.4	LES PARAMETRES A SUIVRE LORS DE L'ANESTHESIE.....	44
3	DEROULEMENT DE L'EXAMEN SCANNER DE L'ETUDE.....	45
3.1	PREPARATION DE NOTRE BREBIS	45
3.2	PROTOCOLE ANESTHESIQUE UTILISE	46
3.3	MONITORING DE L'ANESTHESIE	47
3.4	LE REVEIL APRES ACQUISITION DES IMAGES	48
4	LEGENDES DES IMAGES ET ELABORATION DE L'ATLAS.....	48
4.1	MODELE DU SCANNER UTILISE ET ACQUISITION DES COUPES TRANSVERSALES	48
4.2	LE LOGICIEL HOROS.....	49
4.3	MISE EN PAGE ET LEGENDES SUR POWER-POINT DE L'ATLAS.....	52

TROISIEME PARTIE : Intérêts du scanner des petits ruminants.

1	INTERET DANS L'ENSEIGNEMENT	56
1.1	MODELISATION POUR L'APPRENTISSAGE.....	56

1.2	ATLAS NUMERIQUE EN LIGNE	57
2	INTERET D'UN ATLAS SCANNER DANS LA RECHERCHE	60
2.1	UN SUIVI DE POPULATION	60
2.2	LE MODELE OVIN : GRAND MAMMIFERE	61
2.3	ETUDE GENETIQUE.....	61
3	UTILISATION DU SCANNER POUR ETABLIR UN DIAGNOSTIC OU BILAN D'EXTENSION CHEZ LES ANIMAUX DE PRODUCTION	63
3.1	THERAPEUTIQUE PLUS PRECISE.....	63
3.2	INTERET DIAGNOSTIC CHEZ LES ANIMAUX DE PRODUCTION.....	64
	CONCLUSION	66
	ANNEXES	67
	BIBLIOGRAPHIE.....	73

Listes des figures et tableaux :

Figure 1 : Onde électromagnétique (2).	17
Figure 2 : Spectre des longueurs d'ondes (2).	18
Figure 3 : Schéma personnel d'un tube radiogène.	19
Figure 4 : Schéma personnel illustrant l'effet photoélectrique.	21
Figure 5 : Schéma personnel illustrant l'effet Compton.	22
Figure 6 : Bilan personnel des rayons X traversant la matière.	22
Figure 7 : Image légendée de la partie scanner.	23
Figure 8 : Schéma personnel de fonctionnement d'un scanner hélicoïdale multi coupe.	24
Figure 9 : Schéma de la reconstruction d'une image scanner sur ordinateur.	25
Figure 10 : Echelle de Hounsfield, en ordonnée Unités Hounsfield (UH) et en abscisse différentes matières (7).	27
Figure 11: (a) CT d'une tête de brebis au niveau des sinus frontaux en fenêtrage os, (b) CT d'une tête de brebis au niveau des sinus en fenêtrage tissus mous. Images issues de notre étude.	28
Figure 12 : CT de scanner d'encéphale datant de 1972 et 2007 (10).	29
Figure 13 : a) Artefact dû à un objet métallique sur CT de scanner d'une tête d'homme avec prothèse dentaire ; b) flou cinétique des battements cardiaques sur une CT de scanner d'un thorax d'homme.	33
Figure 14: CT de scanner illustrant un artefact de durcissement du faisceau (14).	34
Figure 15 : a) et b) Photographies personnelles de l'acquisition d'images scanner d'une brebis à l'ENVT après induction.	46
Figure 16 : Capture d'écran de la fenêtre 3 vues en mode MPR, sur le logiciel Horos, avec nos images DICOM de brebis, en fenêtrage tissus mous.	50
Figure 17 : Représentation 3D d'une tête et d'un crâne de la brebis sur Horos.	50
Figure 18 : Représentation 3D du squelette de la brebis sur Horos.	51
Figure 19 : Image Horos, issue de notre étude, coupe sagittale d'une brebis en fenêtrage os.	51
Figure 20 : Image Horos de notre étude, coupe sagittale en fenêtrage tissus mous.	52
Figure 21 : CT de scanner légendée de notre brebis d'étude, centrée sur les volutes de l'éthmoïde en fenêtrage os.	53
Figure 22 : CT de scanner légendée de notre brebis d'étude, centrée sur le début de l'encéphale en fenêtrage tissus mous.	53

Figure 23 : Captures d'écran via Horos de la représentation 3D du squelette et crâne de notre brebis d'étude .	56
Figure 24 : CT scanner de brebis : image de gauche visualisation du feuillet, de la caillette, du sac dorsal du rumen, et du sac ventral du rumen. Image de droite : visualisation du rumen et ses deux sacs et du réseau et de la caillette.	57
Figure 25: Page d'accueil du site internet des atlas scanner de l'équipe d'imagerie de l'ENVT, choisir l'espèce souhaitée dans le menu déroulant « Atlas » (cercle).	58
Figure 26 : CT de scanner de l'atlas d'une tête de brebis en fenêtrage os.	59
Figure 27 : CT de scanner de l'atlas au niveau de la 4eme vertèbre thoracique d'une brebis en fenêtrage tissus mous.	59
Figure 28 : Coupe sagittale d'un thorax de veau.(A) à l'âge de 1 jour, le cœur est étendu de T3 à T8 et son axe est plus étalé en caudal ; (B) à 105 jours le cœur est étendu de T2 à T7 et son axe est plus verticale (1: aorte, 2: ventricule gauche, 3:ventricule droit, 4: tronc brachiocéphalique, 5: œsophage).	60
Figure 29 : CT d'un scanner de mouton au niveau de l'ischium, mesures prises et calculées par un logiciel pour comparer la teneur en muscle avec les index EBVs afin de classer l'animal par rapport aux autres. Image extraite d'une note d'information « The Signet guide to breeding for gigot muscularity » par Signet Breeding Service.	62
Figure 30 : CT de scanner, respectivement au niveau de l'ischium, de L5 et T8, d'une brebis issu d'un rapport « the signet guide to CT » de Signet Breeding Services.	63
Figure 31 : CT d'image scanner de lésions d'actinomyose de la mandibule gauche (a-b filtre tissu, c-d filtre os) (43).	65
Figure 32 : CT (a, b), coupe sagittale (c, d) images scanner d'un abcès intracrânien d'un veau. (a, b) sans produit de contraste : rien de significatif, (b, d) avec produit de contraste un abcès en zone ventral du cervelet (44).	65
Tableau 1 : Comparaison des avantages et des inconvénients entre les différentes techniques d'imagerie à disposition sur le marché vétérinaire.	35
Tableau 2 : Monitoring de différents paramètres au cours de notre anesthésie. Certains paramètres ne sont pas relevés car l'accès à l'animal était impossible. (FC : fréquence cardiaque, TRC : temps de remplissage capillaire, FR : fréquence respiratoire, NC : non communiqué, bpm : battements par minute, mpm : mouvements par minute).	47

Liste des abréviations et des unités :

2D : deux dimensions (x, y)

3D : trois dimensions (x, y, z)

bpm : battement par minute

CT : coupe transversale

DMV : doctorat de médecine vétérinaire

EBVs : estimated breeding values

ENVT : école vétérinaire nationale de Toulouse

eV : électron volt

FC : fréquence cardiaque

FR : fréquence respiratoire

IM : intramusculaire

IRM : imagerie résonnance magnétique

IV : intraveineuse

mpm : mouvement par minute

mSv : milli-sievert

NC : non communiqué

ND : nom déposé

PhD : doctorat

SC : sous-cutanée

UH : unité d'Hounsfield

Introduction :

L'imagerie médicale est un domaine qui est en perpétuel progrès. En effet, nous sommes en constante recherche de technologies plus précises, plus performantes. L'imagerie médicale ne fait pas exception. De l'ancienne radiographie qui se développait dans les bains révélateurs, nous sommes passés aux radiographies numériques, puis à de nouvelles techniques plus modernes comme le scanner, l'IRM ou la scintigraphie. Le scanner est devenu un examen complémentaire incontournable en médecine humaine.

Ces nouveaux outils d'imagerie ont grandement profité au milieu vétérinaire. Bien que l'installation de scanner en clinique vétérinaire reste modeste comparée à l'utilisation en médecine humaine, leur nombre est de plus en plus croissant. L'échographie et la radiographie restent effectivement l'imagerie la plus populaire en médecine vétérinaire, mais nous comptons désormais une vingtaine de scanners pour animaux en 2017. C'est un chiffre grandissant d'année en année car chaque département s'en équipe petit à petit. A savoir que le tout premier scanner hélicoïdale en France pour animaux de compagnie avait été installé par Olivier Keravel en 2000, à Paris.

Certes, c'est un examen complémentaire plus couteux que la radiographie mais sa popularité est grandissante grâce à ses nombreux avantages. Il est surtout proposé à des animaux de compagnie tels que les chiens et chats, mais également à des équidés dans certaines cliniques équipées. D'autres animaux, comme petits ruminants ou nouveaux animaux de compagnie peuvent aussi en profiter.

Cependant, l'enseignement de cette pratique et de la lecture de ces images souffre encore de son récent intérêt. Les vétérinaires capables d'interpréter correctement ces images restent limités, d'autant plus si l'utilisation du scanner est multi-espèces. Devant le succès fleurissant du scanner, il serait intéressant de rendre accessible l'interprétation et la compréhension des images scanner de différentes espèces à un grand nombre de praticiens ainsi qu'aux étudiants des écoles vétérinaires. La création d'atlas d'images scanner d'animaux sains, ne serait-il pas un début à cet apprentissage ? Le travail qui suit permet de mettre en lumière la mise en place et l'analyse de coupes transversales de scanner d'une brebis saine.

Ainsi dans une première partie, des rappels sur les principes de la tomodensitométrie seront abordés. Puis, dans une seconde partie, l'acquisition et l'interprétation des images seront détaillées. Enfin, la troisième partie illustrera l'intérêt du scanner en médecine vétérinaire avec le patient particulier qu'est le petit ruminant.

PREMIERE PARTIE :

Principe physique de la **tomodensitométrie**

1 Principes de base de la tomographie

1.1 Introduction

Inventé en 1972, par un ingénieur anglais nommé Godfrey N. Hounsfield, le premier scanner n'est que très récent par rapport à la radiographie inventée en 1895. Cependant, la tomographie scanner est basée sur le même principe physique des rayons X de la radiographie. Ce principe est défini par une différence d'atténuation, d'absorption des rayons suivant la matière qu'ils traversent (1). Le scanner permet la création d'images transversales du corps et des organes sous forme de coupes. La formation de l'image permet d'aboutir à une reconstruction en trois dimensions des différents tissus étudiés. Cette acquisition sera expliquée par la suite car elle nécessite plusieurs étapes.

1.2 Les bases physiques

1.2.1 Définition des rayons X

Un rayon X est un rayonnement électromagnétique. Nous parlons aussi d'énergie émise et propagée sous forme d'ondes. Il existe différentes longueurs d'ondes, nous pouvons alors classer les types de rayonnements suivant leur longueur d'onde : la lumière visible, l'infrarouge, l'ultra-violet, les rayons gamma.

Une onde électromagnétique est due à un champ électrique et un champ magnétique perpendiculaires oscillants en phase (Figure 1). Elle se propage dans le vide à la vitesse de la lumière ($c = 299792458$ m/s). Dans le cas d'une onde sinusoïdale ou monochromatique, elle a une fréquence ν définie et une période $T = 1/\nu$. La longueur d'onde λ est la distance parcourue par l'onde en une période, soit $\lambda = c T = c/\nu$.

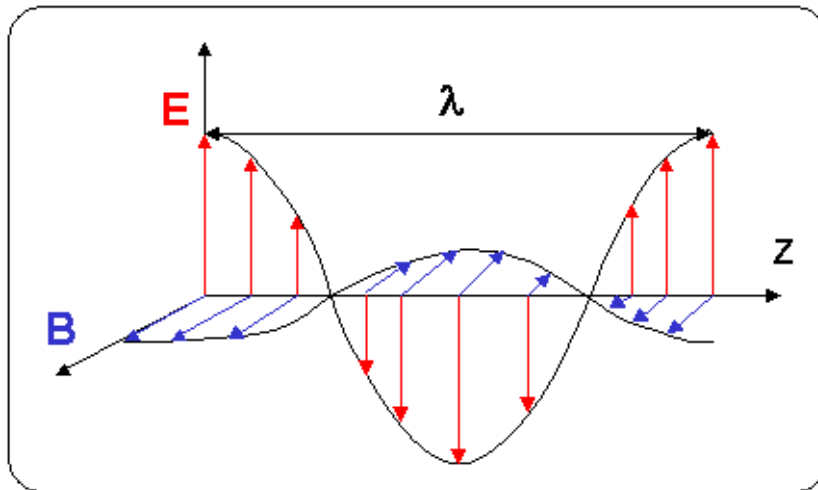


Figure 1: Onde électromagnétique (2).

Une onde électromagnétique réelle est généralement constituée d'une superposition d'ondes de fréquences différentes. La répartition quantitative de la puissance propagée selon la fréquence est appelée le « spectre » de l'onde.

Le modèle corpusculaire du rayonnement électromagnétique est mieux adapté aux rayonnements de hautes fréquences : on considère qu'un faisceau est constitué de photons, des particules sans masse qui se déplacent à la vitesse de la lumière. Chaque photon transporte une quantité d'énergie E proportionnelle à la fréquence de l'onde selon la formule suivante :

$$E = h \cdot \nu = h \cdot \frac{c}{\lambda}$$

où :

- E est l'énergie en Joule
- h est la constante de Planck et vaut $\approx 6,626\ 070\ 040 \times 10^{-34}$ J.s
- ν est la fréquence de l'onde en Hertz et dépend de la célérité de la lumière dans le vide $c \approx 3,00 \cdot 10^8$ m/s et de λ la longueur d'onde en mètre

Les ondes électromagnétiques sont classées et nommées en fonction de leur domaine de fréquence (Figure 2). Bien que de même nature, les ondes d'un domaine de fréquence à l'autre correspondent à des mécanismes d'émission différents et exigent des techniques différentes de détection.

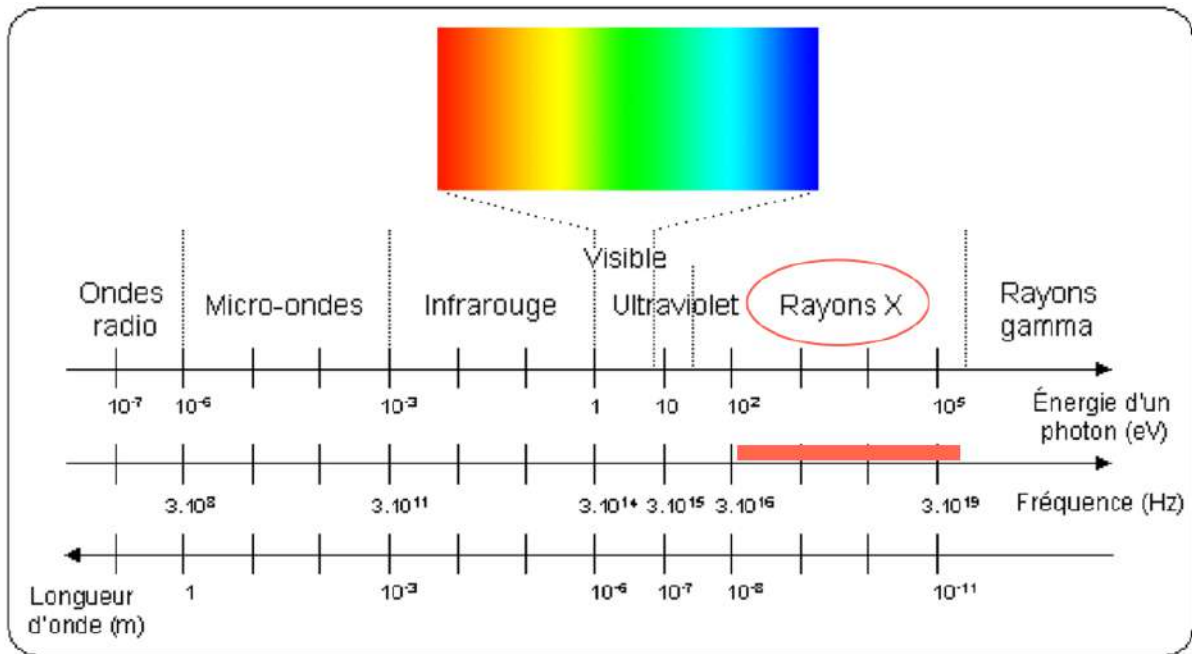


Figure 2 : Spectre des longueurs d'ondes (2).

Nous appelons rayons X, les ondes électromagnétiques dont les fréquences sont comprises entre 10^{16} Hz et 10^{20} Hz. Le domaine des rayons X se situe entre l'ultra-violet et les rayons gamma. Les longueurs d'onde sont de l'ordre de 10^{-8} à 10^{-20} m, et les énergies des photons X sont comprises entre 40 et 4×10^5 eV. Il faut savoir qu'un électronvolt correspond à $1,6 \times 10^{-19}$ J, c'est l'énergie d'un photon dans l'infra-rouge. Ces énergies sont de l'ordre de grandeur des énergies de liaison des électrons des couches internes des atomes soit le kilo-électron volt.

1.2.2 Formation des rayons X

Plusieurs éléments sont nécessaires pour former des rayons X (Figure 3) : (3)

- Une source d'électrons donnée par une cathode. Elle possède un filament en tungstène qui est le plus souvent chauffé par le passage d'un courant électrique.
- Un moyen d'accélérer les électrons permis par une différence de potentiel entre deux points.
- Un passage sans obstacle pour les électrons lancés à grande vitesse.

- Une cible avec laquelle les électrons interagissent qui est une anode en alliage tungstène-rhénium positionnée de l'autre côté du passage sans obstacle.
- Un tube vide en verre dur et insensible aux variations de chaleur.

