



**HAL**  
open science

# Évaluation de la qualité technique radiologique par machine Learning

Héloïse Michaud

► **To cite this version:**

Héloïse Michaud. Évaluation de la qualité technique radiologique par machine Learning. Médecine vétérinaire et santé animale. 2024. dumas-04774239

**HAL Id: dumas-04774239**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04774239v1>**

Submitted on 8 Nov 2024

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ANNEE 2024 THESE : 2024 – TOU 3 – 4074

---

# ÉVALUATION DE LA QUALITÉ TECHNIQUE RADIOLOGIQUE PAR MACHINE LEARNING

---

THESE D'EXERCICE

pour obtenir le titre de  
DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

DIPLOME D'ÉTAT

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

**MICHAUD Héloïse, Romane**

**Directeur de thèse : M. Fabrice CONCHOU**

---

**JURY**

PRESIDENT :

**M. Giovanni MOGICATO**

Professeur à l'École Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

ASSESEURS :

**M. Fabrice CONCHOU**

**M. Benjamin CARTIAUX**

Maître de Conférences à l'École Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Maître de Conférences à l'École Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

**Ministère de l'Agriculture et de l'Alimentation  
ÉCOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE**

**Liste des directeurs/assesseurs de thèse de doctorat vétérinaire**

**Directeur : Professeur Pierre SANS**

**PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE**

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et industrie des aliments*
- M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
- M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Pharmacologie, thérapeutique*
- M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et industrie des aliments d'origine animale*
- M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, statistiques, modélisation*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie pathologique*
- Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la reproduction, endocrinologie*
- M. **GUERIN Jean-Luc**, *Aviculture et pathologie aviaire*
- Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **SHELCHER François**, *Pathologie médicale du bétail et des animaux de basse-cour*
- Mme **TRUMEL Catherine**, *Biologie médicale animale et comparée*

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

- Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, anatomie pathologique*
- Mme **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie vétérinaire*
- M. **DUCOS Alain**, *Zootchnie*
- M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et toxicologie*
- M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- Mme **LACROUX Caroline**, *Anatomie pathologique, animaux d'élevage*
- Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et thérapeutique*
- M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des ruminants*
- Mme **MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation animale*

**PROFESSEURS 2<sup>ème</sup> CLASSE**

- Mme **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
- Mme **CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
- M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*
- Mme **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des équidés et des carnivores*
- M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
- M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, imagerie médicale*
- M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction*
- Mme **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles*
- M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et infectiologie*

## MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la reproduction*
- Mme **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et industrie des denrées alimentaires d'origine animale*
- M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et toxicologie*
- M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et mathématiques*
- Mme **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
- Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*

## MAITRES DE CONFERENCES CLASSE NORMALE

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **BRET Lydie**, *Physique et chimie biologiques et médicales*
- Mme **BOUHSIRA Emilie**, *Parasitologie, maladies parasitaires*
- M. **CARTIAUX Benjamin**, *Anatomie, imagerie médicale*
- M. **COMBARROS Daniel**, *Dermatologie vétérinaire*
- M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*
- Mme **DANIELS Hélène**, *Immunologie, bactériologie, pathologie infectieuse*
- Mme **DAVID Laure**, *Hygiène et industrie des aliments*
- M. **DIDIMO IMAZAKI Pedro**, *Hygiène et industrie des aliments*
- M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophthalmologie vétérinaire et comparée*
- Mme **FERRAN Aude**, *Physiologie*
- M. **FUSADE-BOYER**, *Microbiologie et infectiologie*
- Mme **GRANAT Fanny**, *Biologie médicale animale*
- Mme **JOURDAN Géraldine**, *Anesthésie, analgésie*
- M. **JOUSSERAND Nicolas**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
- Mme **LALLEMAND Elodie**, *Chirurgie des équidés*
- 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. **VERGNE Timothée**, *Santé publique vétérinaire, maladies animales réglementées*
- Mme **WASET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*

## INGENIEURS DE RECHERCHE

- M. **AUMANN Marcel**, *Urgences, soins intensifs*
- M. **AUVRAY Frédéric**, *Santé digestive, pathogénie et commensalisme des entérobactéries*
- M. **CASSARD Hervé**, *Pathologie des ruminants*
- M. **CROVILLE Guillaume**, *Virologie et génomique cliniques*
- Mme **DIDIER Caroline**, *Anesthésie, analgésie*
- M. **DELPONT Mattias**, *Clinique Aviaire*
- Mme **DUPOUY GUIRAUTE Véronique**, *Innovations thérapeutiques et résistances*
- Mme **GAILLARD Elodie**, *Urgences, soins intensifs*
- Mme **GEFFRE Anne**, *Biologie médicale animale et comparée*
- Mme **GRISEZ Christelle**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- Mme **JEUNESSE Elisabeth**, *Bonnes pratiques de laboratoire*
- Mme **LAYSSOL-LAMOUR Catherine**, *Imagerie Médicale*
- Mme **POUJADE Agnès**, *Anatomie pathologique Vétérinaire*
- Mme **PRESSANTI Charline**, *Dermatologie vétérinaire*
- M. **RAMON PORTUGAL Felipe**, *Innovations thérapeutiques et résistances*
- M. **REYNOLDS Brice**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
- Mme **ROUCH BUCK Pétra**, *Médecine préventive*
- Mme **SAADA Chloé**, *Gestion intégrée de la santé des ruminants*

# Remerciements

---

**A Monsieur Fabrice Conchou, mon directeur de thèse,**  
Maître de conférences à l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse  
Attaché de recherche à l'INSERM  
*Imagerie médicale*

De m'avoir épaulée tout au long de la réalisation et de la rédaction du manuscrit, mais aussi d'avoir pris le temps de scorer et de débattre avec expertise des notes à donner à tous ces clichés. Merci infiniment.

**A Monsieur Giovanni Mogenicato, président du jury,**  
Professeur à l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse  
Chercheur au sein de l'unité INSERM ToNIC  
*Anatomie - Imagerie Médicale*

De me faire l'honneur de présider ma soutenance aujourd'hui. Sincères remerciements.

**A Monsieur Benjamin Cartiaux, membre du jury,**  
Maître de Conférences à l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse  
*Anatomie - Imagerie Médicale*

D'avoir accepté de prendre part à ce jury de thèse. Je vous exprime ma plus grande gratitude.

**A Messieurs Guilhem Codron, Benjamin Toni, Awadi Bedja et Yannis Schublin**  
Ingénieurs/Développeurs Informatiques de l'entreprise Picoxia

D'avoir permis de faire le lien entre le domaine vétérinaire et celui de l'intelligence artificielle et d'avoir été à mes côtés jusqu'à l'aboutissement de ce joli projet. Merci à tous.

<b>TABLE DES MATIÈRES</b>
---------------------------

<b>Remerciements.....</b>	<b>5</b>
<b>TABLE DES ILLUSTRATIONS.....</b>	<b>4</b>
<b>LISTE DES ABREVIATIONS.....</b>	<b>6</b>
INTRODUCTION.....	7
<b>PARTIE I - APPROCHE THÉORIQUE : ETABLISSEMENT D'UNE GRILLE DE SCORING DE QUALITÉ RADIOGRAPHIQUE EN MÉDECINE VÉTÉRINAIRE.....</b>	<b>9</b>
I - Rappels sur la formation de l'image radio (bases de physique).....	9
1. L'atome et la radiation.....	9
Rayonnement ÉlectroMagnétique (EM).....	9
Dualité onde-particule.....	10
Caractéristiques des ondes.....	11
Caractéristiques des particules.....	13
Rayonnement ionisant.....	13
2. La production de rayons X.....	13
3. Rôle des constantes radiographiques sur le faisceau de rayons X.....	15
4. L'interaction des rayons X avec la matière.....	16
Diffusion Rayleigh.....	16
Effet Compton.....	17
Effet photoélectrique.....	18
5. Atténuation des rayons X.....	19
6. Rayonnements diffusés.....	20
7. Radioprotection.....	21
Effets biologiques des rayonnements ionisants.....	21
Grandeurs radiobiologiques.....	22
Principes de radioprotection.....	23
Réglementation.....	24
8. Radiographie numérique.....	25
Le système CR (Computed Radiography).....	26
Le système DR (Digital Radiography).....	26
Stockage et distribution.....	27
II – Radiographie du thorax.....	27
1. Radioanatomie du thorax.....	27
2. Indications de réalisation d'une radiographie thoracique.....	32

3. Mise en oeuvre d'une radiographie thoracique.....	32
A. Réglage des constantes radiographiques.....	32
B. Positionnement de l'animal et réglage du faisceau incident : cadrage et centrage.....	33
i. Incidence latérale.....	33
ii. Incidence dorso-ventrale.....	35
iii. Incidence ventro-dorsale.....	37
C. Réalisation du cliché.....	38
4. Les critères de réussite .....	39
A. L'exposition.....	39
B. Le contraste.....	39
C. Le positionnement, le centrage, et le cadrage.....	40
i. Incidence latérale.....	40
ii. Incidences longitudinales.....	40
D. La netteté.....	40
E. La phase respiratoire.....	40
i. Incidence latérale.....	41
ii. Incidences longitudinales.....	41
5. Les erreurs les plus courantes.....	41
6. Établissement d'une grille de scoring d'une radiologie thoracique.....	42
III – Radiographie de l'abdomen.....	45
1. Radioanatomie de l'abdomen.....	45
2. Indications de réalisation d'une radiographie abdominale.....	48
3. Mise en oeuvre d'une radiographie abdominale.....	48
A. Réglage des constantes radiographiques.....	49
B. Positionnement de l'animal et réglage du faisceau incident : cadrage et centrage.....	51
i. Incidence latérale.....	51
ii. Incidence dorso-ventrale.....	54
iii. Incidence ventro-dorsale.....	56
C. Réalisation du cliché.....	57
4. Les critères de réussite.....	57
A. L'exposition.....	57
B. Le contraste.....	58
C. Le positionnement, le centrage, et le cadrage.....	59
i. Incidence latérale.....	59
ii. Incidence longitudinales.....	59
D. La netteté.....	60
E. La phase respiratoire.....	60
i. Incidence latérale.....	60

ii. Incidences longitudinales.....	60
5. Les erreurs les plus courantes.....	60
6. Établissement d'une grille de scoring d'une radiologie abdominale.....	61
<b>PARTIE II : APPROCHE EXPÉRIMENTALE : DÉVELOPPEMENT D'UN RÉSEAU DE NEURONES ARTIFICIELS POUR LE SCORING DE CLICHÉS RADIOGRAPHIQUES AU SERVICE DES VÉTÉRINAIRES.....</b>	<b>64</b>
I - Programmation d'une intelligence artificielle de notation de clichés thoraciques.....	64
1. Étape préalable : notation d'une banque de clichés.....	64
2. Développement d'un algorithme de notation.....	64
3. Test de l'algorithme développé.....	66
4. Incrémentation et perfectionnement du script.....	69
II- Programmation d'une intelligence artificielle de notation de clichés abdominaux.....	73
1. Étape préalable : notation d'une banque de clichés.....	73
2. Développement d'un algorithme de notation.....	73
3. Test de l'algorithme développé.....	74
III - Limites et problèmes rencontrés.....	76
1. Limites de notation des clichés et souci de pertinence.....	76
2. Limites techniques pour le développement et la performance de la machine.....	82
Annexe 1. Courbes de performances du modèle d'évaluation globale de qualité des clichés thoraciques et abdominaux (Picoxia).....	84
CONCLUSION.....	85
BIBLIOGRAPHIE.....	86



## TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Spectre électromagnétique (Exem).....	10
Figure 2 : Illustration des caractéristiques principales des ondes. (Bellessort, 2023).....	12
Figure 3 : Structure d'un rayonnement électromagnétique (Roussel, 2023).....	12
Figure 4 : Schéma et photographie d'un tube générateur de rayons X (d'après <i>Les principes d'imagerie médicale par la radiologie et le scanner: Rayons X: production et interaction avec la matière</i> , 2017) .....	15
Figure 5 : Schéma explicatif du phénomène de diffusion Rayleigh (d'après Bushberg <i>et al.</i> , 2011).....	16
Figure 6 : Schéma explicatif du phénomène de diffusion Compton (d'après Bushberg <i>et al.</i> , 2011).....	17
Figure 7 : Schéma explicatif du phénomène d'effet photoélectrique (d'après Bushberg <i>et al.</i> , 2011).....	18
Figure 8 : Echelle de niveaux de gris et d'opacités radiographiques (d'après Nigoul, 2012)..	19
Figure 9 : Principe d'une grille antidiffusante (Tryonisos, 2021).....	21
Figure 10 : Radioanatomie du système osseux en portion thoracique (images tirées d'imaaios.com).....	28
Figure 11 : Radioanatomie du système respiratoire en région thoracique (images tirées d'imaaios.com) .....	29
Figure 12 : Radioanatomie thoracique de l'espace médiastinal (images tirées d'imaaios.com).....	30
Figure 13 : Radioanatomie de la portion thoracique du système digestif (images tirées d'imaaios.com).....	31
Figure 14 : A. Schéma représentant le positionnement d'une vue latéral d'un cliché thoracique	
B. Cliché thoracique correspondant à un bon positionnement latéral (Muhlbauer and Kneller, 2023) .....	34
Figure 15 : A. Schéma représentant le positionnement d'une vue dorso-ventrale d'un cliché thoracique	
B. Cliché thoracique correspondant à un bon positionnement dorso-ventral (Muhlbauer and Kneller, 2023).....	36
Figure 16 : A. Schéma représentant le positionnement d'une vue ventro-dorsale d'un cliché thoracique	
B. Cliché thoracique correspondant à un bon positionnement ventro-dorsal (Muhlbauer and Kneller, 2023).....	38
Figure 17 : Grille de scoring de la qualité d'un cliché thoracique.....	43-44
Figure 18 : Radioanatomie de la portion abdominale du système osseux (images tirées d'imaaios.com).....	45
Figure 19 : Radioanatomie de la portion abdominale du système digestif (images tirées d'imaaios.com).....	46
Figure 20 : Radioanatomie de la portion abdominale du système urinaire (images tirées d'imaaios.com).....	47
Figure 21 : A. Schéma représentant le positionnement d'une vue latérale d'un cliché abdominal	
B. Cliché abdominal correspondant à un bon positionnement latéral (Muhlbauer and Kneller, 2023).....	54

Figure 22 : A. Schéma représentant le positionnement d'une vue dorso-ventrale d'un cliché abdominal	
B. Cliché abdominal correspondant à un bon positionnement dorso-ventral (Muhlbauer and Kneller, 2023).....	55
Figure 23 : A. Schéma représentant le positionnement d'une vue ventro-dorsale d'un cliché abdominal	
B. Cliché abdominal correspondant à un bon positionnement ventro-dorsal (Muhlbauer and Kneller, 2023).....	57
Figure 24 : Grille de scoring de la qualité d'un cliché abdominal (Manville and Fusellier, 2010).....	62-63
Figure 25 : Écran de la commande de lancement d'entraînement dans le terminal (Picoxia).....	67
Figure 26 : Ecran du terminal après lancement de l'entraînement (Picoxia).....	68
Figure 27 Écran observable sur TensorBoard après lancement de l'algorithme (Picoxia).....	69
Figure 28 : Exemple d'image de validation annotée par machine learning (Picoxia).....	70
Figure 29 : Courbes de performances du modèle d'évaluation de qualité des clichés thoraciques (Picoxia).....	72
A. Courbe d'apprentissage	
B. Courbe de perte d'apprentissage	
C. Courbe de précision de prédiction pour le critère "exposition"	
D. Courbe de précision de prédiction pour le critère "contraste"	
E. Courbe de précision de prédiction pour le critère "positionnement"	
F. Courbe de précision de prédiction pour le critère "netteté"	
G. Courbe de précision de prédiction pour le critère "phase respiratoire"	
H. Courbe de performance générale	
Figure 30 : Image annotée avec la prédiction de l'IA en phase de validation (Picoxia).....	74
Figure 31 : Courbes de performances du modèle d'évaluation de qualité des clichés abdominaux (Picoxia).....	75
A. Courbe d'apprentissage	
B. Courbe de perte d'apprentissage	
C. Courbe de précision de prédiction pour le critère "exposition"	
D. Courbe de précision de prédiction pour le critère "contraste"	
E. Courbe de précision de prédiction pour le critère "positionnement"	
F. Courbe de précision de prédiction pour le critère "netteté"	
G. Courbe de précision de prédiction pour le critère "phase respiratoire"	
H. Courbe de performance générale	
Figure 32 : Radiographie thoracique ventro-dorsale d'un individu brachycéphale (cliché Picoxia thorax 2023-01-04-21-23-34-337094.jpg).....	76
Figure 33 : Radiographie abdominale d'un lapin (cliché Picoxia abdomen 88.jpg).....	77
Figure 34 : Image d'un pneumothorax sous tension chez un chien (cliché de Cyrill Poncet; Jacquet, 2008).....	78
Figure 35 : Cliché thoraciques d'un chat atteint d'épanchement pleural bilatéral (TD radiographie thoracique A4, ENVT).....	79
Figure 36 : Cliché thoracique d'un individu atteint d'une hernie diaphragmatique (cliché Picoxia thorax 42.jpg).....	80
Figure 37 : Radiographie issue de la troisième banque de clichés "thoraciques" à annoter (Picoxia 299.jpg).....	81

## LISTE DES ABREVIATIONS

AM : Amplitude Modulation  
ASN : Autorité de Sûreté Nucléaire  
CD : Compact Disk  
CR : Computed Radiography  
CT : Computed Tomography  
DR : Digital Radiography  
DV : Dorso-Ventral  
DVD : Digital Versatile Disk  
EM : ÉlectroMagnétique  
FM : Frequency Modulation (ou Very High Frequencies)  
IA : Intelligence Artificielle  
IPSN : Institut de Protection et de Sûreté Nucléaire  
IRSN : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire  
PACS : Picture Archiving and Communication System  
PMT : PhotoMultiplier Tube  
RI : Rayonnement Ionisant  
RM : Résonance Magnétique  
SDTE : Syndrôme Dilatation-Torsion de l'Estomac  
TV : TeleVision  
UV : UltraViolet  
VD : Ventro-dorsal

## INTRODUCTION

La radiologie désigne l'étude et les utilisations des rayons X et autres rayonnements ionisants dans différents domaines.

En imagerie médicale, on parle plus précisément de radiographie, technique utilisée depuis la fin du 19<sup>ème</sup> siècle en médecine comme outil diagnostique.

Passant de la radiographie "traditionnelle" analogique à la radiographie numérique, celle-ci garde une place de choix parmi les examens complémentaires à la disposition du praticien, que ce soit en médecine humaine ou vétérinaire.

Support visuel soumis à l'interprétation de l'opérateur, la qualité du cliché revêt une importance toute particulière en cela qu'il est l'image de ce qu'on ne peut pas voir.

Tout indice est alors scruté avec attention et oriente le praticien dans sa démarche intellectuelle en vue de comprendre les signes cliniques de son patient et de le traiter en conséquence.

Dans un monde en constante progression, l'intelligence artificielle a pris une place de choix au rang des nouvelles technologies en développement.

Le terme de "machine learning" se définit comme une technologie d'intelligence artificielle permettant aux machines d'apprendre sans avoir été au préalable programmées spécifiquement à cet effet. Un "apprentissage" grâce à un flux de données conséquent est donc nécessaire.

Celle-ci concerne tous les domaines : la finance, l'industrie, le commerce mais aussi le domaine médical et vétérinaire.

L'imagerie notamment est une des disciplines dans lesquelles elle s'est tout particulièrement développée, permettant l'interprétation systématique de clichés et la détection éventuelles de pathologies.

En médecine humaine, elle est très couramment utilisée et permet déjà, grâce à l'extraction, l'analyse et la modélisation à haut débit de caractéristiques quantitatives d'image, la radiomique, une détection précoce de certains cancers (Lambin *et al.*, 2017, Basran and Porter, 2022) et pourrait être exploitée jusqu'à pouvoir fournir un traitement adapté à chaque individu.

En médecine vétérinaire, certaines études s'accordent à dire qu'elle serait plus performante pour évaluer des lésions thoraciques primaires par exemple (Wilson, 2022) que les vétérinaires praticiens eux-mêmes et de plus en plus de capteurs plan sont déjà équipés de système d'aide au diagnostic.

Les conclusions données s'appuyant sur une base d'images de qualité suffisante pour permettre un diagnostic le plus fiable possible, il apparaît impératif que le cliché soumis à l'interprétation de la machine soit lui-même de bonne qualité pour éviter toute erreur diagnostique pouvant mener à la conduite d'une thérapeutique inadaptée.

Le pont entre intelligence artificielle et imagerie médicale vétérinaire est d'ores et déjà proche du consensus au risque que certains praticiens ne prennent plus le temps nécessaire à orienter leur diagnostic autrement qu'au travers des résultats donnés par la machine. Il est alors primordial que la qualité du cliché exploité soit suffisante pour minimiser les erreurs analytiques.

Ce travail a pour vocation de développer un outil préalable et indispensable à l'interprétation de toute radiographie thoracique ou abdominale, que ce soit par la machine ou même par l'opérateur.

Des scores partiels sont attribués pour chacun des paramètres de qualité et une note globale permet l'acceptation ou le rejet du cliché pris par le praticien, sachant qu'un score de 0 sur un des paramètres entraîne automatiquement le rejet.

L'établissement de critères reflète de qualité radiographique étant le préalable à ce travail, il est important de comprendre comment ils ont été choisis.

Il s'agit ensuite de déterminer la méthode de scoring grâce à des critères anatomiques objectifs avant de pouvoir développer le réseau de neurones à proprement parler.

Enfin, comme toute intelligence artificielle, un score de performance permet de refléter la cohérence entre ses notations et les nôtres afin de perfectionner encore l'algorithme.

# PARTIE I - APPROCHE THÉORIQUE : ETABLISSEMENT D'UNE GRILLE DE SCORING DE QUALITÉ RADIOGRAPHIQUE EN MÉDECINE VÉTÉRINAIRE

## I - Rappels sur la formation de l'image radio (bases de physique)

### 1. L'atome et la radiation

Le rayonnement est une énergie qui voyage dans l'espace ou la matière. Les deux catégories de rayonnement d'importance dans l'imagerie médicale sont l'électromagnétique (EM) et les particules.

#### Rayonnement ElectroMagnétique (EM)

Les ondes radio, la lumière visible, les rayons X et les rayons gamma sont différents types de rayonnement EM. Le rayonnement EM n'a pas de masse, n'est affecté ni par les champs électriques ni par les champs magnétiques et a une vitesse constante dans un milieu donné. Bien que le rayonnement EM se propage à travers la matière, il n'a pas besoin de matière pour sa propagation. Sa vitesse est maximale ( $2,998 \cdot 10^8$  m/s) dans le vide. Dans des domaines tels que l'air, l'eau ou le verre, sa vitesse est fonction des caractéristiques de transport du milieu.

Le rayonnement EM se déplace en lignes droites ; cependant, sa trajectoire peut être modifiée par l'interaction avec la matière par diffusion (changement de trajectoire), absorption (suppression du rayonnement) ou, à des énergies très élevées, transformation en rayonnement particulaire (conversion énergie en masse).

Le rayonnement EM est généralement caractérisé par la longueur d'onde ( $\lambda$ ), la fréquence ( $\nu$ ) et l'énergie par photon (E).

La large gamme de longueurs d'onde, de fréquences et d'énergie par photon, ou spectre électromagnétique, est divisé en catégories : le spectre radioélectrique (qui comprend les transmissions à partir de technologies familières telles que la radiodiffusion AM, FM et TV) ; les systèmes téléphoniques cellulaires et sans fil ; le rayonnement infrarouge (c'est-à-dire chaleur rayonnante) ; visible, ultraviolet (UV) ; et les régions des rayons X et des rayons gamma (Fig.1).

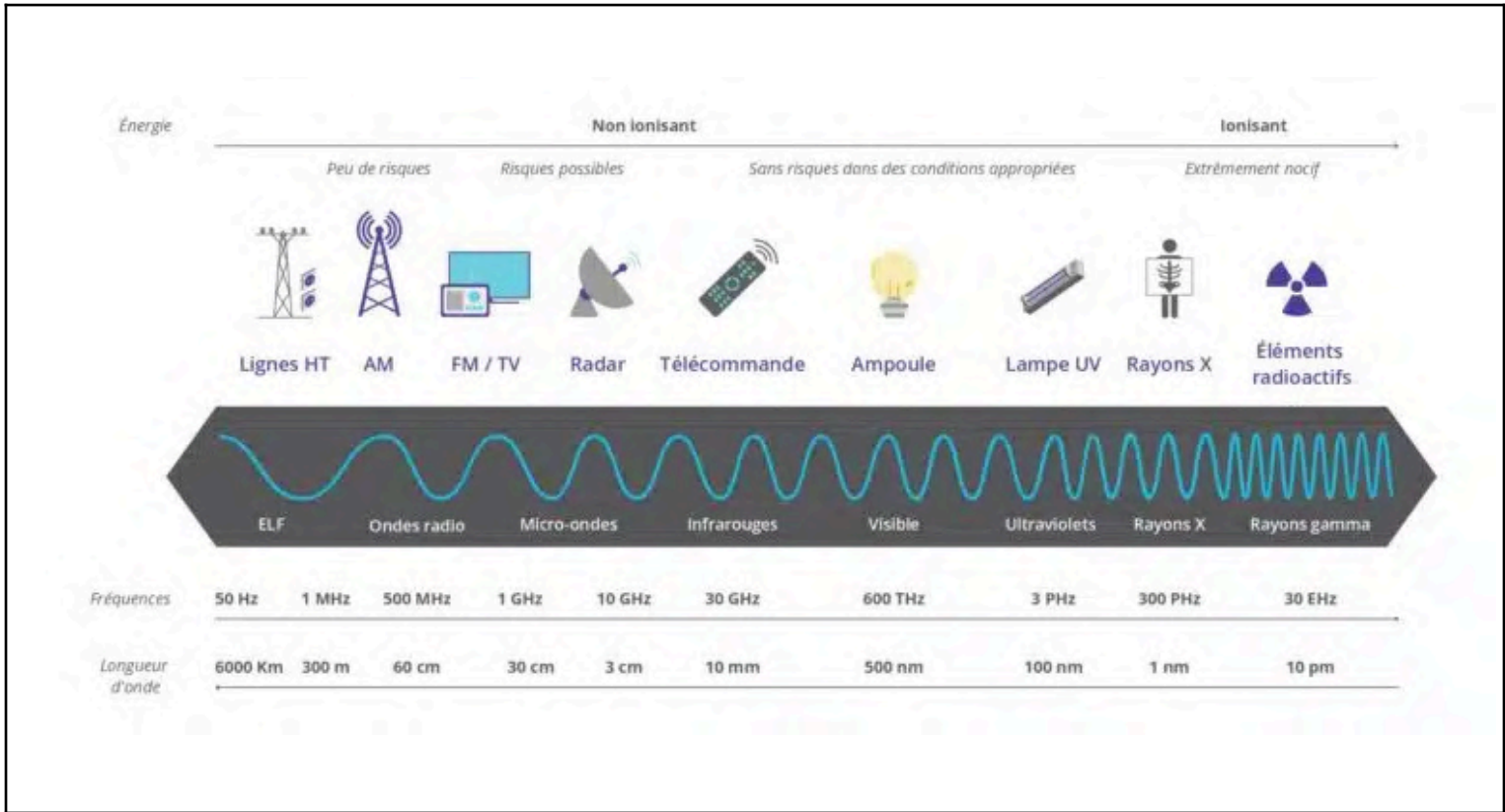


Fig.1. Spectre électromagnétique (Exem)

Plusieurs formes de rayonnement EM sont utilisées dans l'imagerie diagnostique.

Les rayons gamma, émis par les noyaux des atomes radioactifs, sont utilisés pour imager la distribution des produits radiopharmaceutiques.

Les rayons X, produits en dehors des noyaux des atomes, sont utilisés en radiologie, en fluoroscopie et en tomographie par ordinateur.

La lumière visible est produite lorsque des rayons X ou des rayons gamma interagissent avec divers scintillateurs dans les détecteurs utilisés en imagerie et est également utilisée pour afficher des images.

La radiofréquence EM, près de la fréquence FM, est utilisée comme signaux d'excitation et de réception pour l'imagerie par résonance magnétique.

### Dualité onde-particule

Il existe deux façons tout aussi correctes de décrire le rayonnement EM : sous forme d'ondes et de paquets discrets ressemblant à des particules ou de quanta d'énergie appelés photons.

Un principe central de la mécanique quantique est que toutes les particules présentent des propriétés ondulatoires et que toutes les ondes présentent des propriétés ressemblant à des particules.

La dualité onde-particule aborde l'insuffisance de la mécanique newtonienne classique en décrivant pleinement le comportement des objets à l'échelle atomique et sous-atomique.

Les caractéristiques des ondes sont plus apparentes lorsque le rayonnement EM interagit avec des objets de dimensions similaires à la longueur d'onde du photon.

Par exemple, la lumière est séparée en couleurs par l'effet de réseau de diffraction des pistes sur un disque compact (CD) où la distance de séparation des voies est du même ordre de grandeur que la longueur d'onde de la lumière visible.

Les caractéristiques des particules du rayonnement EM, en revanche, sont plus évidentes lorsque les dimensions d'un objet sont beaucoup plus petites que la longueur d'onde du photon. Par exemple, les photons UV et de lumière visible présentent un comportement ressemblant à des particules lors de la détection et de la localisation des rayons gamma dans une caméra gamma de médecine nucléaire. Les photons légers, produits par l'interaction des rayons gamma avec le cristal NaCl d'une caméra gamma, interagissent avec et éjectent des électrons des atomes dans la photocathode d'un tube photomultiplicateur (PMT). Les PMT sont couplés optiquement au cristal, produisant ainsi des signaux électriques pour la formation d'images.

Le comportement ressemblant à des particules des rayons X est illustré par le type classique de collision "boule de bille" entre un photon de rayons X et un électron orbital lors d'un événement de diffusion de Compton. De même, l'énergie du photon à rayons X est complètement absorbée par, et entraîne l'éjection d'un électron orbital (un photoélectron), dans l'effet photoélectrique. Chacune de ces interactions est importante pour l'imagerie médicale et sera discutée plus en détail par la suite.