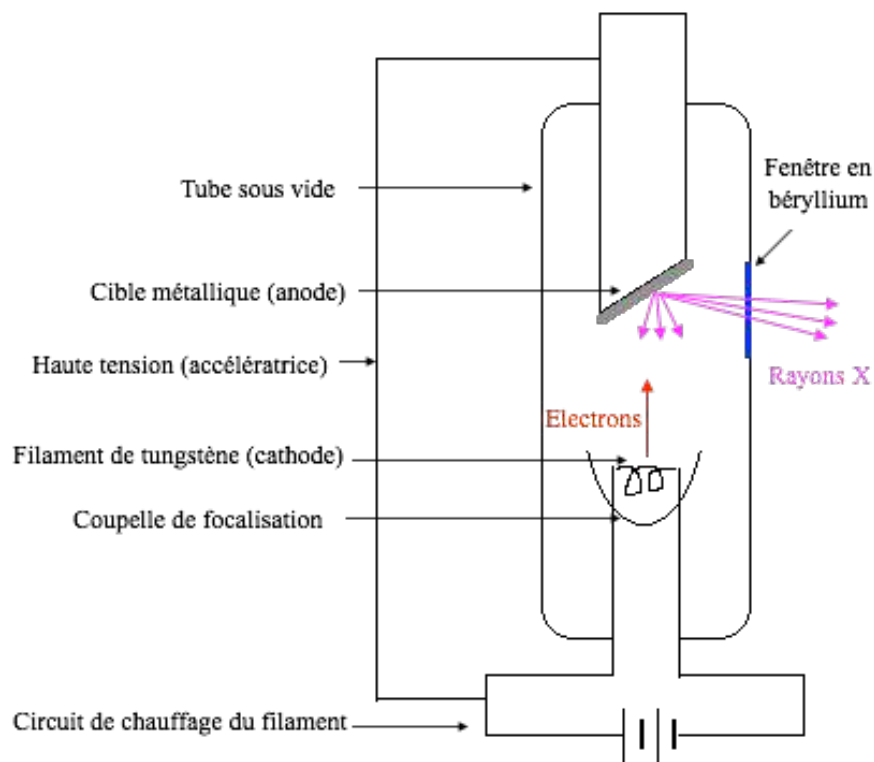


Figure 3 : Schéma personnel d'un tube radiogène.

Les rayons X sont alors formés selon deux principes :

- Le principe de freinage des électrons par les atomes de la cible qui crée un rayonnement continu appelé rayonnement de freinage ou de Bremsstrahlung. Une partie de ces rayonnements sont dans le domaine des rayons X.
- Le principe de l'accélération des électrons, les électrons émis ont une énergie suffisante pour exciter certains atomes de l'anode. Ces derniers, une fois eux aussi excités émettent des photons X en retournant à leur état fondamental de plus basse énergie, nous parlons alors d'un rayonnement par fluorescence.

Une faible portion, 1% environ de l'énergie cinétique perdue par les électrons est rayonnée sous forme de rayons X, les 99 % restants sont convertis en énergie thermique (3).

1.3 Interactions des rayons avec la matière : Effet photoélectrique, Effet Compton (4) (5)

Quand les rayons passent à travers la matière leur intensité est réduite. L'énergie est absorbée par différents processus. Les rayons X interagissent avec la matière selon deux grands effets : l'effet photoélectrique et l'effet Compton. En comprenant ces effets, nous comprenons leur importance respective dans l'atténuation des rayons X et donc les différences de contraste qui en résultent.

1.3.1 Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique se manifeste lorsqu'un rayon X incident de faible énergie est absorbé tandis qu'un photoélectron est éjecté. Un rayon X secondaire diffusé est émis dans une direction différente du rayon incident et avec une énergie inférieure. Suite au départ de l'électron, il y a un réarrangement du cortège électronique (Figure 4). Il y a un arrêt quasi complet du rayon X. En effet, plus le rayon est de faible énergie et le numéro atomique de l'atome touché est grand, plus le rayon est arrêté, car l'absorption est proportionnelle au numéro atomique. Un matériau avec un numéro atomique élevé, comme l'iode ($Z = 53$), le baryum ($Z = 56$), ou le plomb ($Z = 82$) arrête plus aisément les rayons X par effet photoélectrique que les atomes de numéro atomique faible (carbone, hydrogène, oxygène, azote) qui composent la matière organique.

C'est pourquoi les protections contre les rayons X sont fabriquées par des lamelles de quelques millimètres de plomb (6). Finalement, l'effet photoélectrique participe à la différence d'absorption d'un rayon incident de faible énergie (inférieure à 100keV) à travers un organe. Ainsi, il est impliqué dans l'origine du contraste de nos clichés radiographiques et tomodensitométriques même si l'effet Compton en est l'acteur majeur.

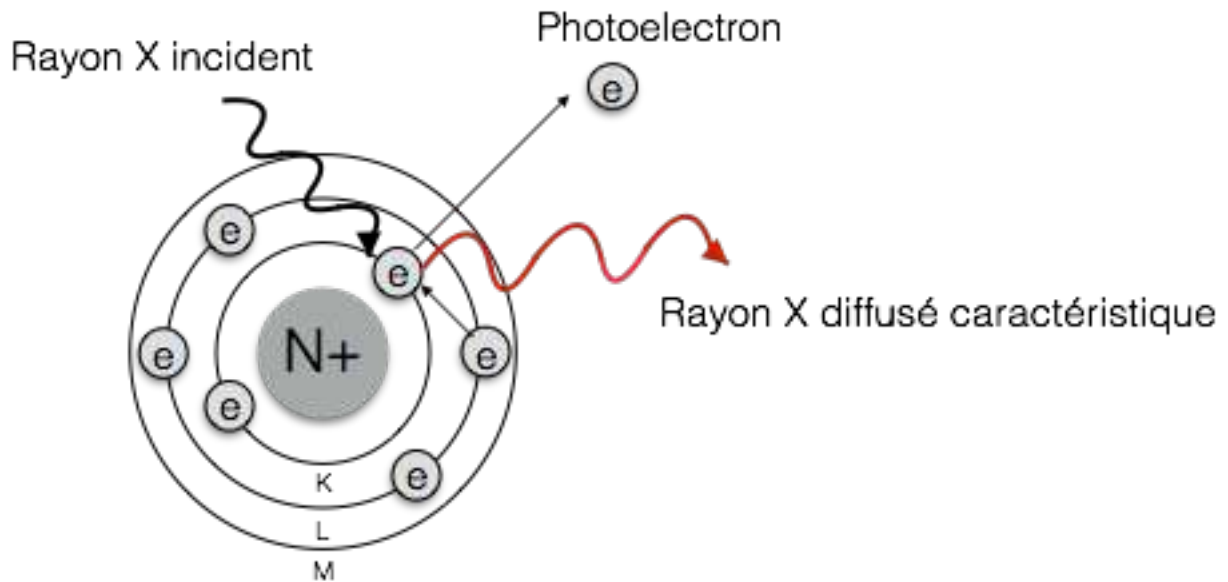


Figure 4 : Schéma personnel illustrant l'effet photoélectrique.

1.3.2 Effet Compton

L'effet Compton est la diffraction du rayon X incident lors de sa rencontre avec un électron peu lié à l'atome. Il y a alors l'éjection de l'électron peu lié et la production d'un rayon X diffusé de forte énergie et de direction aléatoire (Figure 5). Le faisceau de rayon X diffusé diffuse dans toutes les directions y compris la direction opposée au faisceau primaire. L'effet est encore plus important lorsque le rayon X est de forte énergie et que le matériau est de densité moyenne. L'effet Compton est indépendant du numéro atomique et concerne des énergies de l'ordre de 100keV-5MeV. Il est alors prépondérant dans les tissus organiques avec des rayons X les traversant de forte énergie (tension >100kV). Les rayons diffusés ont une grande responsabilité dans le noircissement des films radiographiques.

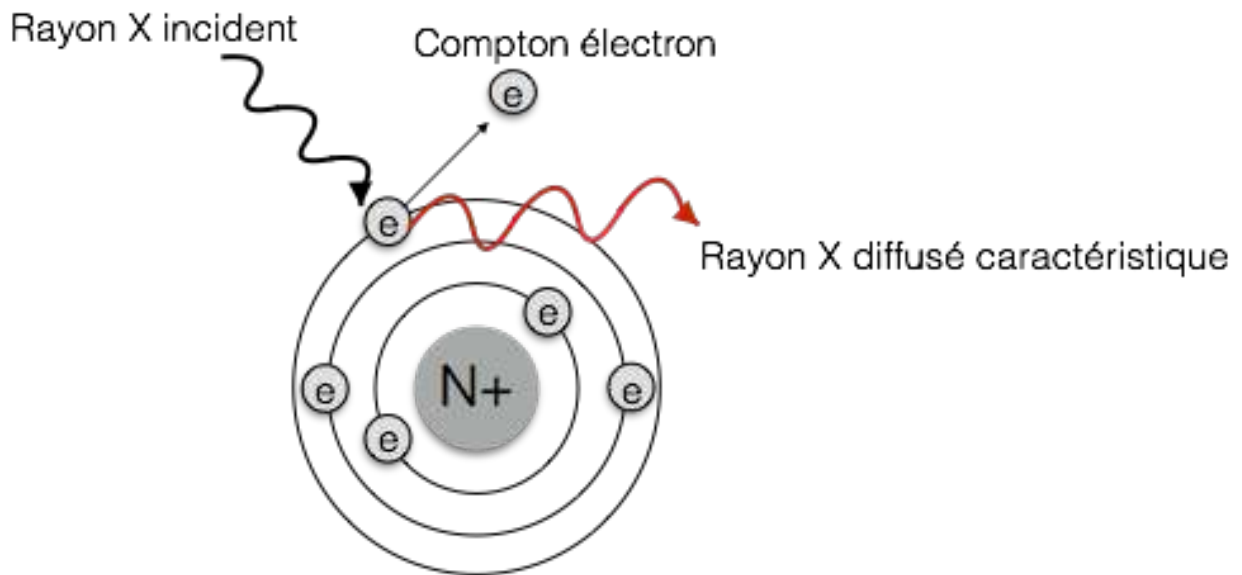


Figure 5 : Schéma personnel illustrant l'effet Compton.

Cet effet est aussi responsable des radiations secondaires réduisant la qualité des clichés. Il superpose un voile uniforme qui a pour conséquence de diminuer le contraste. Enfin, à cause de sa diffusion aléatoire des équipements de protection sont encore une fois nécessaires pour protéger l'opérateur.

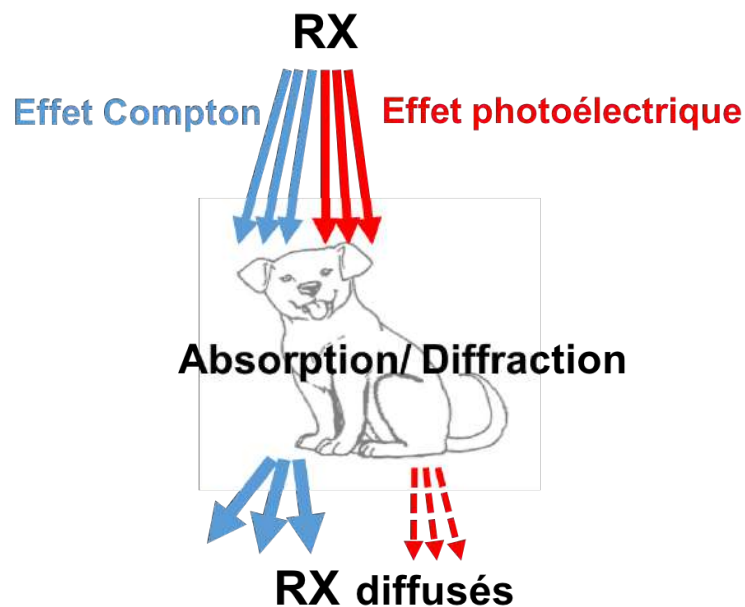


Figure 6 : Bilan personnel des rayons X traversant la matière.

2 Fonctionnement du scanner

2.1 Formation de l'image scanner

Une image scanner se forme en trois grandes étapes faisant intervenir différents éléments de la chaîne scanographique :

- le scanner en lui-même permet l'acquisition des images
- l'ordinateur permet le traitement de l'information reçue par informatique
- la console permet la visualisation des images et les réglages du scanner.

2.1.1 Acquisition des images brutes

Un scanner au sens réduit comprend le portique et le banc du patient mobile (Figure 7). Le portique, la partie la plus volumineuse, est constitué d'un anneau dans lequel se trouve un tube générateur de rayons X et des détecteurs solides en céramiques.

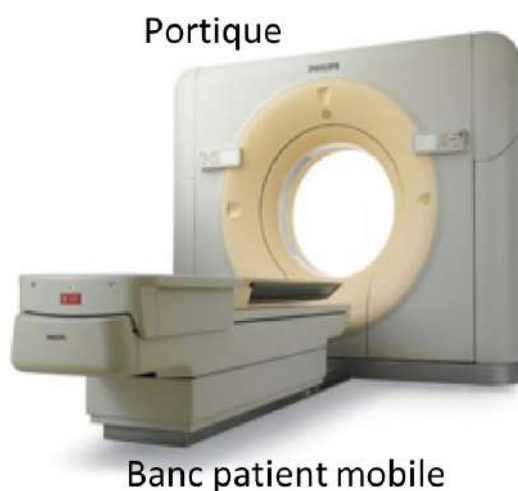


Figure 7 : Image légendée de la partie scanner.

Comme en radiologie, il s'agit d'un système d'imagerie par transmission. Le tube à rayons X est donc formé de la même manière et selon le même principe. L'ensemble tube-

détecteurs tourne en rotation à 360° autour du patient, à vitesse constante alors que le banc avance progressivement au centre du portique. Lors de la rotation, il y a l'émission d'un faisceau radiographique continu qui est perçu par des détecteurs placés à l'opposé qui tournent de façon synchrone autour du cercle en traversant le patient (Figure 8).

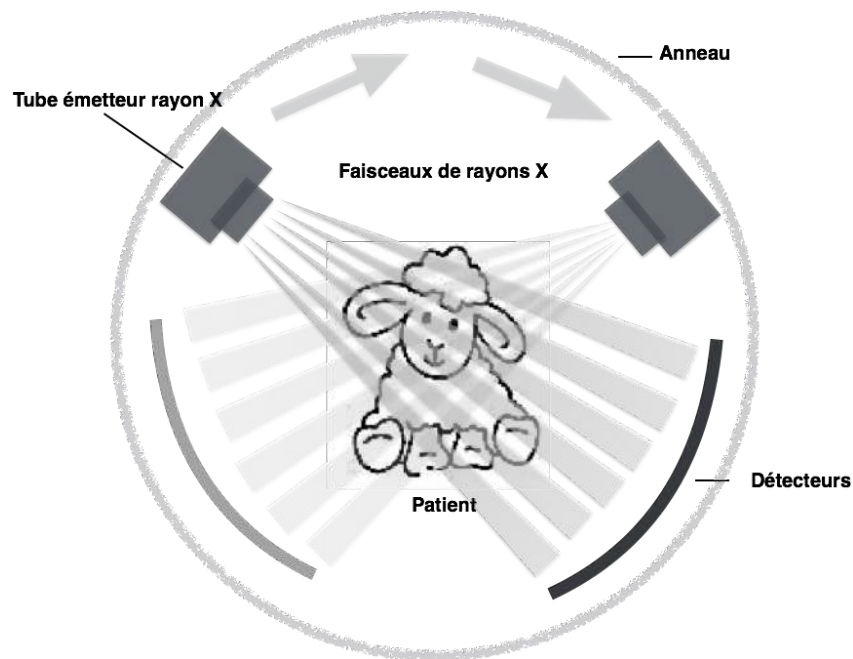


Figure 8 : Schéma personnel de fonctionnement d'un scanner hélicoïdale multi coupe.

2.1.2 Traitement des données reçues (1)

L'information relative aux différentes densités balayées par les rayons X est envoyée à un ordinateur qui va reconstituer une image représentant une coupe. Pour rappel, l'examen tomodensitométrie repose sur le principe d'une différence d'atténuation des rayons X suivant la matière traversée. La formule suivante, nous donne l'intensité du faisceau captée par les détecteurs du portique.

$$I_x = I_o * \exp(-\mu x)$$

μ est une constante propre à chaque matériau, c'est le coefficient d'atténuation du tissu exprimé en cm^{-1} . I_o est l'intensité initiale du faisceau de rayons X sortant du tube à rayons X. Enfin, I_x

est l'intensité du faisceau après avoir traversé une épaisseur x de matière.

Le coefficient d'atténuation du matériau est alors calculé en fonction de l'intensité I_x recue par la formule réduite suivante :

$$\mu_{(\text{tissu})} = \log \left(\frac{I_x}{I_0} \right)$$

Le coefficient d'atténuation du tissu (μ_{tissu}) représente l'aptitude d'un matériau à absorber les rayons X incidents ; en d'autres termes c'est le pourcentage de photons retirés lors de la pénétration du faisceau au travers de la matière. Le scanner permet la mesure précise de la densité des différents tissus balayés en fonction de l'atténuation des rayons X qui les traversent.

Donc, initialement, l'information provenant du portique sont des signaux de rayons X, traduit en signaux électriques, eux même convertis en valeurs numériques. Or l'objet étudié est en trois dimensions et le scanner doit le reconstruire en deux dimensions pour sa visualisation sur les écrans. L'information est donc stockée sous forme de volume comportant des millions de petits cubes appelés voxels (en 3D). L'ordinateur sépare ce petit volume en tranches d'épaisseur z , formant une matrice de $x*y$ voxels puis l'affiche sur l'écran avec l'apparence d'images aplaties en deux dimensions. Chacune des images obtenues sont composées de multiples pixels qui sont la traduction et conversion du voxel en 2D (Figure 9).

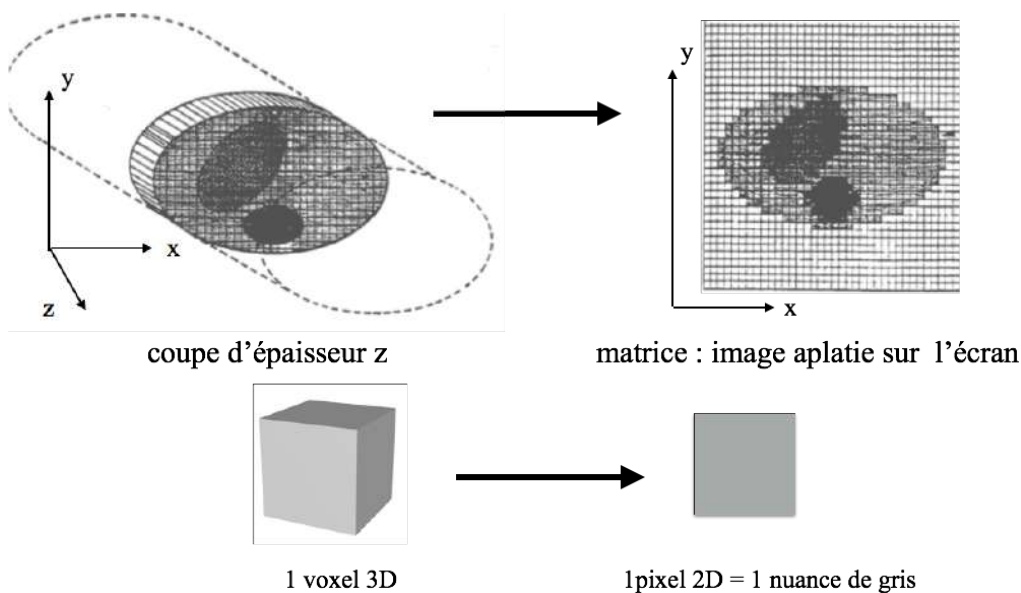


Figure 9 : Schéma de la reconstruction d'une image scanner sur ordinateur.

2.1.3 Affichage de l'image traitée

Une fois cette matrice en 2D composée de pixels obtenue, il faut pouvoir différencier ces pixels entre eux. La brillance ou la blancheur des pixels de l'image à l'écran est proportionnelle à la densité des tissus. Cette densité est convertie et est placée dans une célèbre échelle de gris : l'échelle de Godfrey Hounsfield ayant pour unité, l'unité d'Hounsfield (UH). Elle permet de convertir les différentes valeurs de densité en différentes nuances de gris. C'est une échelle arbitraire s'étalant de -1000 UH et + 1000 UH. Par définition, l'eau pure a une atténuation de 0 UH, c'est la médiane de l'échelle.

L'ordinateur converti alors le coefficient d'atténuation du tissu (μ_{tissu}) en unité Hounsfield (UH) à l'aide de la formule suivante, et lui attribue donc une nuance de gris :

$$UH \text{ d'un corps} = 1000 \times \frac{\mu_{tissu} - \mu_{eau}}{\mu_{eau}}$$

avec : μ_{tissu} : le coefficient d'atténuation du tissu

μ_{eau} : le coefficient d'atténuation de l'eau.

L'échelle d'Hounsfield possède 2000 nuances de gris, ce qui permet de distinguer les tissus mous des liquides et même les tissus mous entre eux (Figure 10). Un pixel blanc (+1000 UH) sera attribué à de l'os compact car le faisceau aura été fortement atténué, c'est une matière dite radio-opaque. Un pixel noir (-1000 UH) correspond à de l'air qui est une matière radio-transparente, là où le faisceau est peu atténué.

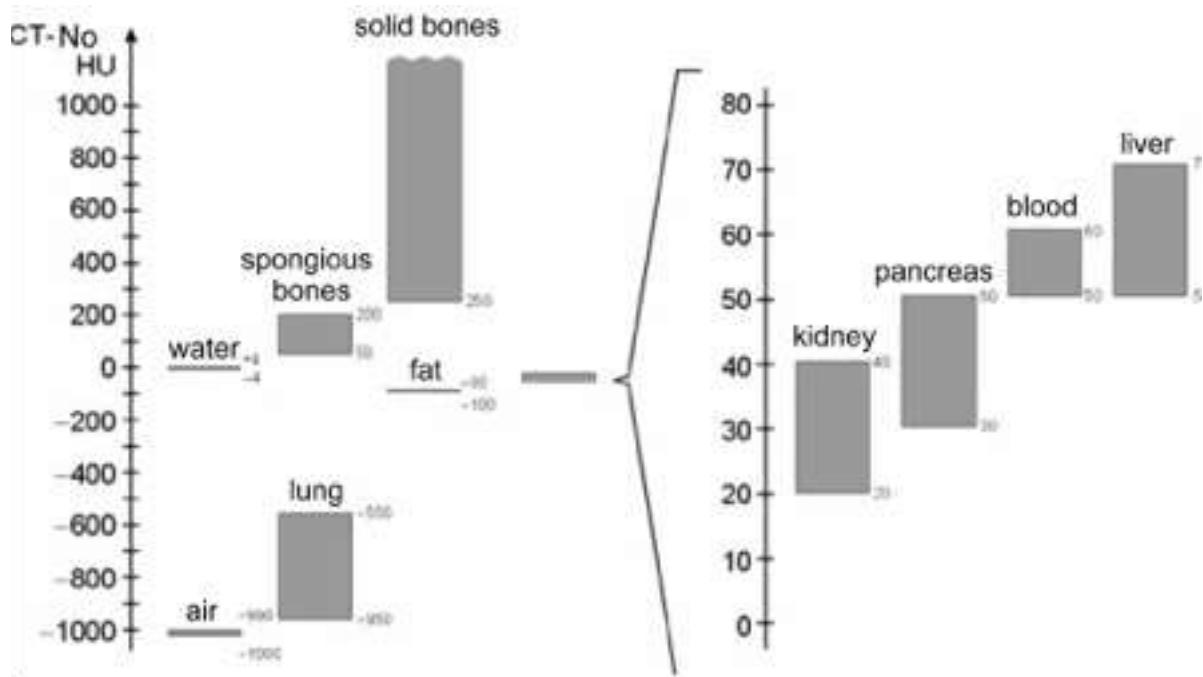


Figure 10 : Echelle de Hounsfield, en ordonnée Unités Hounsfield (UH) et en abscisse différentes matières (7).

En fait, avec les progrès techniques depuis une dizaine d'années, les nouveaux scanners utilisent jusqu'à plus de 4000 niveaux de gris (8) et ils différencient correctement deux structures avec un coefficient d'atténuation très proche comme la substance blanche (35 UH) et la substance grise (40 UH) lors d'examen tomodensitométrique de l'encéphale.

Malheureusement l'œil n'a la capacité de percevoir qu'environ que quelques centaines de niveaux de gris différents (9). Il faut donc se restreindre à certaines nuances, cependant, si seules quelques dizaines de nuances de gris sont affectées aux 2000 voire 4000 différentes densités de l'échelle, l'image perd de la précision.

Il a donc fallu choisir arbitrairement une plage de gris qui sera utilisée pour différents tissus : c'est ce qui est appelé le fenêtrage. Cette fenêtre est caractérisée par un niveau de gris et une largeur. La largeur est l'étendue de la plage de gris choisie sur l'échelle. Le niveau est la densité sur laquelle est centrée la fenêtre ; en d'autres termes, c'est la médiane de cette plage de gris. Ainsi, plus la fenêtre est étroite, plus la discrimination des différentes nuances de gris est importante. Il sera donc possible de différencier des matières avec des densités très proches. Le niveau détermine la brillance de l'image et la largeur définit son contraste. Nous pouvons citer les trois types principaux de fenêtrages pour exemple : le fenêtrage os et le fenêtrage tissus

mous ou parenchymateux, et le fenêtrage pulmonaire (Figure 11).



Figure 11: (a) CT d'une tête de brebis au niveau des sinus frontaux en fenêtrage os, (b) CT d'une tête de brebis au niveau des sinus en fenêtrage tissus mous. Images issues de notre étude.

Le fenêtrage os est une fenêtre large, toutes les densités d'os sont prises en charge, en contre partie, le contraste des tissus mous est médiocre, il est donc difficile de les différencier et d'identifier les structures autour. Le fenêtrage tissus mous est une fenêtre au contraire très étroite, le contraste est alors très bon mais la résolution spatiale en patie.

2.2 Les progrès techniques (10)

Il est évident que les outils d'imagerie sont en perpétuel progrès, les avantages et inconvénients de chacun seront donc à revoir au cours du temps. Effectivement, les progrès techniques depuis 1972, ont concerné différents éléments du scanner et ne cesseront de grandir.

Il y a eu une évolution des tubes à rayons X, qui sont devenus plus résistants, plus performants, utilisant des filtres « papillons » qui assurent un signal plus constant aux détecteurs.

Il y a eu une évolution au niveau de la détection des rayons X émis. Des premiers détecteurs en cristal en 1972, le scanner a connu des détecteurs gazeux composés de xénon sous pression. Ces derniers étaient peu efficaces, ils ont donc laissé la place aux détecteurs solides en céramique plus pertinents, positionnés en léger décalage pour améliorer la projection spatiale.

Puis, il y a eu la troisième génération de scanner à partir de 1986, avec l'acquisition hélicoïdale qui a remplacé l'acquisition « glissante ». Elle permet d'explorer de grands volumes en seulement un mouvement respiratoire, avec un flux continu de rayons X sur un pas hélicoïdal spiralé avançant d'un millimètre à un centimètre par seconde. Un logiciel informatique permet de reconstituer une image plane issue des multiples projections de l'acquisition hélicoïdale. Les logiciels sont aussi une part importante des progrès technologiques dans le matériel d'imagerie médicale.

Enfin, le nombre de coupes a considérablement augmenté, de 2 coupes depuis 1992 à 6 coupes depuis 2002, les scanners de dernière génération sont capables d'obtenir 257 coupes depuis 2007. Ce système multicoupes est possible grâce à plusieurs rangés de détecteurs. Nous parlons désormais, pour les scanners les plus récents sur le marché, de scanners volumiques. Ils permettent d'explorer un plus grand volume dans un même temps, leurs coupes sont plus fines et donc il y a une meilleure résolution en trois dimensions.

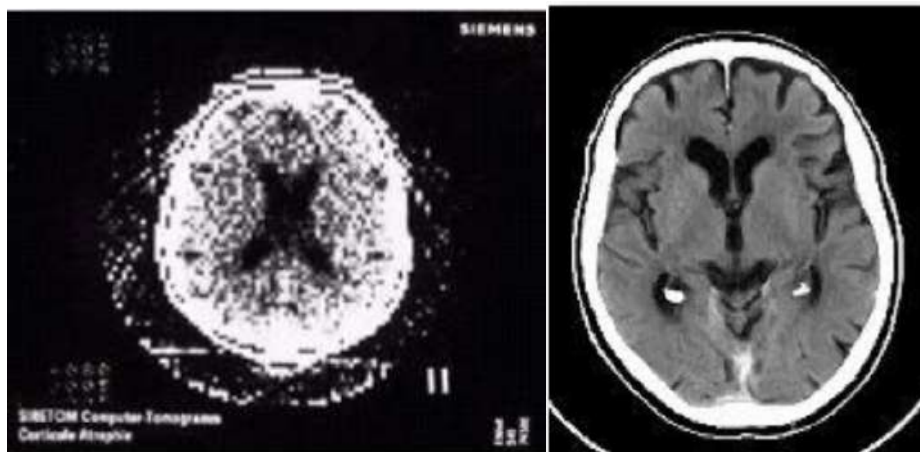


Figure 12 : CT de scanner d'encéphale datant de 1972 et 2007 (10).

2.3 L'appareil et ses réglages

Il existe de nombreux paramètres à régler avant l'utilisation du scanner (11) (12).

- La tension exprimée en kilovolt (kV) : elle permet de régler le pouvoir pénétrant des rayons. En augmentant la tension donc le voltage, nous augmentons la pénétrance des rayons dans la matière donc l'image sera plus dense, plus noire. Mais il y a une diminution du contraste. Le choix se trouve en général entre 80 et 150 kV.

-Le temps d'exposition qui se compte en secondes (s) : il impacte la quantité de rayons X reçus par l'animal et donc sur la densité, il noircit l'image. Il doit être réduit au maximum selon les principes de radioprotection.

- L'intensité du courant exprimée en milliampères (mA) influe également la quantité de rayons X reçus par l'animal et donc influence la densité. Plus les milliampères sont élevés plus l'image sera noircie. Il y a également une relation avec la netteté. Il existe une constante qui représente le débit de rayons X reçus (mA/s). Ce produit de l'intensité par l'inverse du temps permet de régler l'intensité tout en modulant le temps d'exposition. Plus le temps d'exposition est long plus il y a de chance d'obtenir une netteté d'image diminuée (risque de mouvements parasites).

- Le nombre de coupes et l'espacement entre elles : les coupes peuvent être jointives, chevauchantes ou séparées. Elles sont jointives lorsque l'espace entre deux coupes est égal à la largeur des coupes. Elles sont chevauchantes si l'espace entre chacune est inférieur à la largeur de la coupe. Enfin, elles sont dites séparées lorsqu'il y a une zone aveugle entre deux coupes car l'espacement est supérieur à la largeur de la coupe.

- L'épaisseur des coupes : plus la coupe est fine, plus le résultat sera précis. La coupe est de l'ordre de 1 à 10 mm pour des scanners vétérinaires.

- La direction des coupes peut être perpendiculaire au grand axe du patient ou plus ou moins inclinée suivant l'orientation du portique.

- Le champ circulaire est un champ couvert par les mesures du scanner qui correspond à la tranche anatomique visualisée en image. Plus le champ est petit, meilleure est la résolution.

2.4 Déroulement d'un examen tomодensitométrique

Pour un bon déroulement d'un examen tomодensitométrique, il faut que le patient soit sous anesthésie générale. En effet, il doit être parfaitement immobile et symétrique durant l'acquisition des images. Le processus peut être plus ou moins long suivant le modèle du scanner et la zone à étudier. Cet examen peut s'étirer de quelques minutes à presque une heure. Le matériel de contention (tables, sangles, coussins) doit être adapté à la taille et au poids de l'animal. Il doit être évidemment radio-transparent et propre de toute contamination de produits de contraste notamment des éclaboussures d'iode qui pollueraient les images obtenues. L'acquisition des images est standardisée, ce qui permet de séparer les acquisitions de la lecture des examens et ceci permet donc un réexamen des images avec la même pertinence.

3 Qualité de l'image et artefacts possibles

3.1 Qualité de l'image (13) (14)

En imagerie, avant une quelconque interprétation, nous nous devons de juger de la qualité de notre cliché. Ce jugement est basé sur quatre critères principaux : la résolution de contraste, la résolution spatiale, le rapport signal sur bruit et l'épaisseur de la coupe.

La résolution de contraste est définie comme la plus petite différence de contraste décelable de façon significative par l'appareil. Ainsi, le scanner a un pouvoir de résolution en contraste élevé ; il permet de différencier des structures de faibles contrastes comme les structures parenchymateuses et celles liquidiennes et même la différenciation des parenchymes entre eux, ce qui est impossible en radiographie conventionnelle. Si l'épaisseur de coupe diminue, la résolution en contraste augmente. Elle dépend en grande partie du niveau de bruit qui peut parasiter l'information arrivant aux détecteurs.

La résolution spatiale permet de faire la différence entre deux corps très proches et d'en

visualiser les contours. Elle dépend de plusieurs paramètres notamment de la taille de la matrice, de celle du voxel, de l'épaisseur de la coupe et du champ d'exploration. Elle nécessite une coupe fine et donc d'une augmentation du signal pour réduire le bruit.

Le bruit de fond est l'imprécision statistique du coefficient d'atténuation d'une image obtenue, due à la fluctuation statistique du flux de photons. Il y a plusieurs origines à ce bruit dans les machines utilisant les rayons X (bruit quantique, bruit électronique, bruit des détecteurs...). Le bruit nuit à la qualité du cliché. En effet, le contraste et la résolution spatiale sont diminués. Donc, le rapport signal sur bruit doit être le plus élevé possible. Il est amélioré quand le kilo-voltage, les milliampères, le temps d'acquisition, l'épaisseur de la coupe et la taille du pixel augmentent.

L'épaisseur de la coupe choisie en fonction de l'opérateur et des capacités du scanner, détermine une bonne résolution en contraste et une bonne résolution spatiale. Ainsi plus la coupe est fine plus l'image sera détaillée.

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

3.2 L'utilisation de produit de contraste

Des produits de contraste peuvent être utilisés pour améliorer la résolution en contraste. Il est généralement utilisé des produits iodés hydrosolubles qui permettent de renforcer l'atténuation des vaisseaux, des tissus normalement perfusés, des cavités urinaires. La voie la plus utilisée est l'administration intraveineuse. Cependant, il est aussi possible d'utiliser ces produits de contraste de la même manière qu'en radiologie, par voie intrathécale, par exemple, pour réaliser un « myéloscan ».

3.3 Les artefacts

Après des réglages corrects de la machine et une appréhension de la qualité technique du cliché, il nous faut également être capable de reconnaître les différents artefacts qui peuvent être présents afin de ne pas faire une mauvaise interprétation de nos clichés. Les artefacts peuvent être dus au patient, à la machine ou bien à ces deux causes réunies.

Les artefacts liés au patient surviennent lors de la présence de structures à très forte densité comme les densités métalliques (broche, clips, cerclage, plaque, corps étranger métallique, aimant...). Nous avons alors une image avec des artefacts radiaires faussant les valeurs d'atténuation des tissus environnants (Figure 13.a) (15). Pour s'affranchir de ce problème il faudrait changer l'angle d'incidence afin d'éviter le corps étranger.

Les mouvements du patient (respiration, battements cardiaque, déplacement du liquide gastrique, péristaltisme des intestins, anesthésie non maîtrisée, mauvaise contention) font apparaître un flou cinétique lors de la reconstruction des images. En médecine vétérinaire l'animal est anesthésié pour limiter le maximum de mouvements mais malheureusement, il n'est pas possible de juguler les mouvements de la respiration ou les battements cardiaque (Figure 13.b).

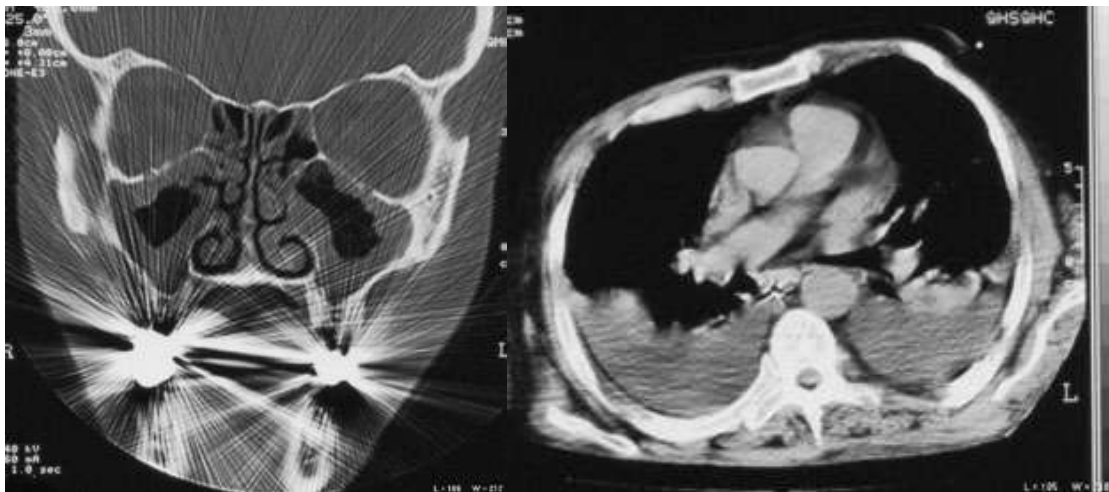


Figure 13 : a) Artefact dû à un objet métallique sur CT de scanner d'une tête d'homme avec prothèse dentaire ; b) flou cinétique des battements cardiaques sur une CT de scanner d'un thorax d'homme.