Avant le développement de la mécanique quantique, la description classique des ondes du rayonnement EM ne pouvait pas expliquer l'observation selon laquelle les énergies cinétiques des photoélectrons dépendaient de l'énergie (ou de la longueur d'onde) du rayonnement incident, plutôt que de l'intensité ou de la quantité de photons incident.

### Caractéristiques des ondes

Toute onde (EM ou mécanique, telle que le son) peut être caractérisée par son amplitude (hauteur maximale), sa longueur d'onde ( $\lambda$ ), sa fréquence ( $\nu$ ) et sa période ( $t$ ).

L'**amplitude** est l'intensité de l'onde.

La longueur d'onde est la distance entre deux points d'identification sur les cycles adjacents : c'est la **période spatiale** de l'onde.

Le temps nécessaire pour terminer un cycle d'une onde (c'est-à-dire un  $\lambda$ ) en est la **période temporelle**.

Le nombre de périodes qui se produisent par seconde est la **fréquence** ( $1/t$ ).

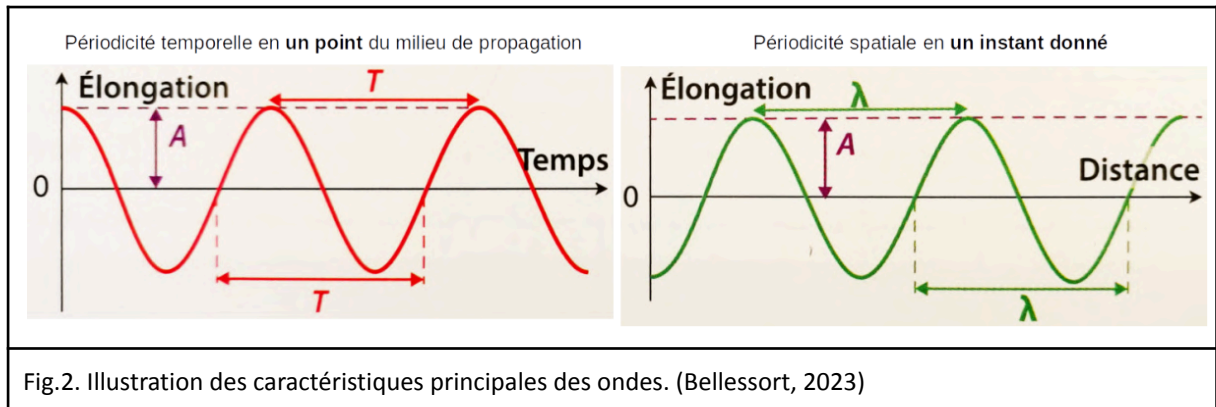
La **phase** est le déplacement temporel d'une vague par rapport à l'autre.

Toutes ces caractéristiques sont illustrées sur la figure 2.

La vitesse ( $c$ ), la longueur d'onde ( $\lambda$ ) et la fréquence ( $\nu$ ) de toute onde sont liées par la relation suivante :

$$c = \lambda \times \nu$$



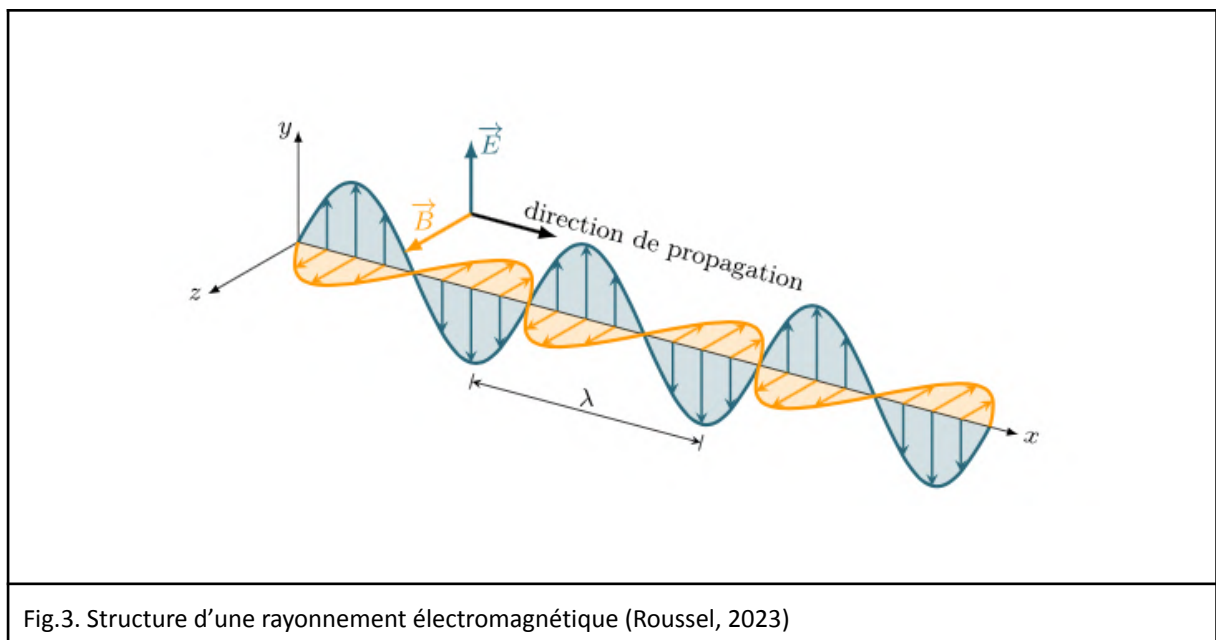


Parce que la vitesse du rayonnement EM est constante dans un milieu donné, sa fréquence et sa longueur d'onde sont inversement proportionnelles.

Les longueurs d'onde des rayons X et des rayons gamma sont généralement mesurées en fractions de nanomètres (nm), où  $1 \text{ nm} = 10^{-9} \text{ m}$

La fréquence est exprimée en hertz (Hz), où  $1 \text{ Hz} = 1 \text{ cycle/s} = 1 \text{ s}^{-1}$ .

Le rayonnement EM se propage sous la forme d'une paire de champs électriques (suivant E) et magnétiques (suivant B) oscillants et se renforçant mutuellement qui sont orthogonaux (perpendiculaires) les uns aux autres et à la direction de propagation, comme le montre la figure 3.



## Caractéristiques des particules

Les paquets (ou quanta) discrets (en forme de particules) d'énergie EM sont appelés photons. L'énergie d'un photon est donnée par :

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

Où h (constante de Planck) =  $6.626 \times 10^{-34}$  J s =  $4\,136 \times 10^{-18}$  eV lorsque E est exprimé en eV et  $\lambda$  en mètres (m).

Les énergies des photons sont généralement exprimées en électronvolts (eV). Un électron volt est défini comme l'énergie acquise par un électron lorsqu'il traverse une différence de potentiel électrique (tension) d'un volt dans un vide.

Les multiples de l'eV communément utilisés en imagerie médicale sont le keV (1 000 eV) et le MeV (1 000 000 eV).

## Rayonnement ionisant

Un atome ou une molécule qui a perdu ou gagné un ou plusieurs électrons a une charge électrique nette et est appelé ion (par exemple, ion sodium ou Na). Certains rayonnements électromagnétiques et particulaires peuvent provoquer une ionisation, pas tous.

En général, les photons de fréquence supérieure à la région UV lointaine du spectre (c'est-à-dire des longueurs d'onde supérieures à 200 nm, voir figure 1) ont une énergie suffisante par photon pour éliminer les électrons liés des enveloppes atomiques, produisant ainsi des atomes et des molécules ionisés.

Le rayonnement dans cette partie du spectre (par exemple, les rayons X et les rayons gamma) est appelé rayonnement ionisant.

Le rayonnement électromagnétique avec des énergies photoniques dans et en dessous de la région UV (par exemple, visible, infrarouge, térahertz, micro-ondes et ondes radio) est appelé rayonnement non ionisant. (fig.1)

## 2. La production de rayons X

Les rayons X sont produits quand des électrons hautement énergétiques interagissent avec de la matière, en convertissant une partie de leur énergie cinétique en rayonnement électromagnétique.

Un générateur de rayons X est généralement constitué d'une source d'électrons (la cathode), d'un tube pour accélérer ces électrons, d'une cible permettant de produire les rayons X (l'anode), tous placés sous vide et contenus dans une enceinte hermétique, et d'un générateur haute tension pour produire la puissance nécessaire pour accélérer les électrons. (Fig.4)

La cathode est chauffée à très haute température et émet des électrons par émission thermoïonique. Pendant le trajet de la cathode vers l'anode, les électrons sont accélérés par la différence de potentiel et obtiennent une énergie cinétique conséquente. Au moment de l'impact avec l'anode cible (généralement constituée de tungstène), l'énergie cinétique des électrons est convertie en d'autres formes. La majorité de l'énergie est transformée en chaleur, par la collision des électrons avec la cible, ce qui augmente considérablement la température de celle-ci. Une petite portion des électrons interagit avec le noyau des atomes de l'anode cible, et sont notamment décélérés par ceux-ci à cause de la force électromagnétique, entraînant une perte d'énergie cinétique convertie sous forme de rayons X.

La proportion de l'énergie perdue sous forme de chaleur et convertie en rayon X dépend de l'énergie de l'électron incident et du numéro atomique de la cible.

Pour du tungstène ( $Z=74$ ) et un électron possédant une énergie de 100 keV, environ 99% de l'énergie est perdue sous forme de chaleur et seulement 1% est convertie en rayons X. Le tungstène est généralement utilisé car il a un numéro atomique élevé et un point de fusion également élevé.

L'anode peut être stationnaire, auquel cas le faisceau d'électrons incident frappera toujours la même zone, et détériorera l'anode au fur et à mesure. Elle peut sinon être placée sur une plaque rotative, permettant de répartir la chaleur sur une plus grande surface, et donc de prolonger la durée de vie de l'anode.