Les artefacts liés à l'appareillage sont divers et relèvent des réglages ou de l'entretien de la machine comme par exemple le mauvais alignement des détecteurs, une trop grande densité et proportion des tissus traversés. Pour ce dernier artefact, appelé aussi artefact de durcissement du faisceau, il est fréquemment rencontré lors de scanner de tête. En effet, au niveau de la fosse caudale du cerveau, l'épaisseur de l'os est telle que la partie du tronc cérébrale et celle du cervelet ne sont pas idéalement visualisées. Il est alors observé de longues stries en éventail hypo-dense au niveau de la protubérance occipitale interne (Figure 14). Ce phénomène est retrouvé au niveau des racines dentaires et de l'os alvéolaire. Pour s'affranchir de cet artefact, divers moyens peuvent être utilisés, un filtre « papillon », des corrections d'étalonnage, des logiciels de correction, éviter la région osseuse en question ou une inclinaison du statif (10). Ce phénomène n'est pas retrouvé dans l'examen de l'IRM.

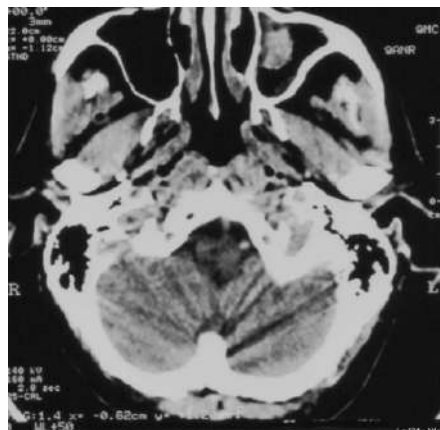


Figure 14: CT de scanner illustrant un artefact de durcissement du faisceau (14).

4 Avantages et inconvénients du scanner en comparaison aux autres techniques d'imagerie médicale (6) (16) (17)

Les avantages et les inconvénients du scanner sont multiples mais ils sont à moduler avec les avantages et inconvénients des autres techniques d'imagerie.

Il semble que le scanner permette une meilleure résolution de contraste, de s'affranchir de la superposition des images et d'obtenir une résolution spatiale impressionnante. L'acquisition des images est également facile et possible dans tous les plans, il y a une

exploration complète du sujet. Et malgré ce dernier point, l'examen reste de courte durée. A l'inverse, il souffre de quelques inconvénients, comme la nécessité d'une anesthésie générale même si certaines études ont montré qu'il serait possible de s'en affranchir pour certains patients, même avec des chats par exemple (18). Le coût reste élevé encore de nos jours et toutes les cliniques n'en disposent pas. Il est également nécessaire de souligner le danger des rayons X, indissociable de son fonctionnement.

Le tableau ci-dessous résume les grandes différences entre les différents outils à notre disposition (Tableau 1). Mais, il apparaît que le scanner reste tout de même très polyvalent en comparaison avec les autres outils d'imagerie à disposition en médecine vétérinaire (19).

Tableau 1 : Comparaison des avantages et des inconvénients entre les différentes techniques d'imagerie à disposition sur le marché vétérinaire.

Technique d'imagerie	Avantages	Inconvénients
Radiographie	<ul style="list-style-type: none"> -omniprésente en clinique lambda -bon contraste -image assez facilement interprétable -transportable -bonne résolution spatiale -cout € (environ 30€ pour un cliché) 	<ul style="list-style-type: none"> -superposition -faible résolution en contraste -danger des rayons X et locaux adaptés -anesthésies +/-
Echographie	<ul style="list-style-type: none"> -coupes images en 3D -temps réel, aspect fonctionnel -transportable -pas de rayon -pas d'anesthésie 	<ul style="list-style-type: none"> -obstacles aux ultrasons (air, os), artefacts -obtention des images opérateur-dépendant -interprétation des images opérateur-dépendant
Scanner	<ul style="list-style-type: none"> -meilleure résolution de contraste -dé-superposition -résolution spatiale excellente (<1mm) -acquisition d'image facile, visible dans 	<ul style="list-style-type: none"> -anesthésie générale -cout €€ (320€ (20)) -disponibilité du matériel -danger des rayons X et locaux

	tous les plans -examen courte durée (15-20 minutes en moyenne) -exploration complète et systématique	adaptés -artefact lors d'examen de l'encéphale
IRM	-excellente résolution de contraste (tissu cérébral visualisation des ventricules) -dé-superposition -acquisition d'image facile, visible dans tous les plans -exploration complète et systématique	-anesthésie générale -durée plus longue d'examen (45min) -résolution spatiale (> 3 mm) -coût €€€ -disponibilité du matériel
Scintigraphie	-fonctionnalité -évaluation globale (os) -apprentissage -obtention des images : très facile -interprétation des images : assez facile	-résolution spatiale -superpositions -anesthésie +/- -radiation : quarantaine -disponibilité -coût €€

5 Danger et Radioprotection

Le scanner utilise les rayons X, ces derniers entraînent les mêmes dangers de rayonnements ionisants qu'en radiologie. Il faut donc user des mêmes règles de radioprotection que nous utilisons en radiologie.

- Le principe de responsabilité vis-à-vis des exploitants, des utilisateurs, des fournisseurs...
- La justification d'exposition avec une évaluation de la balance bénéfico-risque et un intérêt dans la démarche diagnostique du médecin
- Le principe de limitation des doses
- Le principe d'optimisation

Avec le scanner, c'est d'autant plus facile que l'animal est sous anesthésie générale, la

contention manuelle est remplacée par la contention chimique et donc l'exposition des opérateurs est moindre. Il y a également l'obligation pour la structure vétérinaire qui possède un scanner, d'avoir un aménagement et une salle adaptée à cette utilisation ce qui a un coût. Elle doit également se munir d'une personne radio compétente tenant les registres correctement à jour. Cependant, l'exposition annuelle du praticien vétérinaire aux radiations, tout domaine confondu de pratiques (canin-équin-rural), reste très faible.

Des doses reçues en dessous des seuils détectables ($< 100 \mu\text{Sv}$) pour les dosimètres à la poitrine ou à la ceinture et des doses de seulement 0,25 à 2,90 mSv pour les doigts ont été relevées en trois mois dans 10 structures vétérinaires différentes (21). Les cliniques les plus exposées sont celles qui réalisent une grande quantité d'examens d'imagerie avec des pouvoirs ionisants tels que les centres de référés en chirurgie ou les structures équine spécialisées en locomotion (21).

DEUXIEME PARTIE :

Examen tomодensitométrique **d'une brebis, acquisition et** **traitement des images**

1 Préparation du patient à l'anesthésie générale

1.1 Prérequis sur l'anesthésie générale des petits ruminants

Il est vrai que chez les petits ruminants, l'anesthésie générale est peu répandue. Des anesthésies locales ou régionales sont préférées. Mais les anesthésies générales deviennent de plus en plus courantes pour le confort du patient, et à cause d'une prise de conscience du bien-être animal grandissante. Les vétérinaires ont dû trouver des drogues de l'anesthésie adaptées aux risques que soulèvent une anesthésie générale chez cette espèce.

Effectivement, la capacité pulmonaire est très réduite à cause du volume des organes abdominaux qui oppresse le diaphragme, la position en décubitus accentue cet effet masse. D'autre part, il y a un risque de reflux stomacal et donc un risque de fausse déglutition. Et enfin, un risque de tympanisme ou de météorisation du rumen qui accroît tous les autres risques est omniprésent (22).

1.2 Les bilans pré-anesthésiques

Avant toute anesthésie un examen clinique doit être réalisé, il statue de la bonne santé de l'animal. Un bilan sanguin pré-anesthésique devrait être réalisé notamment pour vérifier la fonction rénale via le paramètre de la créatinine dans le sang et la fonction hépatique. Effectivement, la plupart des médicaments de l'anesthésie sont éliminés par les reins et métabolisés par le foie. De plus, l'hypotension est un effet secondaire fréquent de l'anesthésie ce qui aggraverait des lésions rénales déjà présentes à cause d'une perfusion rénale diminuée. Un bilan des quantités de protéines totales et d'albumine serait également intéressant. Ce sont des marqueurs non spécifiques de maladies intercurrentes et ils peuvent nous orienter sur une biodisponibilité et une pharmacocinétique de nos agents anesthésiques modifiées en fonction du résultat de la prise de sang. L'annexe n°1 référence les valeurs physiologiques biochimiques de l'espèce ovine.

1.3 La diète pré-anesthésique

Les moutons sont des ruminants qui se nourrissent constamment il est impossible d'avoir les estomacs vides. Cependant un jeun de concentrés et de fourrage depuis 12- 24 heures et une diète hydrique depuis 6 heures sont conseillées. Effectivement le rumen sera moins rempli ce qui permettra d'alléger la masse abdominale reposant sur le diaphragme et donc d'augmenter la capacité pulmonaire (23). Cela réduira également les risques de tympanisme du rumen. En revanche, le risque de reflux gastrique est toujours présent et l'animal anesthésié devrait être systématiquement intubé en endotrachéale avec une sonde de taille adaptée et un cylindre rigide mobile pour éviter la mastication des molaires lors du réveil. L'intubation, lorsqu'elle est prévue, doit se faire en sternal, ce n'est qu'une fois la sonde sécurisée que l'animal peut être mis dans le décubitus souhaité. Il est important de laisser l'animal en sternal tant qu'il n'est pas intubé, cela évite l'accumulation de gaz et le gonflement stomacal même si une diète alimentaire avait été correctement respectée. Une sonde œsophagienne peut être rajoutée pour permettre l'évacuation du gaz lorsqu'il se collecte.

1.4 Les différentes voies d'administration

Les voies d'administration des médicaments de l'anesthésie se font préférentiellement en intraveineuse (IV). C'est la voie la plus rapide d'effet et elle permet de doser correctement les quantités injectées. De la même manière, c'est aussi la voie de vie qui servira à gérer les complications de l'anesthésie s'il y en a. Elle permet également de mettre en place une perfusion per anesthésie. La veine jugulaire est la plus utilisée pour les voies veineuses chez les ruminants mais la veine de lait en sous cutanée abdominale peut être une alternative. Attention cependant, elle est propice aux hématomes. La veine coccygienne peut également servir mais le volume injecté ne doit pas excéder un volume de 10 mL et la substance ne doit pas être irritante ; des nécroses de la queue ont déjà été objectivées. La veine des oreilles peut également porter un cathéter de diamètre plus petit.

Les voies intramusculaire et sous cutanée existent également, mais elles demandent un plus grand volume des agents anesthésiques, l'effet inducteur n'est pas immédiat (10-15 minutes). Il est plus difficile de prédire la durée d'action. En revanche, les effets durent plus longtemps qu'en intra-veineux.

La voie intratrachéale est surtout utilisée pour le maintien de l'anesthésie générale grâce à un agent volatil. Les gaz généralement retrouvés sont souvent l'isoflurane ou l'halothane.

2 L'anesthésie fixe chez les petits ruminants

Dans la littérature, nous trouvons des protocoles associant prémédication et agents narcotiques afin de procéder à une anesthésie multimodale dont le but est d'abaisser les doses données et donc les effets délétères tout en obtenant les effets de tranquillisation, de sédation ou d'induction souhaités.

2.1 Le protocole diazépam-kétamine

Un protocole très populaire, assez sûr d'emploi et bon marché est l'utilisation de la kétamine à 6-10mg/kg en IV associée à du diazépam à 0.2-0.3 mg/kg en IV, ce qui permet d'obtenir la mise en place d'une anesthésie rapide (environ une minute plus tard) et plus ou moins durable de 15-20 minutes. Cette anesthésie peut être prolongée d'une quinzaine de minutes par l'ajout d'un tiers ou d'une demie dose de narcotique de la dose initiale (24).

La kétamine est un dissociatif, un agent de pseudo narcose dépourvu d'effet myorelaxant et peu analgésique. Elle provoque souvent des réveils « turbulents et agités ». La dose est réduite car utilisée en combinaison avec d'autres médicaments de l'anesthésie.

Le valium quant à lui est une benzodiazépine, c'est un tranquillisant mineur, anxiolytique, myorelaxant, et anticonvulsivant mais un très bon potentialisateur des autres agents de la narcose. Son utilisation provoque une hypovigilance et une réduction de la consommation en dioxygène du système nerveux central. Cependant, son action cardio-dépresseur est très faible. Il peut aussi provoquer des réactions paradoxales, de

l'hyperexcitabilité et de l'agitation. Sa voie d'administration est en intra-veineuse stricte (22).

2.2 Le protocole « triple drip »

Nous pouvons aussi citer le protocole du « triple drip » (25) rencontré fréquemment en médecine équine qui n'a pas d'AMM pour les bovins. De plus, avec ce protocole l'animal est exclu du circuit viande à consommation humaine. Il utilise un mélange en perfusion continue de guaifénésine à 5% soit 25g de guaifénésine en poudre dilués dans 500 mL de NaCl 0,9 %, de 50 mg de xylazine et de 500mg de kétamine. L'ensemble est mélangé dans une poche de perfusion de 500mL et administré en IV lente au débit de 1 à 2 mL/kg/h.

La guaifénésine est un relaxant et expectorant très irritant à utiliser en intraveineuse uniquement. De ce fait, il faut favoriser l'utilisation de larges veines comme la jugulaire. Des effets indésirables sont notés au-delà de 5% de concentration tel que de l'hémolyse (26).

La xylazine est un alpha-2-agonistes avec des valences pour la sédation et l'analgésie, il est également myorelaxant. L'animal garde, cependant, une acuité visuelle et auditive. C'est un bon potentialisateur de la narcose. Néanmoins, il provoque une hypotension et de la bradycardie quelle que soit la dose utilisée. Les chèvres et les moutons sont très sensibles à ce médicament qui peut, selon la dose, fournir une sédation légère à une très profonde dépression (24). Un alpha-2-antagoniste comme l'atipamézole (REVERTO ND, ANTISEDAN ND) à la dose de 1 mg en IM ou SC pour 10mg de xylazine injectée ou la yohimbine à la dose de 0,2mg/kg en IM ou SC peuvent être utilisés pour reverser les effets d'un alpha-2-agoniste.

2.3 Autres protocoles

Des opioïdes sont également possibles en prémédication : le butorphanol donné 5-10 minutes avant une induction au diazépam et à la kétamine peut être intéressant. Il renforce la valence sédation, il potentialise très bien les autres médicaments de l'anesthésie et il permet de fournir une valence analgésie de palier II. La dose utilisée oscille entre 0.05-0,2 mg/kg en IV, IM, SC (23). Cependant son emploi se réalise hors AMM, ce qui fait qu'il n'est que très rarement utilisé en pratique courante en France. Il sera plus facilement retrouvé dans les milieux

universitaires.

La tilétamine associée au zolazépam (ZOLETIL ND) remplace le protocole kétamine – diazépam dans une spécialisation déjà associée et injectable en intramusculaire. Il permet une anesthésie plus longue de 20 à 60 minutes. La posologie est de 10 à 25 mg/kg en IM ou 6-8mg/kg en IV (24). Il faut cependant y associer un analgésique si l'examen est douloureux, comme du butorphanol par exemple (23).

L'utilisation de thiopenthal (NESDONAL ND) comme agent inducteur était aussi très répandue mais la commercialisation a été récemment stoppée, le rendant obsolète.

2.4 Les paramètres à suivre lors de l'anesthésie

Le monitoring a lieu durant toute la durée de l'anesthésie, il est nécessaire de surveiller la narcose pour éviter des réveils en plein examen scanner ou des complications anesthésiques. Le stade III de Guedel, entre le palier 2 et 3, est le stade de narcose recherché. L'animal peut être intubé facilement, il n'y a pas de réflexe laryngé, la mâchoire est souple. Il doit avoir un œil légèrement basculé ventralement, un réflexe palpébral conservé si le protocole anesthésique utilise un dissociatif sinon il doit être absent. Il doit avoir une réponse à la menace négative, un réflexe cornéen positif mais faible, un myosis léger doit être présent, s'il y a une mydriase la narcose est trop légère ou trop profonde (27).

Une surveillance des fonctions cardio-circulatoires est effectuée via l'auscultation et la mesure de la fréquence cardiaque. Il est nécessaire de vérifier le temps de remplissage capillaire qui doit être d'environ deux secondes, c'est un marqueur de la perfusion tissulaire périphérique. La netteté du pouls fémoral et sa concordance avec le choc précordial est également à vérifier. Il peut s'ajouter dans le monitoring de l'anesthésie la mesure de la pression artérielle par oscillométrie ou doppler et d'un suivi du rythme cardiaque avec un électrocardiogramme. Si des hypotensions surviennent, elles doivent être gérées en première intention par des boli de fluidothérapie voire par de l'Ephédrine si l'hypotension est réfractaire aux boli (à la dose de 0,03-0,06 mg/kg IV) (24).

En parallèle, il faut surveiller la fonction respiratoire à l'aide de la fréquence des

mouvements respiratoires, de leur l'amplitude et de la couleur des muqueuses. Une mesure de la saturation en oxygène (via la Spo2) et une capnographie peuvent être ajoutées selon le matériel à disposition et les protocoles mis en place. Une attention toute particulière pour les valeurs de glycémie sera de rigueur lors de l'anesthésie de jeunes animaux comme les agneaux qui sont sujets à des hypoglycémies. Les valeurs physiologiques des différents paramètres monitorés lors d'une anesthésie ovine sont visibles dans l'annexe n°1.

3 Déroulement de l'examen scanner de l'étude

3.1 Préparation de notre brebis

Le patient de notre étude, est une brebis adulte, de race Lacaune, de 2 ans, de 85 kg. C'est une brebis de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, son numéro d'identification est le n°00038. Elle a subi une diète alimentaire de concentrés depuis 12 heures, de fourrage depuis 24 heures. Une diète hydrique est également observée depuis 6 heures. Nous l'avons également entièrement tondue pour des raisons de propreté pour poser le cathéter et pour faciliter la manipulation et la contention lors de l'examen scanner. Aucun bilan biochimique pré-anesthésique n'a été réalisé sur notre brebis. Un cathéter sécurisé est posé à la jugulaire droite.

La position dorsale du mouton une fois induit, est permise grâce à des coussins et des sangles. Nous souhaitons une symétrie et une immobilité parfaite de l'animal lors du fonctionnement du scanner (Figure 15).



Figure 15 : a) et b) Photographies personnelles de l'acquisition d'images scanner d'une brebis à l'ENVT après induction.