La probabilité d'interaction entre l'électron et le noyau est proportionnelle à la distance entre ces deux éléments. Plus l'électron est proche du noyau, moins il a de chance de produire des rayons X. Par contre, l'énergie du rayon X émis est inversement proportionnelle à cette distance : plus l'électron est proche du noyau, plus il émettra un rayon X de haute énergie (car il sera fortement décéléré), le maximum étant atteint quand l'électron est décéléré totalement, auquel cas toute l'énergie cinétique est transformée en rayon X.

Un corollaire de ce phénomène est que plus la vitesse (et donc l'énergie) de l'électron est importante, plus les rayons X émis pourront être énergétiques. En moyenne, les rayons X émis possèdent entre le tiers et la moitié de l'énergie de l'électron incident.

Ensuite, le faisceau de rayon X émis passe à travers un collimateur, qui permet de focaliser le faisceau, d'ajuster la taille et la forme du champ, et d'éliminer une partie des rayons, notamment les rayons diffusés, qui diminueraient le contraste et entraîneraient un flou sur l'image radiographique.

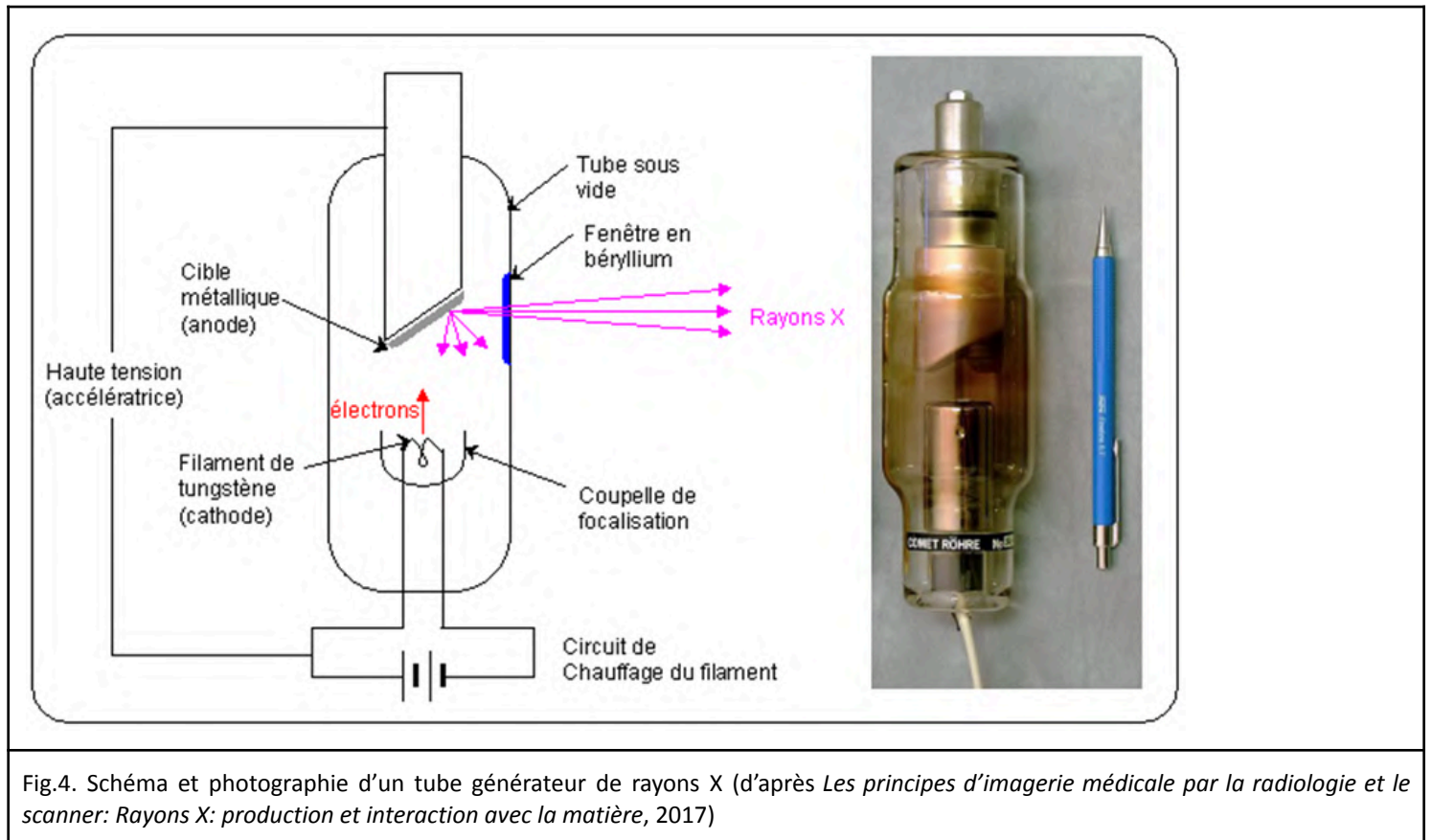


Fig.4. Schéma et photographie d'un tube générateur de rayons X (d'après *Les principes d'imagerie médicale par la radiologie et le scanner: Rayons X: production et interaction avec la matière*, 2017)

### 3. Rôle des constantes radiographiques sur le faisceau de rayons X

L'intensité, la puissance et la durée d'émission du faisceau de rayons X dépendent de trois paramètres appelés "constantes" :

– la **tension** en kilovolts (kV) détermine l'énergie des rayons X.

Plus elle est élevée, plus leur pouvoir de pénétration augmente et moins le contraste entre deux structures de densité proche est visible. En effet, la tension est liée au degré de noircissement et de contraste entre deux structures de radio-densités différentes sur l'image radiographique.

– l'**intensité** en milliampères (mA) caractérise indirectement le nombre de rayons X.

Plus l'intensité s'accroît, plus le nombre de rayons X traversant les structures est important, mais ils ne sont pas plus puissants. En augmentant les mA, le film est davantage noirci, l'exposition s'élève, sans en modifier le contraste : c'est la densité radiographique qui est augmentée.

– le **temps d'exposition** en millisecondes (ms) définit la durée d'émission de rayons X.

Plus il augmente, plus le nombre de rayons X atteignant le film radiographique, donc l'exposition, est important, mais le risque de flou cinétique lié aux mouvements s'accroît.

Le choix de ces trois constantes est primordial, car elles définissent les caractéristiques du faisceau de rayons X, déterminant ainsi la qualité de l'image radiographique.

#### 4. L'interaction des rayons X avec la matière

Quand les rayons X traversent la matière, ils peuvent être absorbés, diffusés ou ne pas interagir.

##### Diffusion Rayleigh

Lorsqu'un rayon X rencontre un atome, son champ électrique peut déformer le nuage d'électrons autour de l'atome. Les électrons vont alors osciller en phase, puis se stabiliser en émettant un rayon X de même longueur d'onde que l'onde incidente, mais dans une direction légèrement différente. (Fig.5)

La détection des rayons X diffusés va altérer la qualité de l'image radiographique. Cependant, la diffusion Rayleigh ne représente que 5 à 10% des interactions avec les tissus mous, et est de moins en moins fréquente avec l'augmentation de l'énergie des rayons incidents (10% pour des rayons de 30 keV, 5% pour des rayons de 70 keV et au-delà).

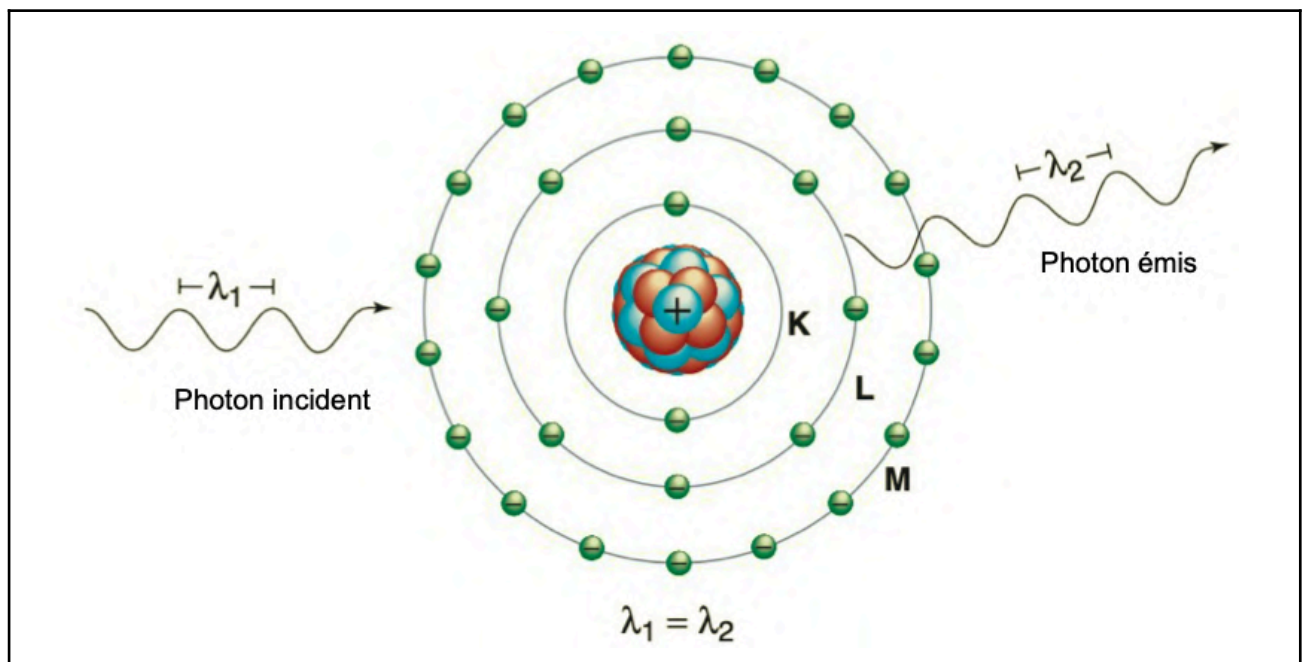


Fig.5. Schéma explicatif du phénomène de diffusion Rayleigh (d'après Bushberg *et al.*, 2011)

## Effet Compton

L'effet Compton (ou diffusion Compton) est une interaction essentielle entre les tissus mous et les rayons X utilisés en imagerie médicale. C'est contre ce type de rayonnement qu'il faut se protéger; il ne participe pas à la formation de l'image.

Lorsque le rayon X rencontre un atome, il peut éjecter un électron de la couche périphérique. Une partie de l'énergie du rayon X incident sera convertie en énergie cinétique de l'électron, l'autre partie sera diffusée sous la forme d'un rayon X de moindre intensité. (Fig.6)

De ce fait, l'effet Compton entraîne l'ionisation de l'atome. Le rayon X est donc un rayonnement ionisant par ce biais. L'électron éjecté va perdre son énergie en ionisant à son tour des atomes proches (en l'occurrence, les atomes du patient ou du manipulateur), ce qui est délétère. Il faut donc s'en protéger.

Le rayon X diffusé peut quant à lui traverser la matière sans interaction, ou à son tour interagir avec la matière selon la diffusion Rayleigh, l'effet Compton ou l'effet photoélectrique.

Plus le rayon X incident est énergétique, plus l'électron et le rayon X diffusés sont émis dans une direction proche de la direction incidente, et de ce fait être détectée par le récepteur radiographique, ce qui va altérer la qualité de l'image radiographique, notamment son contraste, en ajoutant un flou.

L'effet Compton augmente avec l'énergie du rayon incident (supérieure à 100keV) et la densité de la matière traversée. (cours de 1ère année, Pr.Conchou, ENVT)

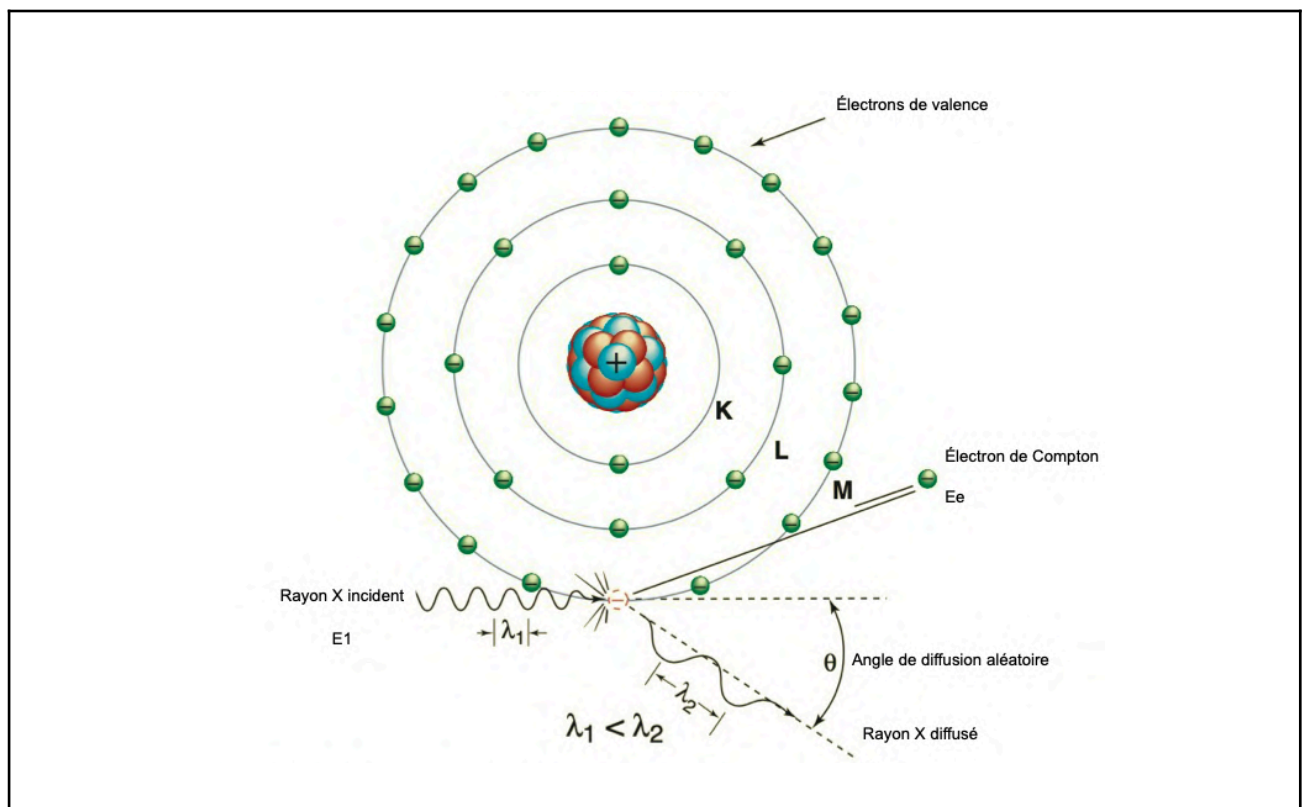


Fig.6. Schéma explicatif du phénomène de diffusion Compton (d'après Bushberg *et al.*, 2011)

## Effet photoélectrique

Avec l'effet photoélectrique, lorsqu'un rayon X incident arrive sur un atome, c'est un électron de la couche la plus interne qui est éjecté. L'électron ayant absorbé l'énergie du photon, on parle de photoélectron. Le rayon X est donc aussi un rayonnement ionisant par ce mécanisme. La place vacante occupée par le photoélectron émis sera prise par un électron de la couche supérieure, et ainsi de suite jusqu'à la couche la plus périphérique. On parle de « cascade d'électrons ». A chaque mouvement d'électron, un rayon X est émis, correspondant à la dissipation de l'énergie nécessaire à passer d'une couche à l'autre (Fig.7). Ces rayons X émis possèdent une énergie beaucoup plus faible que le rayon X incident.

Avec ce mécanisme, aucun rayonnement diffusé n'est émis, puisque les rayons X émis sont de très faible énergie et sont rapidement absorbés par l'organisme. On parle donc parfois d'« absorption photoélectrique ».

L'effet photoélectrique est responsable de la formation de l'image radiographique et permet de distinguer les différents organes traversés en fonction du degré d'absorption. Il augmente avec le numéro atomique du milieu, et diminue quand l'énergie du rayon X incident augmente. (il prédomine sous 70keV)

C'est pour cela que ce sont des tabliers en plomb qui sont utilisés, étant de numéro atomique élevé, pour que le personnel soit protégé. (cours de 1ère année, Pr.Conchou, ENVT)

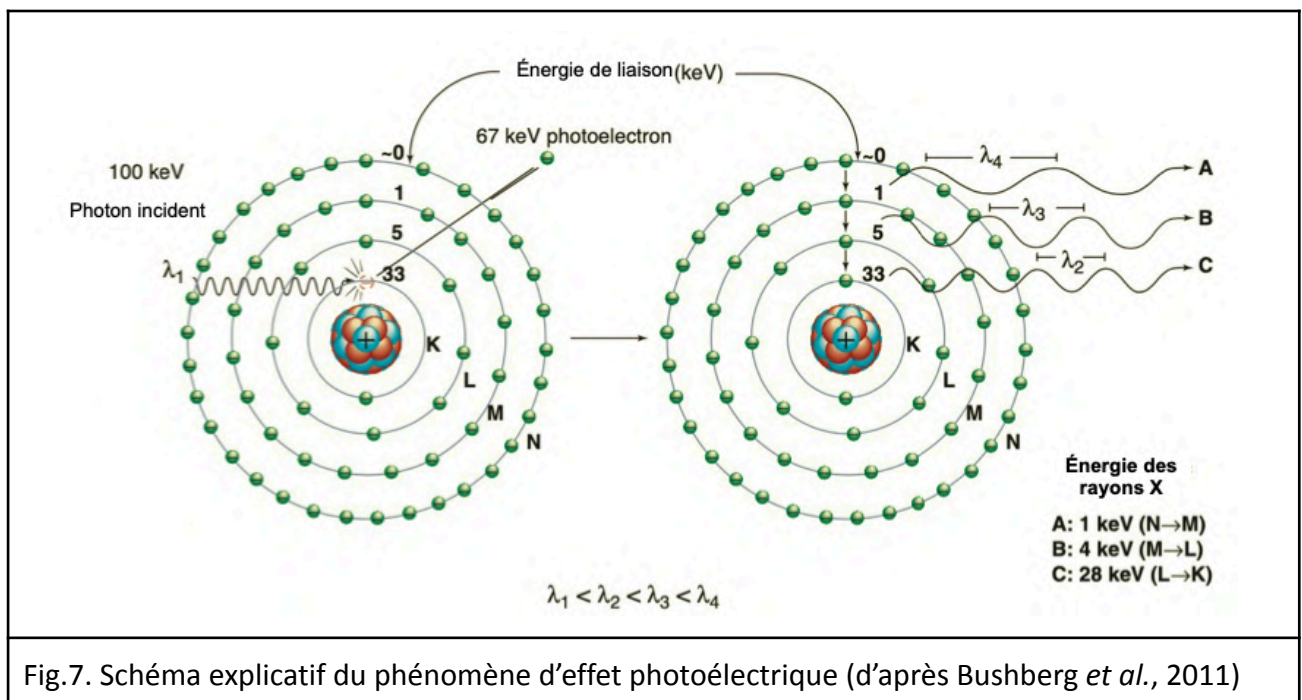


Fig.7. Schéma explicatif du phénomène d'effet photoélectrique (d'après Bushberg *et al.*, 2011)



## 5. Atténuation des rayons X

Si on met un animal entre la cassette radiographique et le générateur, le RX incident va traverser, interagir avec la matière et être diminué en intensité : c'est l'atténuation de l'intensité du RX.

La diminution en intensité reçue par le film radiographique est appelée image de rayonnement : c'est la réduction du nombre de RX résultant de leur absorption par effet photoélectrique ou de leur diffraction par effet Compton.