3.2 Protocole anesthésique utilisé

Pour notre protocole, nous avons fait le choix de ne pas intuber l'animal une fois induit, pour des raisons matérielles et de ne réaliser qu'une anesthésie fixe.

Effectivement, la courte durée de l'examen n'a pas nécessité la mise en place d'une anesthésie générale sous gazeuse. Le maintien de la narcose aurait été permis par un agent volatil dans un circuit d'oxygène ré-inhalatoire avec un débit de dioxygène de 500mL/minute + 10mL/kg/minute. L'anesthésie étant donc de courte durée, une perfusion n'a pas été installée non plus.

Le protocole anesthésique choisi permet à la brebis de rester dans le circuit viande de la consommation humaine, les anesthésiques utilisés ont des temps attente viande ou lait de zéro jour (28).

Notre protocole anesthésique est le suivant :

- Diazépam (VALIUM ND Laboratoire Roche) à 3mL soit : 0.18 mg/kg en IV
- Kétamine (IMALGENE 1000 ND Laboratoire Merial) à 4ml soit : 5 mg/kg en IV

Ce protocole nous a permis d'obtenir seulement 10 minutes de pseudo narcose, nous avons donc fait une nouvelle injection de kétamine 3,5 mg/kg soit 3mL en IV et 0,12mg/kg de valium soit 2mL pour la replonger rapidement dans une pseudo narcose. En effet, la brebis était toujours attachée sur le banc du scanner, elle aurait pu se blesser ou faire des dégâts matériels si une nouvelle induction n'était pas rapide. De plus, l'examen n'était pas terminé, aussi il a été rajouté 5 mg/kg de kétamine en IM soit 4mL, afin de nous donner un peu plus de temps pour finaliser l'acquisition des images. Malheureusement, la maintenance d'une narcose en anesthésie fixe est plus aléatoire qu'en anesthésie avec gazeuse.

Enfin, notre brebis a reçu une dose totale de 13,5mg/kg de kétamine en trois boli et 0,30mg/kg de valium en deux boli.

3.3 Monitoring de l'anesthésie de notre brebis

Le monitoring s'est réalisé dès l'induction de la brebis. Une surveillance de la fonction cardio-respiratoire pendant 20 minutes a été réalisée et les différents paramètres mesurés sont retranscrits dans le Tableau 2. L'animal est resté relativement stable durant toute l'anesthésie hormis l'épisode de réveil.

Tableau 2 : Monitoring de différents paramètres au cours de notre anesthésie. Certains paramètres ne sont pas relevés car l'accès à l'animal était impossible. (FC : fréquence cardiaque, TRC : temps de remplissage capillaire, FR : fréquence respiratoire, NC : non communiqué, bpm : battements par minute, mpm : mouvements par minute).

Paramètres	T=0	T= induction	T=+10min	T=+20min
FC	FC= 90 bpm	FC= 88 bpm	-NC	FC= 80 bpm
TRC	TRC< 2s	TRC< 2s	-NC	TRC< 2s

Netteté pouls	Net et concordant	Net et concordant	-NC	Net et concordant
FR	FR= 52 mpm	FR= 48 mpm	FR= 52 mpm	FR= 55mpm
Couleurs muqueuses	Rosées humides	Rosées humides	-NC	Rosées humides
Courbe respiratoire	Normale	Normale	Normale	Normale

La difficulté du monitoring réside dans le fait que l'anesthésiste n'est que ponctuellement au chevet de l'animal. Il doit régulièrement entrer et sortir de la salle du scanner après les différentes acquisitions d'images pour faire les examens cliniques si aucune machine ne le fait pour lui.

3.4 Le réveil après acquisition des images

Dans notre expérience l'examen tomодensitométrique s'est terminé sans incident 20 minutes après l'induction. La brebis s'est réveillée rapidement et dans le calme après la descente du banc. Son retour aux bergeries a donc été effectué en suivant. Il a fallu attendre un réveil complet pour lui proposer de nouveau du foin et de l'eau afin d'éviter toute fausse déglutition. La fausse déglutition est une complication anesthésique ou post-anesthésique bien connue qui peut aboutir à de sévères pneumonies.

4 Légendes des images et élaboration de l'atlas

4.1 Modèle du scanner utilisé et acquisition des coupes transversales

L'acquisition des images scanner s'est faite sur une machine Brightspeed (du fabricant Général Electric), 16 coupes, installée au sein de l'unité d'imagerie de l'Ecole Nationale

Vétérinaire de Toulouse. Il est principalement dédié aux animaux de compagnie et aux nouveaux animaux de compagnie (oiseaux, lapins...) des cliniques de l'école.

Les images scanner de notre brebis ont été obtenues avec les réglages suivant :

- Tension : 110 kV
- Temps d'exposition et intensité ont varié car il y a eu l'acquisition du corps entier puis celle de la tête.
- Epaisseur des coupes et espacement entre elles : 1,25mm

Des matrices de 512 * 512 sont utilisées pour produire l'image. Les clichés pour le fenêtrage tissus mous ont un niveau de 40 et une largeur de 350 UH . Ceux pour le fenêtrage os ont un niveau de 50 et une largeur de 1525 UH.

4.2 Le logiciel HOROS

Une fois les différentes images en format DICOM obtenues, elles sont traitées avec le logiciel Horos. C'est un logiciel d'imageur qui est téléchargeable gratuitement sur Internet. En revanche, seul les Macintosh sont compatibles. Différentes vues sont disponibles et nous permettent de balayer l'animal comme souhaité. Les coupes transversales seront utilisées pour mettre en forme l'atlas, mais les coupes longitudinales et sagittales sont très utiles afin de se repérer en 3D et d'identifier les différentes structures. Ces trois types de coupes sont permises grâce au mode MPR (Multi Planar Reconstruction) qui se sélectionne dans l'onglet 3D Viewer du logiciel (Figure 16).

Les coordonnées de chaque point sont modélisées par les axes de couleurs afin d'avoir la position dans l'espace selon les trois axes (x,y,z).

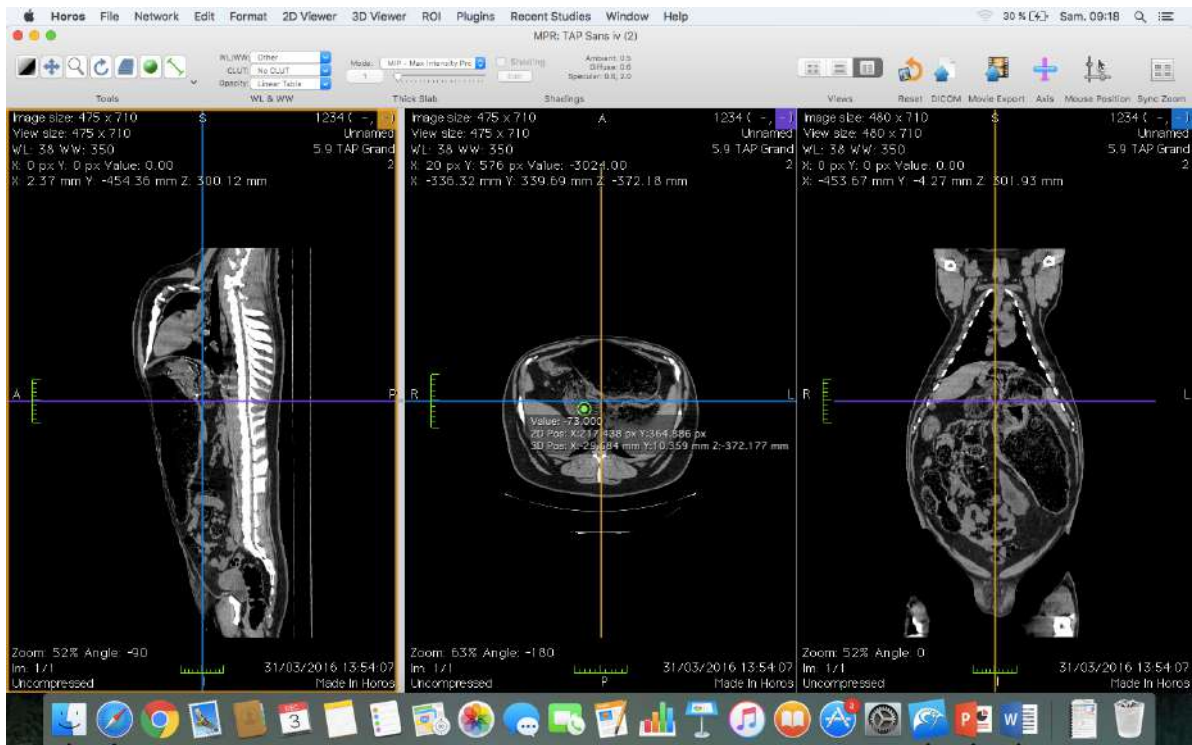


Figure 16 : Capture d'écran de la fenêtre 3 vues en mode MPR, sur le logiciel Horos, avec nos images DICOM de brebis, en fenêtrage tissus mous.

Une vue en 3D d'une certaine densité de tissu est également possible. L'orientation est adaptée par l'imageur. C'est très utile pour visualiser l'ensemble d'un squelette (Figure 17 et 18). Il suffit de suivre le chemin informatique suivant en partant de l'onglet 3D Viewer > 3D Rendering Surfacing.

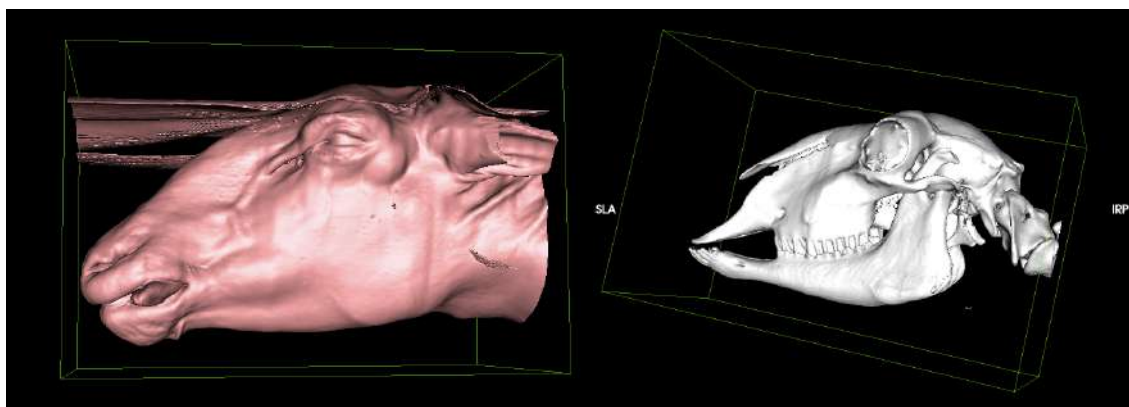


Figure 17 : Représentation 3D d'une tête et d'un crâne de la brebis sur Horos.

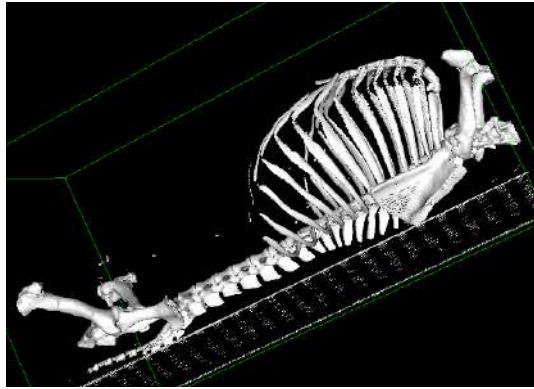


Figure 18 : Représentation 3D du squelette de la brebis sur Horos.

Pour la lecture et l'interprétation des clichés, un type de fenêtrage est choisi. Pour le fenêtrage os, des réglages affinés dans Horos sont possibles. Il suffit de sélectionner les images fenêtrage os issues du scanner et de choisir le mode « CT-Bone » dans les menus déroulant (WL/WW) qui permettent de modifier l'échelle de gris. Dans notre cas, nous avons un niveau de 300 et une largeur de 1500 UH (Figure 19). Pour la fenêtrage tissus mous, nous choisissons les images intitulées « sans IV » c'est-à-dire sans produit de contraste issues du scanner (Figure 20). Dans Horos, nous sélectionnons le mode « CT-Abdomen » le niveau est alors de 40 et la largeur de 350 UH. Pour ce dernier, les constantes restent inchangées par rapport à nos images sources issues du scanner.



Figure 19 : Image Horos, issue de notre étude, coupe sagittale d'une brebis en fenêtrage os.

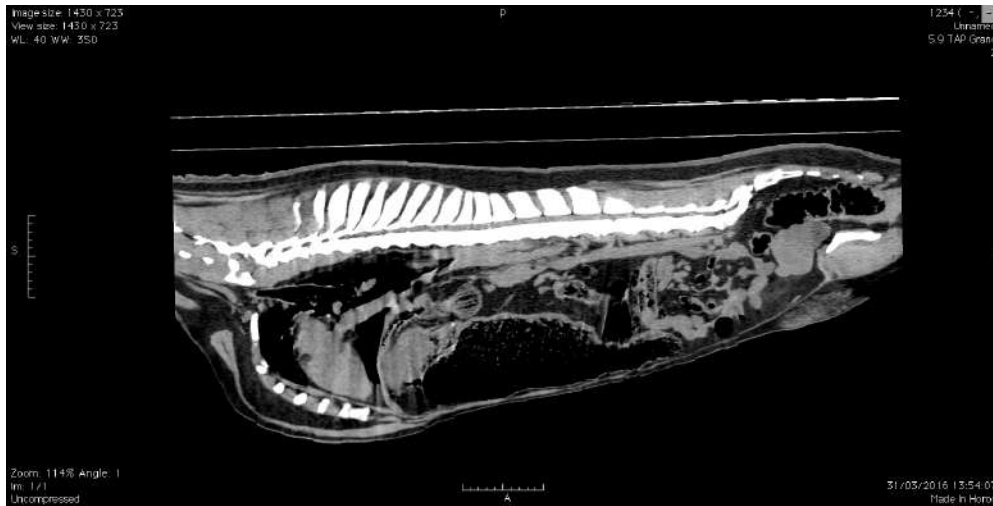


Figure 20 : Image Horos de notre étude, coupe sagittale en fenêtrage tissus mous.

Les images sont lues par un maître de conférence en anatomie et imagerie : le Docteur Mogenicato titulaire d'un PhD et d'un DMV. Cette personne compétente et habilitée a validé le caractère sain de l'anatomie de notre brebis.

4.3 Mise en page et légendes sur Power-Point

Une sélection de différentes coupes sont sélectionnées lorsque de nouvelles structures anatomiques apparaissent afin d'avoir un atlas le plus exhaustif possible. Ces images sont déplacées d'Horos vers un modèle de mise en page provenant du logiciel Power-Point. Chaque coupe est légendée le plus minutieusement possible (Figure 21 et 22). Les légendes sont argumentées à l'aide de différentes sources : atlas d'anatomie ou coupes scanners isolées d'études (29) (30) (31) (32) (33). La localisation de la coupe transversale est illustrée par une coupe sagittale.

Ainsi deux fichiers numériques distincts sont créés : un atlas avec le fenêtrage os et un second avec le fenêtrage tissus mous.

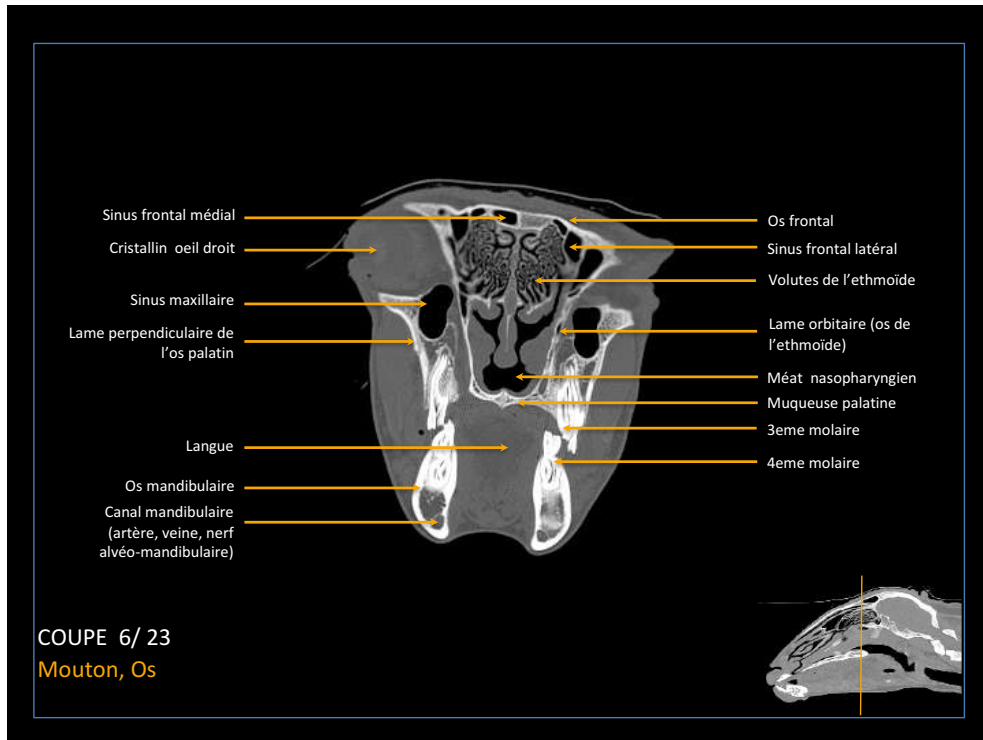


Figure 21 : CT de scanner légendée de notre brebis d'étude, centrée sur les volutes de l'éthmoïde en fenêtrage os.