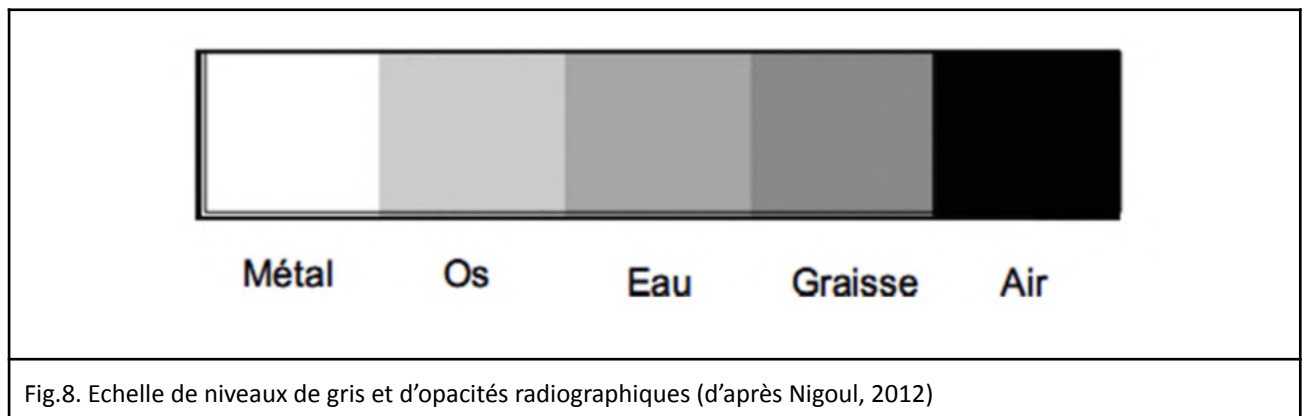
- ❖ RX transmis : parties noires de la radio
- ❖ RX +/- absorbés : ≠ niveaux de gris visible
- ❖ RX diffractés : voile qui altère la qualité radiographique
- ❖ RX complètement absorbé donne l'image la plus blanche de la radio.

L'atténuation varie en fonction de :

- l'épaisseur : plus elle est grande, plus l'atténuation est forte.
- la densité : l'atténuation est favorisée pour des constituants dont la densité est forte car l'effet photoélectrique prédomine pour des structures denses donc qui apparaissent plus blanc (os).
- le numéro atomique Z de la matière traversée : l'absorption est beaucoup plus forte quand Z augmente. Dans ce cas, l'atténuation est beaucoup plus forte dans l'os que dans le tissu mou.

En radiographie conventionnelle, nous distinguons cinq types d'opacités radiographiques illustrées sur la figure 8, qui sont de la plus radiotransparente à la plus radio-opaque :

- Gazeuse (air) : Radio-opacité noire.
- Graisseuse : Radio-opacité grise foncée.
- Liquidienne (tissulaire) : Radio-opacité grise moins foncée.
- Osseuse (calcique) : Radio-opacité grise claire.
- Métallique (sulfate de baryum et iode comme produits de contraste) : Radio-opacité blanche.





## 6. Rayonnements diffusés

Un autre paramètre influence également la qualité du cliché : le rayonnement diffusé. Une partie des rayons X est déviée de sa trajectoire initiale, ce qui entraîne une perte d'information.

En effet, ces rayons X n'interviennent pas dans la bonne construction de l'image : ils ne sont pas porteurs de l'objet traversé.

Ils entraînent même une dégradation de celle-ci dans la mesure où ils "polluent" le cliché en noircissant le film radiographique de manière aléatoire, créant alors un voile.

Ils ont deux origines : l'effet photoélectrique, qui est négligeable, et l'effet Compton, le principal responsable.

La production de rayons diffusés augmente quand :

- ★ L'épaisseur de la zone à radiographier augmente. En effet, plus l'épaisseur est importante, plus il y a d'interactions avec la matière donc plus il y a d'effet Compton ;
- ★ L'énergie des rayons X augmente (tension), puisque cela augmente l'effet Compton ;
- ★ La taille du champ radiographique augmente, car il y a plus de rayons X produits, donc plus de rayonnement diffusé, c'est pour cela que l'on utilise un diaphragme.

Le nombre de rayons X diffusés augmente avec l'épaisseur de la région à radiographier. Au-delà de 10 cm, ils dégradent l'image radiographique de manière rédhibitoire, et une grille antidiffusante est alors nécessaire. Cette dernière est composée de fines lamelles de plomb orientées selon le même axe que le faisceau primaire de rayons X. Elle laisse passer les rayons X qui restent dans l'axe et arrête ceux qui suivent une autre trajectoire. Ainsi, elle bloque une grande partie des rayons X diffusés. (Fig.9)

La grille antidiffusante atténue également le faisceau primaire, ce qui impose d'augmenter les constantes radiographiques.

Au final, le choix des constantes radiographiques varie selon la région et son épaisseur. En effet, en fonction des structures radiographiées, le praticien privilégie le contraste ou la résolution, et, selon l'épaisseur, il utilise une grille antidiffusante ou non.

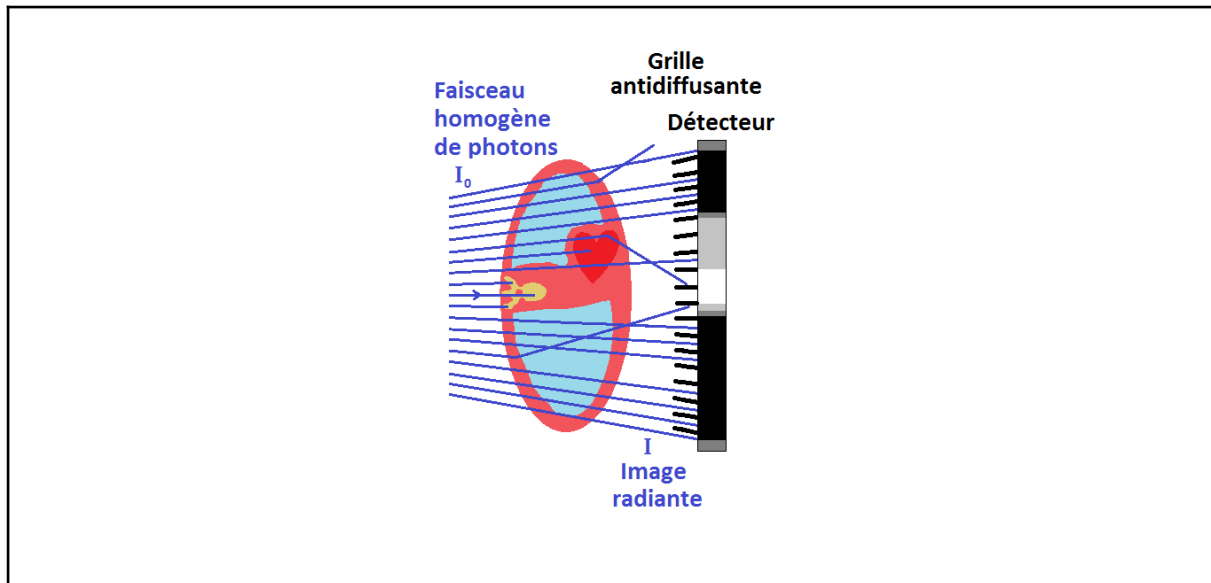


Fig.9. Principe d'une grille antidiffusante (Tryonisos, 2021)

## 7. Radioprotection

### Effets biologiques des rayonnements ionisants

Le pouvoir de pénétration des rayons ionisants est défini par le transfert linéique d'énergie. Les rayonnements de faible transfert linéique sont peu ionisants : particules bêta, rayons X et gamma.

Leur ionisation est donc majoritairement indirecte (via les molécules d'eau) et on constate les 3 effets déjà évoqués lors des interactions entre les RX et la matière que sont l'effet Compton (le plus gênant), l'effet photoélectrique, et la diffusion simple.

Ceci entraîne une modification des structures membranaires par oxydation des acides gras insaturés des phospholipides accompagnée de troubles de la perméabilité.

Les ionisations indirectes touchent en particulier les molécules d'eau qui sont excitées ou ionisées avec la formation de radicaux libres ( $H\cdot$ ,  $OH\cdot$ ) qui sont néfastes pour les autres molécules, notamment l'ADN cellulaire : c'est l'effet radiolyse de l'eau.

La cible principale des radicaux libres est l'ADN, sur lequel ils provoquent différents effets, dont les plus délétères sont les cassures double-brins et les modifications de bases.

Les conséquences varient selon la réparation qui a lieu, heureusement, il s'agit souvent d'une réparation fidèle.

En l'absence de réparation, la mort cellulaire provoquée va induire une pathologie tissulaire : c'est l'effet déterministe. A noter qu'une mauvaise réparation peut aboutir aux mêmes conséquences.

Pour observer des **effets déterministes**, il faut que l'exposition soit accidentelle et que la dose reçue soit assez importante : si on dépasse une valeur seuil, on est sûr d'observer les effets, qui sont d'autant plus importants que la dose est élevée. Les conséquences sont précoces voire **immédiates** et ne prennent que quelques heures à quelques mois pour apparaître, bien qu'il soit parfois difficile de les reconnaître.

En revanche, lorsqu'un défaut de réparation aboutit à une apoptose ou à une mutation non létale pouvant aboutir au développement d'un cancer ou à une anomalie héréditaire, on parle d'**effet aléatoire**.

Les effets aléatoires sont **sans seuil**, c'est pourquoi il est nécessaire d'appliquer un principe de précaution contre les rayonnements ionisants. Ils surviennent lors d'expositions répétées à de faibles doses de rayonnements et leur fréquence d'apparition est proportionnelle à la dose reçue, mais pas leur gravité. Les effets sont tardifs et non spécifiques.

Les radicaux libres produits peuvent également attaquer les structures enzymatiques qui se retrouvent inactivées, provoquant des blocages métaboliques.

Tous les tissus ne sont pas égaux face aux rayons X : plus la différenciation est forte, moins le tissu est radiosensible et plus les divisions sont fréquentes, plus il est radiosensible.

C'est pourquoi les cellules intestinales et de la moelle osseuse sont les plus radiosensibles, tandis que les neurones le sont beaucoup moins.

### Grandeurs radiobiologiques

- La dose absorbée ( $D$ ) en Gray (Gy) est la quantité d'énergie de radiation ionisante  $E$  (en J) imposée à un tissu de masse  $m$  (en kg)

$$D = \frac{E}{m}$$

- La dose équivalente ( $H$ ) en Sievert correspond à la dose absorbée par un tissu ou organe, en fonction du type et de l'énergie du rayonnement. Pour synthétiser la dose absorbée par le tissu en fonction des types de rayonnements reçus, il est nécessaire de sommer toutes les doses pondérées par  $W_r$ , le facteur de pondération radiologique propre au type de rayonnement :

$$H = \sum D * W_r$$

avec :

- $W_r = 1$  pour les rayons bêta, gamma et X
- $W_r = 3$  à  $10$  pour les neutrons
- $W_r = 20$  pour les rayons alpha.