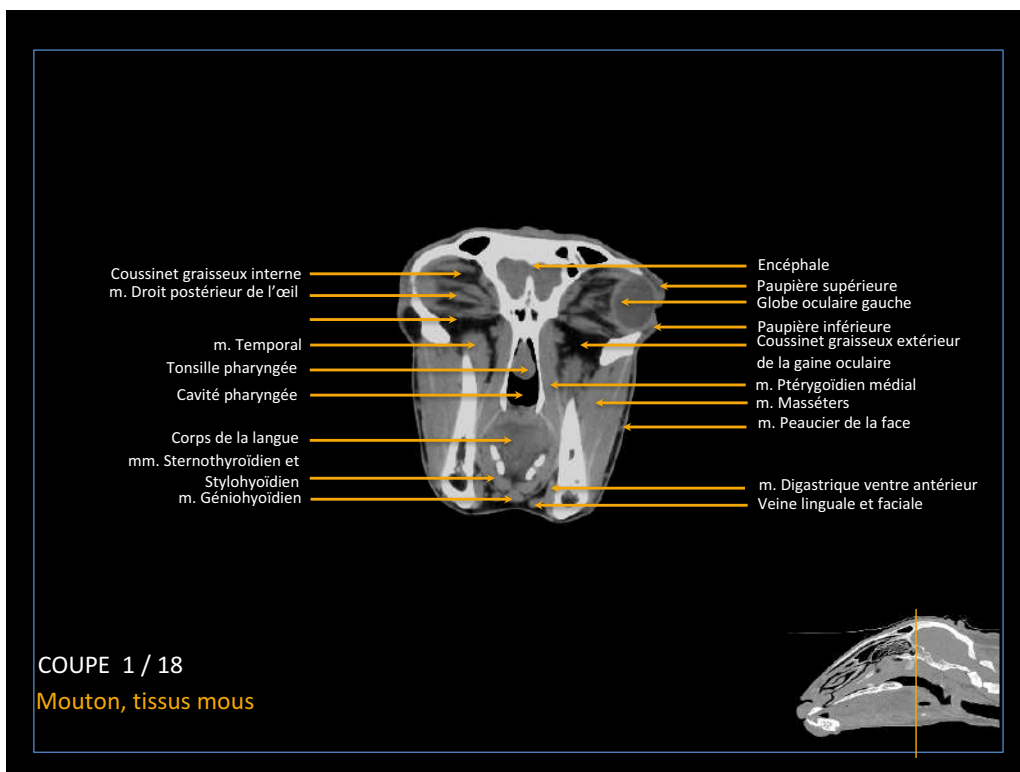


Figure 22 : CT de scanner légendée de notre brebis d'étude, centrée sur le début de l'encéphale en fenêtrage tissus mous.

TROISIEME PARTIE :

Intérêts du scanner des petits **ruminants**

1 Intérêt dans l'enseignement

La complexité des structures osseuses ou de certains organes et leur topographie sont plus facilement mise en évidence sur des coupes scanner que sur une projection radiographique. L'exploitation des images scanner permet aussi une représentation en trois dimensions, cela facilite une nouvelle fois l'interprétation, la compréhension et l'apprentissage.

1.1 Modélisation pour l'apprentissage

L'apprentissage de l'anatomie peut se faire via des travaux de dissections évidemment, mais l'exploitation du scanner est une alternative. Les étudiants peuvent avoir accès à des images en représentations 3D illustrant la structure et la conformation des organes mais également leur topographie les uns par rapport aux autres.

La représentation 3D du squelette de la brebis est aisée, ils pourront explorer l'intégralité du squelette et du crâne, réaliser les coupes souhaitées. La visualisation est aussi détaillée qu'un os séché de travaux pratique.

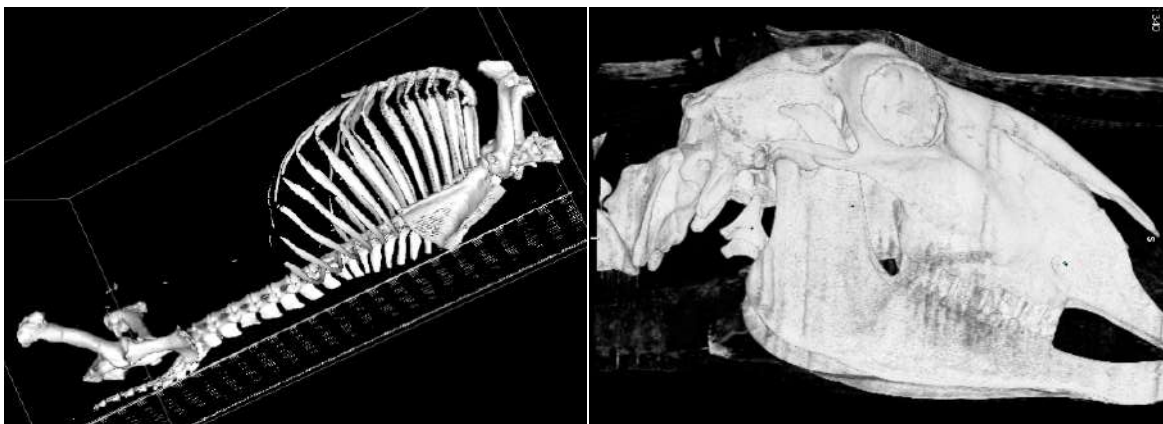


Figure 23 : Captures d'écran via Horos de la représentation 3D du squelette et crâne de notre brebis d'étude .

Une particularité du mouton sur laquelle il est intéressant de s'arrêter est son système digestif avec ses nombreux estomacs, anatomie propre aux ruminants. Nous pouvons visualiser les différents pré-estomacs composés du réseau, des différents sacs du rumen et du feuillet. La caillette qui se trouve en ventro-médial au sac ventral du rumen apparaissant comme une structure hypodense (33), est le véritable estomac des ruminants en termes de fonction digestive (Figure 23).

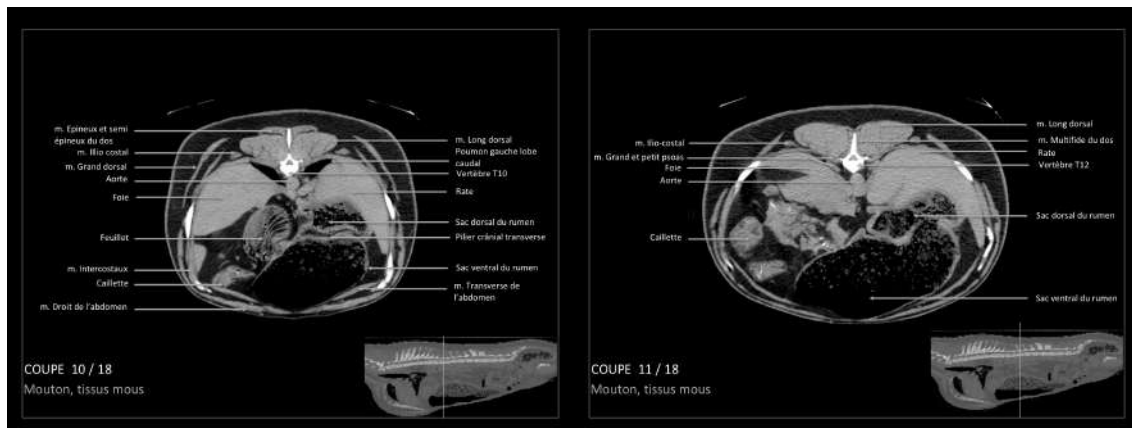


Figure 24 : CT scanner de brebis : image de gauche visualisation du feuillet, de la caillette, du sac dorsal du rumen, et du sac ventral du rumen. Image de droite : visualisation du rumen et ses deux sacs et du réseau et de la caillette.

1.2 Atlas numérique en ligne

Cet atlas numérique permet également d'étoffer un support pédagogique mis en ligne par le service d'imagerie de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse (ENVT). En effet, il y a sur Internet, une banque de données de divers atlas d'animaux, allant des plus communs comme le chien, le chat ou le cheval au plus exotique des nouveaux animaux de compagnie comme le pogona. Ainsi, nous ajoutons nos planches légendées pour illustrer le modèle du petit ruminant au travers de la brebis. Le site se trouve facilement en tapant dans le moteur de recherche les mots clés « atlas envt » ou « atlas scanner » ou en partant du lien web direct : <http://www.anatimagerie-envt.fr> (Figure 24).

Cette base de données est accessible par tous les étudiants vétérinaires mais également par les praticiens vétérinaires curieux de se former ou de se renseigner. En revanche, il faut

souligner que les atlas en ligne sont des atlas d'animaux sains.

Anatomie
Imagerie Normale

Unité pédagogique Enseignement Recherche Atlas Musée Paul Lucien Montané

INP / ECOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE

choix de l'espèce voulue

Atlas

Retrouvez les atlas légendés d'images normales du chien et du chat, associés à un atlas de coupes anatomiques.
Ces atlas sont présentés par région : cérébrale, thoracique et abdominale. Deux techniques d'imagerie ont été utilisées : le scanner et l'IRM. Les atlas sont présentés en coupes transversales dans le sens cranio-caudal. Pour le scanner, deux fenêtrages ont été utilisés : tissu osseux et tissu mou. Pour l'IRM deux pondérations ont été utilisées : T1 et T2. Ces travaux ont fait l'objet de plusieurs thèses de doctorat vétérinaire.

Nouveaux Atlas

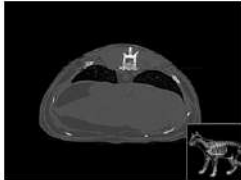
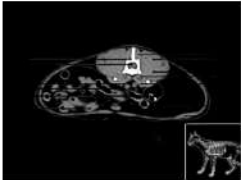
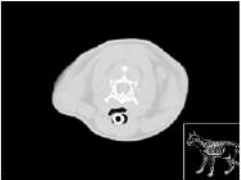
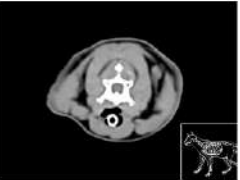
			
Atlas abdomen chat SCTO Plan des coupes transversales	Atlas abdomen du chat SCTM Plan des coupes transversales	Atlas thorax du chat SCTO Scanner tissu osseux >> 30 coupes	Atlas thorax du chat SCTM Scanner tissu mou >> 30 coupes

Figure 25: Page d'accueil du site internet des atlas scanner de l'équipe d'imagerie de l'ENVT, choisir l'espèce souhaitée dans le menu déroulant « Atlas » (cercle).

Le site est simple et intuitif, il permet d'explorer en coupes transversales la totalité de la brebis suivant le fenêtrage choisi, à savoir tissus mous ou tissus osseux (Figure 25,26). Chaque coupe transversale est localisée sur une coupe sagittale afin de se repérer sur l'animal. La coupe transversale souhaitée peut être sélectionnée directement sur la coupe sagittale de référence, ou bien les coupes transversales peuvent défiler les unes après les autres de la partie crâniale à la partie la plus caudale de l'animal. D'autres exemples sont visibles en annexe 2.

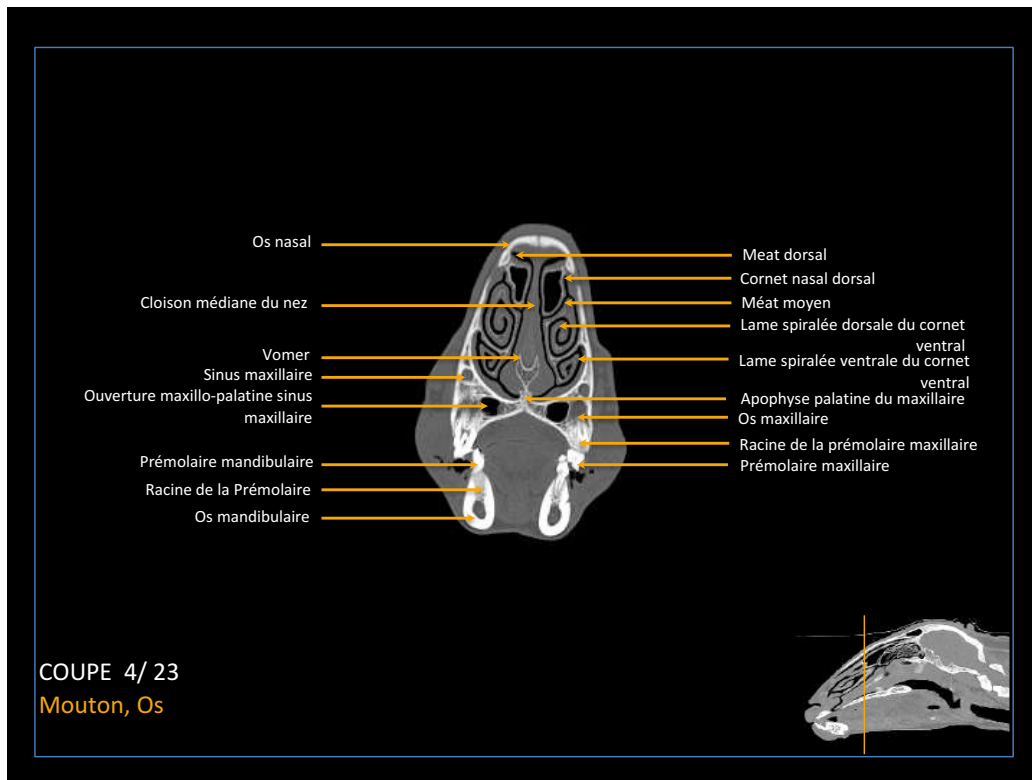


Figure 26 : CT de scanner de l'atlas d'une tête de brebis en fenêtrage os.

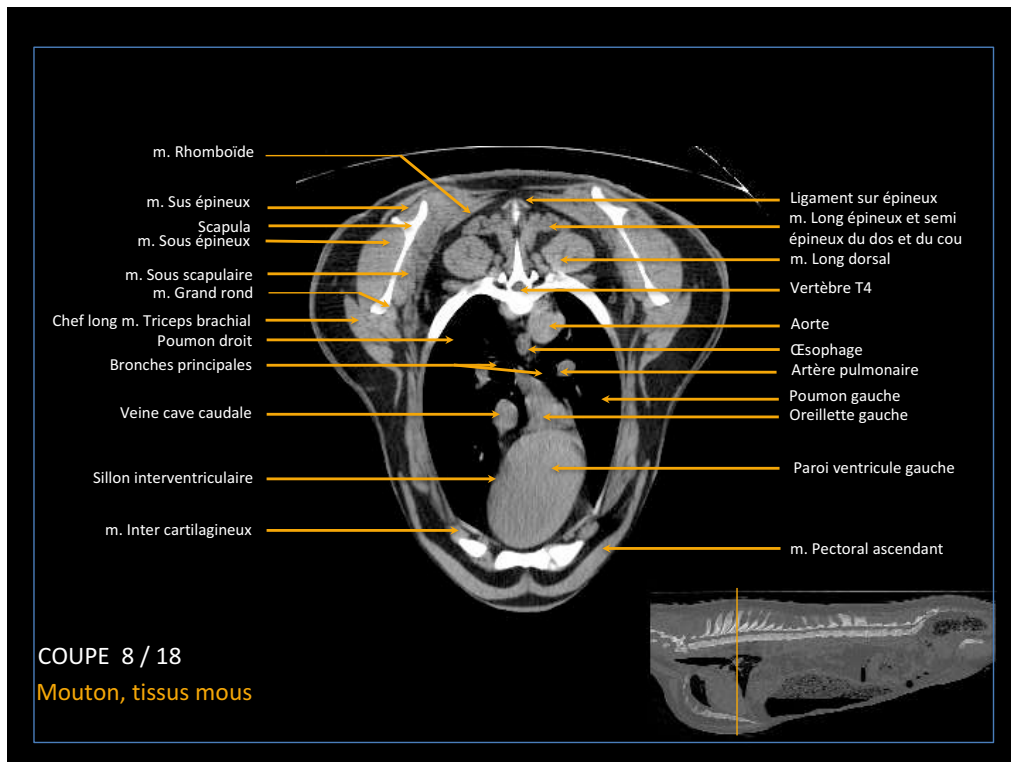


Figure 27 : CT de scanner de l'atlas au niveau de la 4eme vertèbre thoracique d'une brebis en fenêtrage tissus mous.

2 Intérêt d'un atlas scanner dans la recherche

2.1 Un suivi de population

L'utilisation du scanner rend possible le suivi d'un échantillon d'une population. Effectivement, le scanner est une alternative à la dissection. Il permet d'obtenir des données au cours du temps sur un même échantillon de population, sur un même groupe de protocole d'expérience.

Une étude a fait un suivi sur six veaux pour établir des standards de dimensions et de topographie d'organes du thorax comme ceux établis pour les chiens. Chacun des six veaux ont eu six scanners tous les 21 jours entre de T=1 jour et T= 102 jours en prenant des images de leur thorax (31). Il est mis en évidence que certains ont présenté des modifications morphologiques au fil des jours (Figure 27) et l'apparition de bronchopneumonies pour certains veaux, pathologie fréquemment rencontrée chez ces jeunes patients. Les diagnostics de bronchopneumonie sont confirmés à l'autopsie mais les images scanners sont non équivoques en comparaison avec celles de l'animal sain à T1.

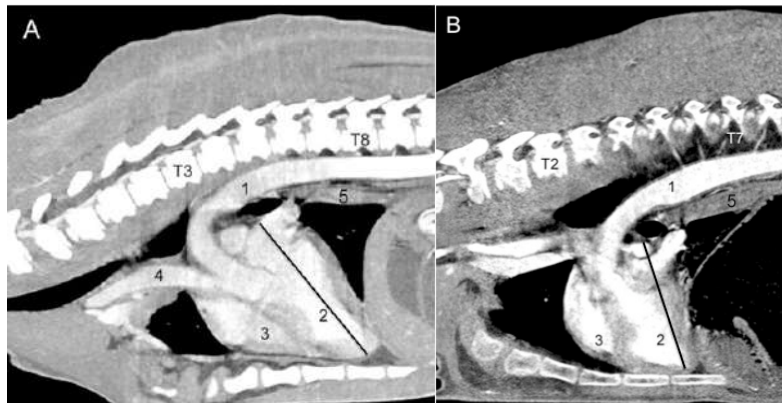


Figure 28 : Coupe sagittale d'un thorax de veau. (A) à l'âge de 1 jour, le cœur est étendu de T3 à T8 et son axe est plus étalé en caudal ; (B) à 105 jours le cœur est étendu de T2 à T7 et son axe est plus verticale (1: aorte, 2: ventricule gauche, 3:ventricule droit, 4: tronc brachiocéphalique, 5: œsophage).

2.2 Le modèle ovin : grand mammifère

La brebis est très populaire dans les essais thérapeutiques ou chirurgicaux en préambule d'essais sur les humains. En effet, elle est d'autant plus intéressante qu'elle présente plusieurs similitudes anatomiques et physiologiques avec l'homme prouvées grâce au scanner. Dans une étude, la tomodensitométrie a été utilisée pour comparer l'oreille humaine et l'oreille de mouton qui en conclut une grande similitude (34). La ressemblance est suffisante pour permettre aux chirurgiens de s'entraîner à pratiquer certaines chirurgies comme l'implant cochléaire sur des brebis plutôt que sur des hommes qui s'avéraient plus délicates en terme d'éthique. La brebis permet également de tester certaines procédures chirurgicales avec de nouveaux matériels qui se destineront à de la médecine humaine (35).

Enfin, la brebis est moins cher qu'un chien, c'est un animal docile qui peut vivre à la ferme entre les expériences ce qui est un avantage au niveau du bien-être animal et de la logistique d'un laboratoire. De plus, selon l'expérience menée, elle peut être remise dans le circuit viande à consommation humaine et ne pas être euthanasiée et destinée à l'équarrissage.

2.3 Etude génétique

Au Royaume Unis, en Nouvelle Zélande ou Hongrie, le scanner est utilisé dans les élevages de moutons et de cochons. En effet, il a une place particulière dans la filière ovine de ces pays. Il permet d'améliorer la composition et la qualité des carcasses par la sélection des animaux les mieux notés, notamment les mâles reproducteurs. Ces béliers sont donc les plus prometteurs pour une meilleure descendance. En effet, l'industrie du mouton a mis en place des programmes de sélection des brebis avec des critères intéressants comme le poids vivant, l'épaisseur du gras, du muscle et des os, tout ceci catalogué dans une base d'index (EBVs). Cette base de données est l'équivalent des index de sélection des vaches laitières.

Les paramètres étaient d'abord estimés avec seulement des images échographiques puis des mesures sur des coupes transversales de scanner ont été prises (Figure 28). Ces dernières mesures s'avèrent plus précises et plus prédictives (jusqu'à 92%-98%) de la réelle valeur de

l'animal et du rendement carcasse que celles prises à l'aide d'un échographe (36).

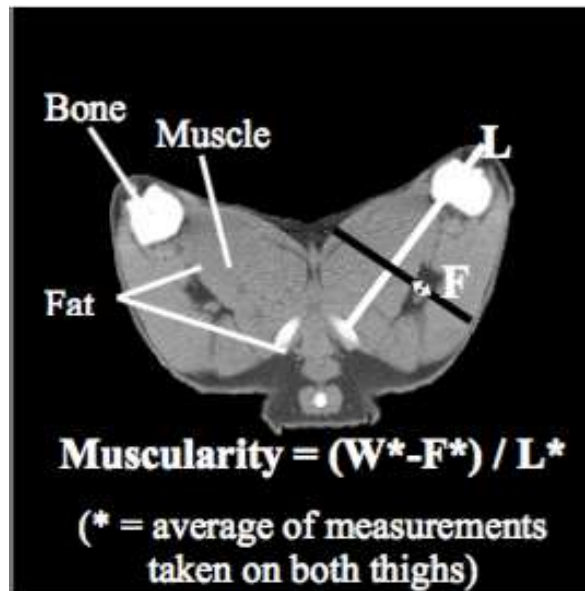


Figure 29 : CT d'un scanner de mouton au niveau de l'ischium, mesures prises et calculées par un logiciel pour comparer la teneur en muscle avec les index EBVs afin de classer l'animal par rapport aux autres. Image extraite d'une note d'information « The Signet guide to breeding for gigot muscularity » par Signet Breeding Service.

Le scanner est une méthode non invasive, c'est un outil précieux pour les programmes de sélection en élevage. En effet, les parents prometteurs ne sont pas sacrifiés pour mesurer des teneurs en gras, des épaisseurs de gigot ou autres mensurations et ainsi ils peuvent transmettre à leur descendance leurs qualités morphologiques. Cependant, le scanner n'est pas très pratique en élevage. Il est non transportable et plus cher qu'une échographie pour laquelle il faut compter seulement 3,5€/échographie. C'est pourquoi les programmes d'élevage au Royaume Uni procèdent selon une sélection en deux étapes. Les moutons sont d'abord échographiés à la ferme, des mesures sont prises, et c'est seulement 20-30 % des moutons les plus prometteurs qui bénéficieront d'un scanner.

De plus, une étude s'est intéressée aux nombres de coupes minimales suffisantes avec une bonne valeur prédictive du poids de la carcasse finale, du poids des os, des muscles et du gras. Il s'avère que seulement trois coupes transversales suffisent (Figure 29): une au niveau de l'ischium, une seconde traversant la 8^{ème} vertèbre thoracique (T8) et une troisième au niveau de la 5^{ème} vertèbre lombaire (L5) (37). Ce qui réduit le coût et le temps par rapport à celui d'un scanner complet. Il faut compter le prix d'environ 70-100 livres par moutons et les programmes

de sélection proposent environ 50 livres de subvention ou 50% de remboursement par mouton (38).

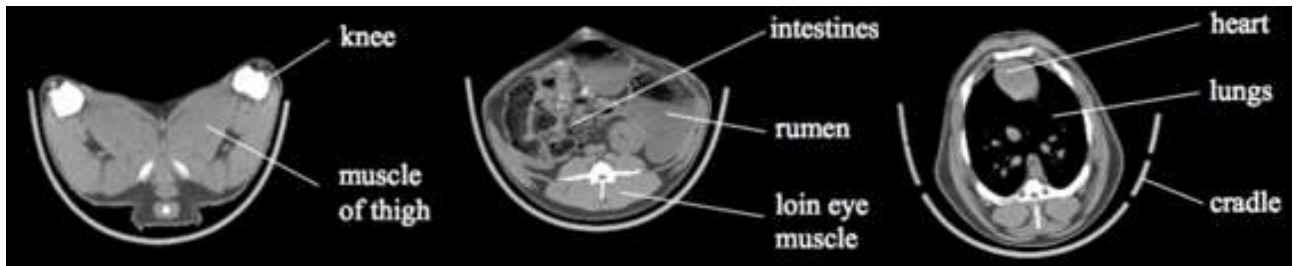


Figure 30 : CT de scanner, respectivement au niveau de l'ischium, de L5 et T8, d'une brebis issu d'un rapport « the signet guide to CT » de Signet Breeding Services.

Ce que les éleveurs veulent c'est « *Simplified “the inside of your ram lamb”* » (38). Ils veulent connaître de quoi sont composés leurs animaux et en quelles proportions, afin de prévoir le bénéfice qu'ils pourront faire.

Le scanner a d'autres utilités dans la recherche touchant la technicité de l'élevage des animaux de rente. Certains l'utilisent pour prévoir le risque de dystocies des brebis en mesurant les dimensions de leur bassin (39).

Certains abattoirs privés se munissent également de scanner ou prototype très basiques afin de scanner les carcasses, d'en obtenir les différentes dimensions et de permettre le calibrage des machines de découpe qui suivent le long de la chaîne (39).

3 Utilisation du scanner pour établir un diagnostic ou bilan d'extension chez les animaux de production

3.1 Thérapeutique plus précise

Le scanner permet d'augmenter le taux de réussite et de précision d'un acte médical comme une ponction d'un disque vertébral par exemple. Cela devient plus facile pour l'opérateur et plus sûr pour le patient qui s'en remet plus rapidement (40). En effet, avec l'aide

du scanner c'est une procédure per cutanée invasive à visée minimale, cela permet d'éviter les vaisseaux et les nerfs. L'aiguille est insérée de 2-3 cm dans le muscle puis le patient et l'aiguille sont passés dans le scanner pour vérifier la bonne position et orientation de l'aiguille. Le taux de réussite d'une ponction du noyau pulpeux du disque intervertébral, même pour un étudiant vétérinaire, atteint alors 85%. Cette procédure sur mouton a permise d'extrapoler aux pratiques humaines (41) (42).

La tomodensitométrie est meilleure que la radiographie en terme de contraste. Ainsi, lorsqu'à la radiographie nous suspectons un faux négatif ou que nous voulons faire un bilan d'extension plus précoce et rechercher des métastases le scanner est préféré. Mais le scanner souffre toujours de son coût et de sa nécessité d'une anesthésie générale, ce qui freine son utilisation ; contre une utilisation systématique en médecine humaine.

3.2 Intérêt diagnostique chez les animaux de production

Les moutons sont très utilisés dans la recherche surtout en tant que modèle, mais l'utilisation du scanner ne se limite pas à cette seule espèce de ruminant. Il est également utilisé à des fins diagnostics sur d'autres animaux de production qui ont une forte valeur économique ou sentimentale. Effectivement, de plus en plus de particuliers possèdent des chèvres ou brebis de compagnie. Les propriétaires peuvent se montrer très motivés. Le scanner est alors utilisé soit comme examen complémentaire de substitution à la radiographie, soit après des radiographies pour tenter d'affiner le diagnostic et le pronostic.

Il est appréciable pour compléter un diagnostic d'actinomyose rencontré chez un veau de cinq mois (Figure 30). Il permet d'énoncer un pronostic au propriétaire en recherchant une potentielle ostéomyélite (43). Il permet aussi de suivre l'efficacité d'un traitement mis en place. De la même manière, il est très utile pour diagnostiquer des affections intracrâniennes suspectées dans un diagnostic différentiel suite à un certain tableau clinique évocateur. Il peut convenir pour détecter un abcès intracranien sous couvert d'utiliser un produit de contraste afin de mieux visualiser l'abcès (Figure 31).

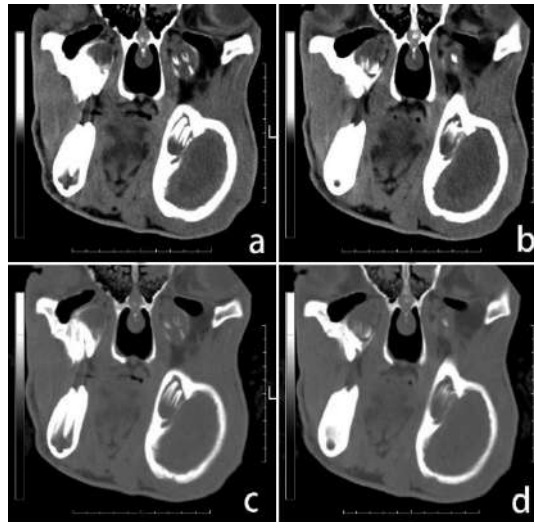


Figure 31 : CT d'image scanner de lésions d'actinomycose de la mandibule gauche (a-b filtre tissu, c-d filtre os) (43).

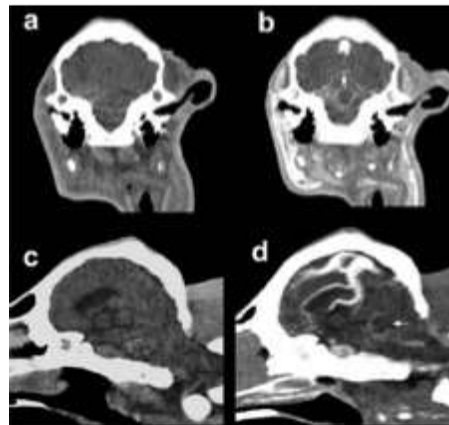


Figure 32 : CT (a, b), coupe sagittale (c, d) images scanner d'un abcès intracrânien d'un veau. (a, b) sans produit de contraste : rien de significatif, (b, d) avec produit de contraste un abcès en zone ventral du cervelet (44).

Conclusion :

Finalement, la tomодensitométrie devient très répandue en médecine vétérinaire canine et équine. C'est un outil d'imagerie très polyvalent et en progrès constant. Elle permet une bonne résolution en contraste et des reconstructions en trois dimensions. Son intérêt réside dans l'investigation des pathologies orthopédiques et celles des tissus mous.

Il demeure un examen complémentaire coûteux, nécessitant une anesthésie générale dans la majorité des cas et il doit répondre aux bonnes pratiques de radioprotection. Ceux-ci en font un examen complémentaire qui n'est pas anodin. Ainsi, un protocole réfléchi doit être respecté.

Mais son utilisation étant grandissante toutes les espèces animales sont de potentiels patients. Il est donc utile d'avoir une base de données de ces animaux par l'élaboration d'atlas. Cet atlas de brebis nous fournit une base de données accessible à tous via un site web. Il permet la formation et l'apprentissage de l'anatomie de l'espèce mais sert également de support de comparaison avec d'éventuelles images d'animaux malades. Effectivement, encore actuellement la formation tomодensitométrique dans les écoles vétérinaires Françaises fait défaut, au profit d'examen plus conventionnels comme la radiographie et l'échographie. L'atlas devient donc une précieuse aide théorique à exploiter.

Annexe 1 :

Valeurs physiologiques d'une brebis

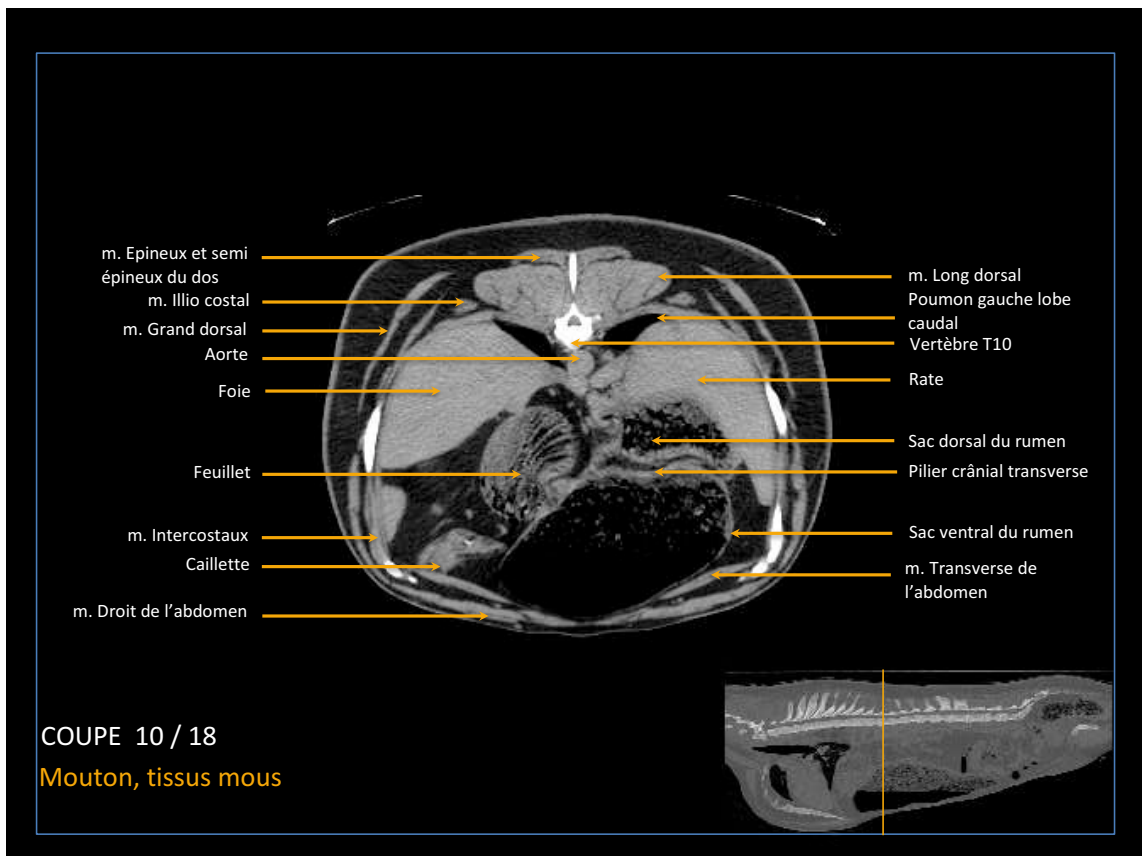
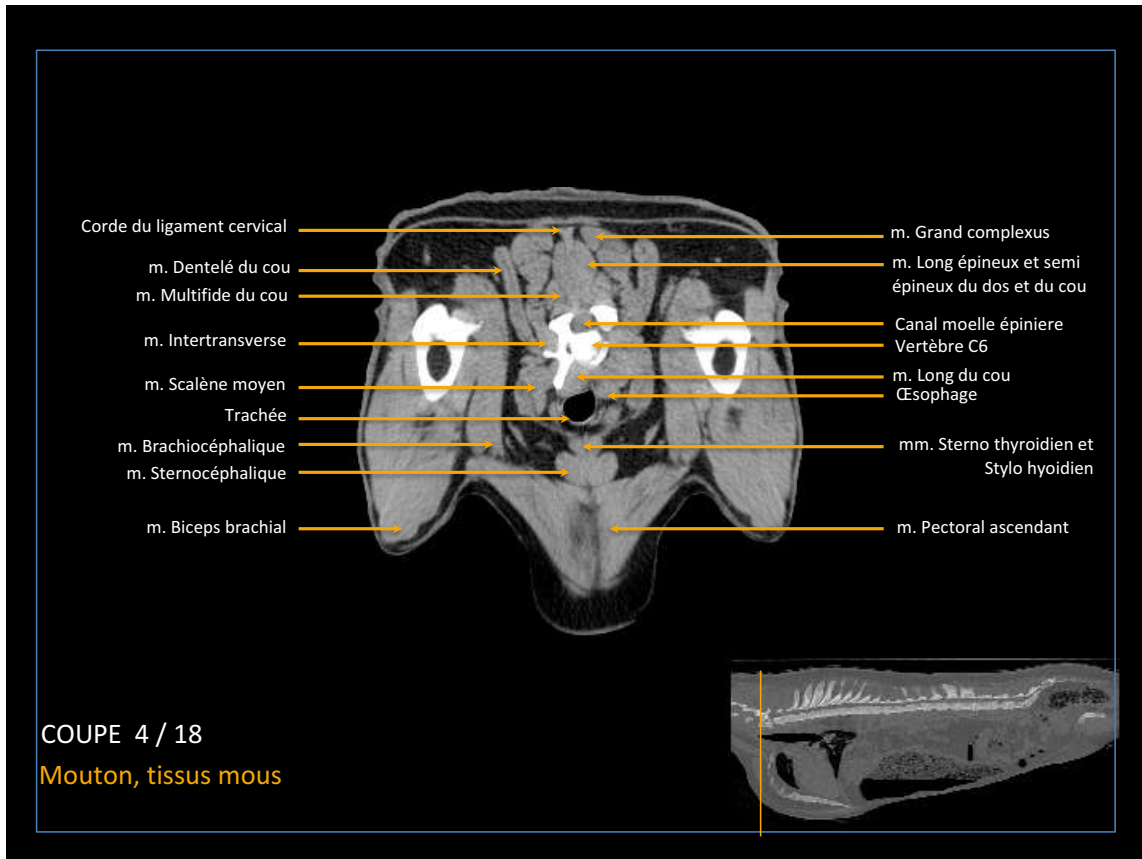
Normes Biochimiques :

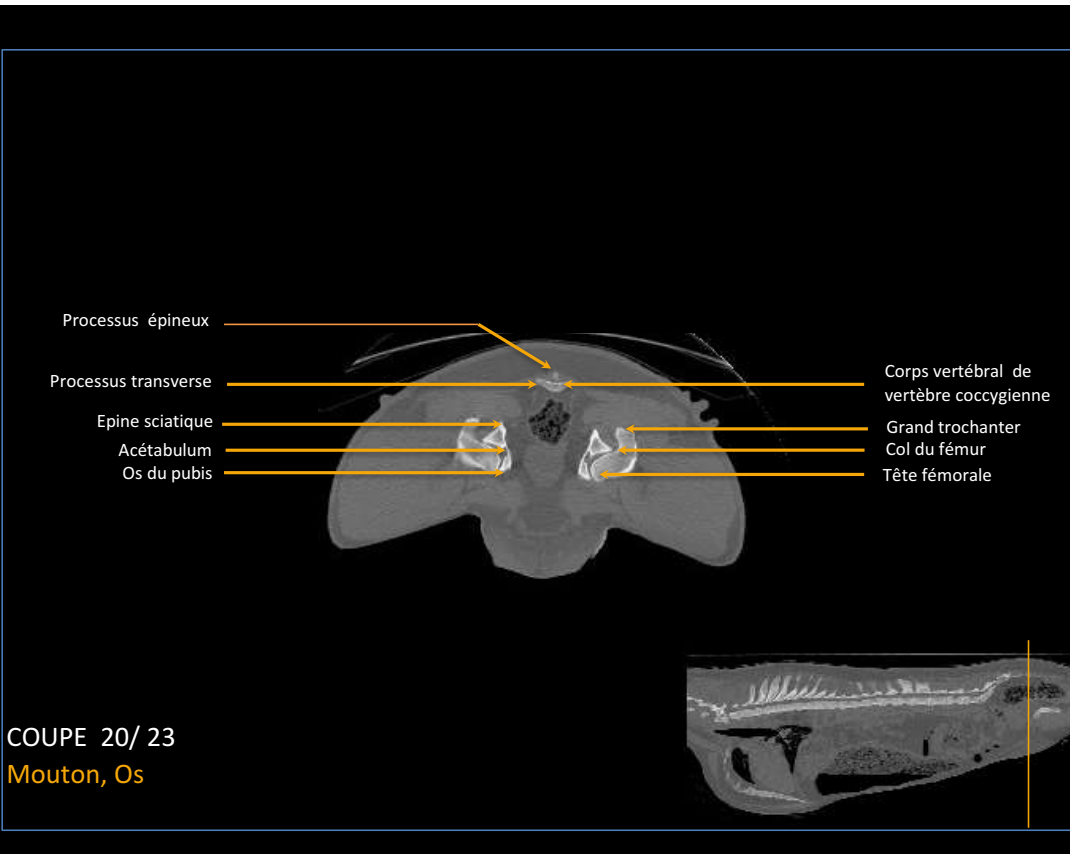
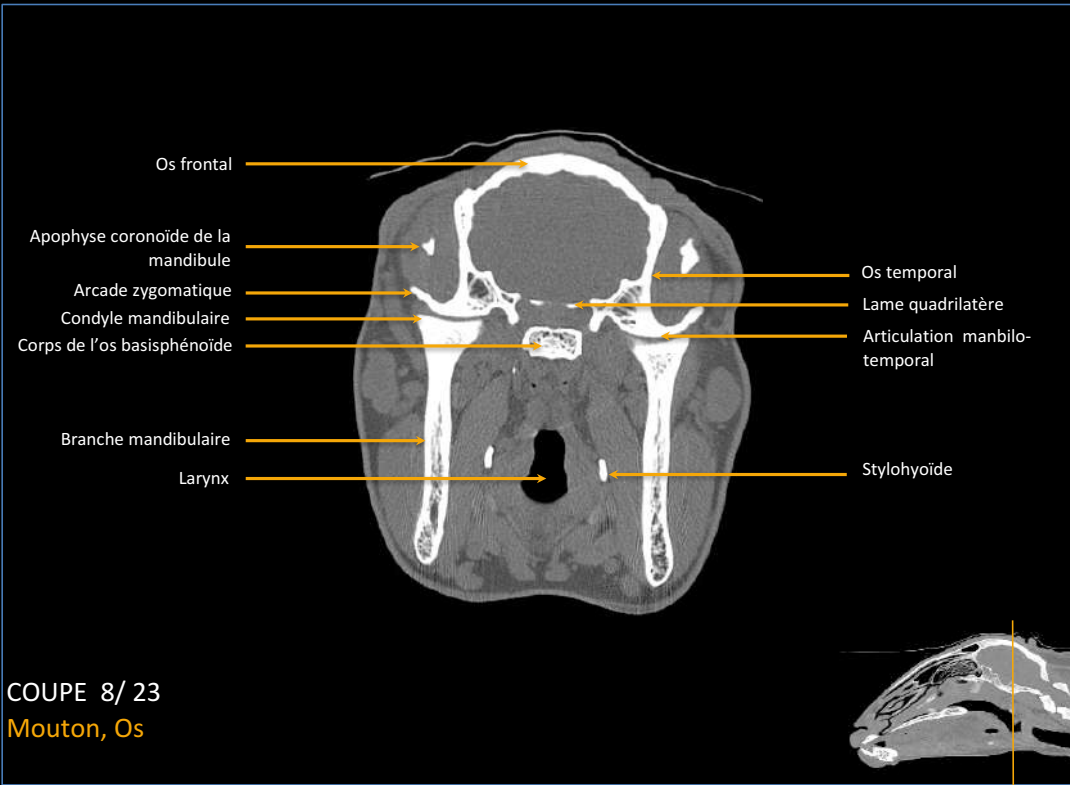
Protéines totales (g/L)	60-79
Albumine (g/L)	28-36
Créatinémie (mg/L)	12-29
PAL (U/L)	70-125
ALAT (U/L)	10-30
Glycémie (g/L)	0,56-0,75
Hématocrite (%)	32-45

Normes Sémiologiques :

Fréquence cardiaque (bpm)	60-120
Fréquence respiratoire (mpm)	10- 30
Pression artérielle systolique (mmHg)	70-100
Température (°C)	38,5-39,5

Annexe 2 :





AGREMENT SCIENTIFIQUE

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

Je soussigné, MOGICATO Giovanni, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **LIEHR Flavie** intitulée « **Tomodensitométrie par rayons X de la brebis : mise en place et analyses de coupes transversales acquises chez l'animal sain.** » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 8 septembre 2017
Docteur Giovanni MOGICATO
Maître de Conférences
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse



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



Vu :
Le Président du jury :
Professeur Isabelle BERRY



Vu et autorisation de l'impression :
Président de l'Université
Paul Sabatier
Monsieur Jean-Pierre VINEL
Le Président de l'Université Paul Sabatier
par délégation,
La Vice-Présidente de la CFVU



Régine ANDREOBRECHT



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

Bibliographie :

- 1. KRAVEL, OLIVIER.** *Guide pratique du scanner en médecine et chirurgie vétérinaire canine et féline.* s.l. : Med'com, 2011.
- 2. SIMAND, CATHERINE.** La radiologie II. Qu'est ce qu'un rayon X ? Comment en produire ? Quel mécanisme permet d'obtenir une radiographie ? *Culture sciences physiques.* [En ligne] 1 Novembre 2007. [Citation : 10 juillet 2016.] <http://culturesciencesphysique.ens-lyon.fr/ressource/imagerie-medicale-radiographie-principe.xml>.
- 3. LAVIN, LISA M.** *Radiography in Veterinary technology.* s.l. : WB Saunders Company, 1999. Vol. 2nd.
- 4. S.W DOUGLAS, M.E. HERRTAGE, H.D WILLIAMSON.** *Principles of veterinary radiography.* s.l. : Bailliere Tindall, 1987. Vol. 4th.
- 5. GAMBINIE, D.J.** *Manuel pratique de radioprotection.* s.l. : TEC&DOC Lavoisier, 1997.
- 6. Tunis, Institut supérieure des technologies médicales de.** La tomодensitométrie (TDM) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) en Médecine Vétérinaire. *Institut supérieur des technologies médicales de Tunis.* [En ligne] <http://istmt.e-monsite.com/pages/tech-de-l-imagerie-medicale/tdm-irm.html>.
- 7. KALENDER, W.A.** *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications.* New York : Wiley & Sons, 2000.
- 8. SC WHITE, MJ PHAROAH.** *Oral Radiology, Principles and Interpretation.* s.l. : The CV Mosby Co, 2009. p. 207. Vol. 5th Edition.
- 9. TOM KIMPE, TOM TUYTSCHAEVER.** Increasing the Number of Gray Shades in Medical Display Systems—How Much is Enough? *Journal of Digital Imaging.* 2007, Vol. 20, 29/12/2006, pp. 422-432.
- 10. AUBER, BERNARD.** *Le scanner: technologie, applications.* Unité d'expertise en radioprotection médicale, Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire. 2009.
- 11. FABRICE CONCHOU, CATHY LAYSSOL, GIOVANNI MOGGICATO.** *Production des rayons X, interaction des rayons X par rapport à la matière.* Unité d'imagerie médicale, Ecole national vétérinaire de Toulouse. Toulouse : Cours étudiants, 2014-2015.

12. —. *La tomодensitométrie : principes de base et applications*. Unité d'imagerie médicale, Ecole nationale vétérinaire de Toulouse. s.l. : cours d'étudiant, 2015.
13. **MARIMBERT, J.** Décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes. *Journal officiel de la république française*. 2007, Vol. 56, 07/12/2007.
14. *Le scanner X*. [En ligne] 2010. [Citation : 25 novembre 2016.] http://perkins.free.fr/controle_qualite_106.htm.
15. **JULIA F BARRETT, NICHLOAS KEAT.** Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics*. November 2004, Vol. 24.
16. **BESSO, JULIETTE.** Le scanner est-il la panacée en imagerie vétérinaire ? *Le Point Vétérinaire*. 2006, Vol. 270, novembre 2006.
17. **YANNICK RUEL, JULETTE BESSO.** Intérêts du scanner et de l'IRM. *Le Point Vétérinaire*. 2004, Vol. 247, Juillet 2004.
18. **CINTIA R OLIVIERIA, MARK A MITCHELL, ROBERT T. O'BRIEN.** Thoracic computed tomography in feline patients without use of chemical restraint. *Veterinary radiology and ultrasound*. 2011, Vol. 52, 29/03/2011, pp. 368–376.
19. **JACQUET, FRANCOIS.** Le scanner est plus polyvalent et moins onéreux que la résonance magnétique. *La Semaine Vétérinaire*. 2010, Vol. 1429, 10/12/2010.
20. **AGNES, FAESSEL.** Pourquoi s'équiper d'un scanner ? *La semaine vétérinaire*. 2012, Vol. 1494, 4/05/2012.
21. **CATHERINE ROY, JACQUES DOUCET, BRUNO PELLETIER.** *Etude de poste en radiodiagnostic vétérinaire conventionnel chez le praticien canin*. Commission de Radioprotection Vétérinaire. Paris : SNVEL, 2006.
22. **AMES, N. KENT.** *Noordsy's Food animal surgery*. Michigan : Willey bBackwell, 2014. Vol. 5th edition.
23. **FOSSUM, TW.** *General Surgical Principles in Small Animal Surgery*. Saint-Louis : Mosby, 2002. p. 50_53.
24. **SHARON, KAISER.** Small Ruminant anesthesia. [auteur du livre] Susan Bryant. *Anesthesia for veterinary technicians*. s.l. : Wiley Blackwell, 2010, p. 373.
25. **HOLOPHERNE, D.** Anesthésie générale du veau: précautions spécifiques. *Le point*

vétérinaire. 2008, Vol. n°39, p. 7.

26. DEAN HENDRICKSON, A.D. BAIRD. *Techniques in large animal surgery*. s.l. : Wiley Blackwell, 2013. Vol. 4.

27. VERWAERDE, PATRICK. surveillance clinique de l'analgésie et de la narcose. *Vetarusi*. [En ligne] 22 février 2013. [Citation : 7 Novembre 2016.] http://www.vetarusi.com/html/cours/cours_ppt.php?cours_id=118.

28. FAUCHIER, NICOLAS. *DMV*. Paris : MED'COM, 2016.

29. ALSAFY, M.A.M. Computed tomography and cross-sectional anatomy of the thorax of goat. *Small Ruminant Research* . ELESVIER, 2008, Vol. 79, july 2008, pp. 158-166.

30. POPESKO, PETER. *Atlas d'anatomie topographique des animaux domestiques*. s.l. : Vander, 1972.

31. OHLERTH STEFANIE, AUGSBURGER H, ABÉ MAXIMILIAN , HATZ L, BRAUN UELI, RINGER SIMONE K. Computed tomography of the thorax of calves from birth to the age of 105 days. *Schweizer Archiv für Tierheilkunde Journal*. 2014, Vol. 156, pp. 489-497.

32. BARONE, R. *Anatomie comparée des mammifères domestiques*. s.l. : Laboratoire d'anatomie ENVL, 1968. Vol. 2.

33. M.A.M ALSAFY, S.A.A EL-GENDY, M.H. EL-KAMMAR. Contrast radiographic, ultrasonographic and computed tomographic imagine studies on the abdominal organs and fatty liver infiltration of zaraibi goat. *Journal of medical sciences*. 2013, Vol. 13, 1/07/2013, pp. 313-326.

34. SEIBEL, VALTER AYRES. CT-Scan sheep and human inner ear morphometric comparison. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*. Mai 2006, Vol. 72, Mai 2006, pp. 370-376.

35. M. JOSCHT, ET AL. Angiographic Anatomy of External Iliac Arteries in the Sheep. *Anatomia histologia embryologia, journal of veterinary medecine*. october 2015.

36. O VANGEN, N B JOPSON. *Reserch application of non invasive techniques for body composition*. Proceeding of the 47th annual meeting of the european association for animal production. lillehammer : s.n., 1996. pp. 25-29.

37. J M MARCFARLANE, R M LEWIS, G C EMMANS, M J YOUNG, G SIMM. Predicting carcass composition of terminal sire sheep using X-ray computed tomography.

Animal science. 2006, Vol. 62, 2006, pp. 289-300.

38. KIRSTY MCLEAN, Texel Sheep Society National Agricultural Centre Stoneleigh Park Kenilworth Warwickshire. *CT Scanning Sheep... ...growth through technology Computed Tomography ...are you making the most of whole body carcase evaluations to market your recorded stock*. Signet Breeding Services.

39. L BUNGER ET AL. Use of X- Ray computed tomography (CT) in UK sheep production and breeding. [auteur du livre] Dr. Karupppasamy Subburaj. *CT Scanning - Techniques and Applications*. 2011, pp. 329-348.

40. MATTHIAS BUNGARTZ, STEFAN MAENZ, ELKE KUNISCH. First-time systematic postoperative clinical assessment of a minimally invasive approach for lumbar ventrolateral vertebroplasty in the large animal model sheep. *The spine journal*. octobre 2016, Vol. 16, 10, pp. 1263–1275.

41. JEAN FRANCOIS NISOLLE, FABIENNE NEVEU , FANNY HONTOIR. CT-guided injection technique into intervertebral discs in the ovine lumbar spine. *Eur spine J*. august 2013.

42. HANS-JOACHIM WILKE, A. KETTLER, K. HOWARD WENGER, L. CLAES. Anatomy of the Sheep Spine and Its Comparison to the Human Spine. *The Anatomical Record*. 1997, Vol. 247, 4/041997, pp. 542–555.

43. T. MOHAMED, F. AL-SOBAYIL, T. KURWASAWA, T. NAKADE, M. FLOECK. Computed tomographic findings in a calf with actinomycosis: a case report. *Veterinari Medicina*, 56, 2011. Mai 2011, pp. 255-259.

44. KI-JA LEE, MIORI KISHIMOTO, JUNICHIRO SHIMIZU. Use of Contrast-Enhanced CT in the Diagnosis of Abscesses in Cattle. *J. Vet. Med. Sci.* 73. 23 August 2010, pp. 113–115,.

Toulouse 2017 NOM : LIEHR Prénom : FLAVIE

RESUMÉ :

TITRE : TOMODENSITOMETRIE PAR RAYONS X DE LA BREBIS : MISE EN PLACE ET ANALYSES DE COUPES TRANSVERSALES ACQUISES CHEZ L'ANIMAL SAIN.

Le scanner est un outil d'imagerie très polyvalent par rapport aux autres examens d'imagerie mis à disposition en médecine vétérinaire. Il permet une très bonne résolution en contraste et la dé-superposition des structures observées, avec des images en trois dimensions à la clé. Malgré son adaptation récente à la médecine vétérinaire, il est de plus en plus utilisé pour les petits animaux de compagnie à des fins diagnostics ou pronostics. Il n'est pas étonnant de constater qu'il devient de plus en plus accessible pour d'autres animaux comme les équidés, les nouveaux animaux de compagnie ou même les animaux de rente. L'imagerie tomodensitométrie vétérinaire est certes en plein progrès mais il manque encore cruellement de personnes compétentes pour interpréter les images. Ainsi, ce travail consiste à fournir un protocole général d'examen scanner chez une brebis qui est présentée comme modèle sain du ruminant. A l'issue de ce projet, un atlas exhaustif de coupes transversales légendées est mis sur Internet. C'est un site facile d'utilisation où divers atlas d'espèces sont déjà présents, il propose différents fenêtrages (os et tissus mous) afin d'explorer la tête et le corps entier de la brebis, les membres ne sont pas inclus dans l'étude. C'est un précieux outil qui pourra servir de support à toute personne, étudiants, praticiens ou chercheurs, voulant se renseigner, se former ou comparer avec ses propres images scanner.

Mots clés : Scanner - Brebis - Mouton - Atlas - Site internet

ABSTRACT :

TITILE : COMPUTED TOMOGRAPHY OF A SHEEP : CT SCAN ATLAS OF A HEALTHY SHEEP.

Scanner is a reliable veterinarian imaging tool that can be used for a wide range of purposes compared to other imaging tools such as X-rays or Ultrasounds. It provides a high contrast resolution, avoids tissue superpositions and can lead to three-dimensional views. Despite its recent adaptation to veterinary medicine, it is more and more used for diagnosis and prognosis on small animals. It is not surprising that it has become very useful tool for horses, new pets or large animals now. Although veterinarian computed tomography scan is constantly striving for progress, but there is a lack of skilled vet imagers. Thus, this work provides a protocol and general principles based on a sheep scanner exam considered as a large healthy animal model. The goal of this study is to publish a complete atlas of cross-captioned sections online of a entire sheep, the lambs are expelled. The website is easy to use, and other species atlas are already online. It offers various windows, such as osseous and soft tissue, in order to explore different parts of the animal. It's a valuable decisionmaking and teaching tool for students, researchers or vet practitioners.

Key words : Scanner - Computed tomography - CT scan – Sheep - Atlas- Internet