- La dose efficace (E) en Sievert est la dose fictive qui, administrée de façon homogène au corps entier, entraînerait les mêmes dommages tardifs que l'ensemble des doses reçues par le même individu au niveau de ses différents organes et à des moments différents. C'est un indicateur global de l'exposition d'un individu, défini à l'origine pour la radioprotection du public et des personnes professionnellement exposées.

$$E = \sum W_t * H_t$$

Avec  $W_t$  le facteur de pondération tissulaire, correspondant à la sensibilité du tissu concerné aux rayonnements ionisants et  $H_t$  la dose équivalente délivrée sur le tissu T.

### Principes de radioprotection

C'est l'ensemble des règles, des procédures et des moyens de prévention et de surveillance visant à empêcher ou à réduire les effets nocifs des rayonnements ionisants sur les personnes et l'environnement.

Les sources d'exposition sont multiples :

> le générateur peut avoir des fuites de gaine qui peuvent atteindre la tête des personnes à proximité, ce qui explique la nécessité de réaliser des contrôles réguliers du générateur.

> le faisceau primaire (rayonnement direct partant du collimateur et arrivant à l'animal) contient la dose de rayons X la plus importante.

> le faisceau diffusé (après traversée de l'animal) contient les particules aux trajectoires aléatoires (dû à l'effet Compton, le plus gênant)

Les 3 principes de la radioprotection sont les suivants :

- **Justification** : nécessité de l'animal de subir cet acte médical. Toute activité non justifiée est interdite : il faut justifier le bien fondé d'un cliché (un ou plusieurs si nécessaire)
- **Optimisation** ou **principe ALARA** (As Low As Reasonably Achievable) : le premier cliché doit être le bon et il faut limiter l'exposition des acteurs, professionnels comme publics, donner la plus faible dose possible pour le meilleur résultat.
- **Limitation** : prouver le non-dépassement des doses fixées réglementaires via le port de dosimètres personnels, les dosimètres témoin et d'ambiance et les contrôles périodiques du générateur.

Il est nécessaire d'utiliser des tubes de rayons X conformes aux normes européennes, de bien utiliser l'appareil et de maîtriser les paramètres influant sur le rayonnement :

- ★ le **temps** : la dose reçue est directement dépendante du temps d'exposition. Il faut donc éviter le plus possible de refaire des clichés et essayer de réduire le temps des examens radiologiques. On peut aussi faire tenir l'animal par le propriétaire, qui est moins souvent soumis aux rayons X.
- ★ la **distance** : la dose reçue est inversement proportionnelle au carré de la distance. Pour la limiter, il faut donc s'éloigner de la source de rayons X le plus possible, limiter la contention manuelle et s'arranger pour avoir la meilleure collimation possible. Il ne faut surtout pas mettre ses mains dans le faisceau primaire.
- ★ l'**Équipement de Protection Individuel** : plus la barrière est épaisse, plus la protection est efficace. Pour se protéger, des équipements en plomb sont utilisés : des gants, des tabliers (0,5 mm de plomb), des lunettes, des cache-thyroïde ainsi que des accessoires comme des paravents plombés...

### Réglementation

C'est l'Autorité de Sécurité Nucléaire (ASN) qui contrôle la bonne mise en place de la réglementation. L'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN) est un organisme de conseil auprès des vétérinaires qui les pourvoit aussi en dosimètres.

La dose individuelle reçue par les travailleurs exposés aux rayonnements ionisants (RI) est évaluée via deux types de dosimétrie :

- La **dosimétrie passive** : les dosimètres sont nominatifs et placés sous les protections plombées. Ceux-ci sont envoyés tous les mois ou 3 mois aux organismes agréés (ISPN). Il est nécessaire de placer un dosimètre témoin externe dans un endroit non soumis aux RI qui est lui envoyé tous les 3 mois. Un dosimètre témoin d'ambiance interne doit être placé dans la salle radio à environ 1 mètre du générateur, également envoyé tous les 3 mois.
- La **dosimétrie active** : elle correspond à un enregistrement en temps réel. Lors de chaque radiologie, on entre son numéro personnel sur une borne et on prend un dosimètre. Il est reposé en fin de journée et la valeur du dosimètre est enregistrée sur la borne. Cet équipement est obligatoire en pratique équine.

Pour les travailleurs exposés aux RI, la dose annuelle cumulée maximale d'exposition externe est de 20 mSv. Les doses équivalentes annuelles cumulées maximales sont différentes suivant les parties du corps.

Il existe certains cas particuliers :

- Les femmes enceintes, pour lesquelles la dose annuelle cumulée maximale d'exposition externe est de 1 mSv
- Les stagiaires mineurs de 16 à 18 ans, avec une dose maximale de 6 mSv
- Le public, pour qui la dose maximale est de 1 mSv

Des analyses de poste sont effectuées pour évaluer la dose efficace annuelle à laquelle il est exposé :

- Catégorie A si la dose efficace annuelle est comprise entre 6 et 20 mSv : c'est le cas des vétérinaires équins
- Catégorie B si elle est entre 1 et 6 mSv : concerne les vétérinaires en radiographie conventionnelle en pratique canine avec un appareil classique
- Non exposé si la dose est inférieure à 1 mSv

Des locaux ventilés y sont dédiés et mesurent au moins 8m<sup>2</sup> . Ils sont classés :

- en zone surveillée si la dose efficace annuelle est comprise entre 1 et 6 mSv : une dosimétrie passive est obligatoire. La porte de la salle comporte une vignette avec un trèfle bleu.
- en zone contrôlée si elle est comprise entre 6 et 20 mSv : des dosimétries passive et active sont nécessaires. La porte de la salle comporte une vignette avec un trèfle vert.

Un affichage lumineux rouge est présent à l'extérieur de la salle pour prévenir quand le générateur est mis sous tension. A l'extérieur, le règlement intérieur, le plan de la salle, les consignes de sécurité et le diplôme de la Personne Compétente en Radioprotection sont affichés.

## 8. Radiographie numérique

Le tube radiogène « conventionnel » ne change pas mais on ne retrouve pas de cassette radiographique classique et donc pas de film radiographique à développer. C'est le mode de fonctionnement actuel de la quasi totalité des appareils de radiographie.

Ici, les rayons X émis vont interagir avec un récepteur spécifique du système numérique choisi.

L'image de rayonnement a une réalité physique quantifiable et mesurable : c'est un signal analogique. Il est reçu par le récepteur spécifique du système numérique pour être converti en signal numérique. Celui-ci n'est plus quantifiable mais il va pouvoir être traité de manière informatique. Une fois traité, il va de nouveau être converti en signal analogique qui va être la future image radiographique qui apparaîtra sur l'écran.

Il existe deux grands types de systèmes en radiologie numérique : le système CR (Computed Radiography) et le système DR (Digital Radiography)

Si la radiographie numérique a aujourd'hui presque totalement remplacé la radiographie conventionnelle, c'est parce qu'elle comporte un certain nombre d'avantages :

- Les tissus présentant une large gamme d'atténuation peuvent être clairement visibles sur la même image (par exemple, les tissus osseux et mous, et les zones plus épaisses et plus minces du patient). Cela signifie que moins d'expositions sont nécessaires par rapport à l'utilisation d'un film analogique
- Il existe une plus grande tolérance aux facteurs d'exposition sous-optimaux. Le film numérique a une large latitude (la gamme d'expositions qui entraîne un noircissement/signal approprié du film) par rapport au film analogique.

Cela réduit le besoin d'expositions répétées, ce qui permet d'économiser du temps et de l'argent, et d'avoir des implications pour la sécurité.

- Les images affichées peuvent être manipulées (post-traitement ; par exemple, zoom de l'image et modification de l'échelle de gris pour augmenter la sensibilité au diagnostic)
- La radiographie est plus rapide (les gains de temps sont plus importants avec la radiographie numérique directe qu'avec la radiographie calculée)
- Aucune exigence pour une chambre noire, un visualiseur de rayons X ou un espace d'archivage de films. Des copies papier peuvent toujours être faites (si vous le souhaitez), en utilisant soit un film d'apparence similaire au film à rayons X, soit du papier de haute qualité.
- Économies financières sur les films, les équipements de transformation et les produits chimiques, ainsi que les avantages environnementaux associés. Cependant, les coûts d'installation des systèmes radiographiques numériques peuvent être considérables, en fonction de la qualité du système.
- Les images sont stockées de manière fiable - les radiographies importantes ne devraient jamais disparaître !
- Les images peuvent être vues n'importe où dans la pratique où il y a un poste de travail approprié et peuvent être transmises hors site pour une interprétation rapide ou un renvoi
- Différents types d'images numériques peuvent être stockés sur le même réseau et visualisés ensemble (par exemple, radiographies, échographies, images de tomographie par ordinateur (CT) et images de résonance magnétique (RM))
- Des images numériques peuvent facilement être insérées dans des lettres, des publications, des notes de conférence et des présentations.

### Le système CR (Computed Radiography)

C'est un système de détection qui utilise une cassette radiographique contenant une plaque de détection (cassettes au phosphore ou Ecran Radio LuMinescent).

Une fois la radiographie réalisée, on met la cassette dans un appareil et on obtient la radio sur l'écran. Celle-ci doit être traitée dans les quelques heures suivant l'exposition.

### Le système DR (Digital Radiography)

Ici, le système de détection est directement inclus dans la table.

La radiographie digitale implique une technologie qui produit une image presque instantanée sur l'écran d'affichage de l'ordinateur de contrôle sans avoir besoin d'une étape de « traitement » intermédiaire.

Certains systèmes convertissent l'énergie des rayons X directement en énergie électrique numérisée (radiographie numérique directe), tandis que d'autres prolongent le signal électrique via une phase de lumière intermédiaire (radiographie numérique indirecte).

## Stockage et distribution

Il y a un stockage limité sur les systèmes de radiographie numérique/ordinateur, il est donc important qu'une méthode de stockage d'images supplémentaire soit utilisée. Cela peut être hors ligne (sur un CD/DVD) ou en ligne (généralement une archive centrale).

Un système d'archivage en ligne est connu sous le nom de système d'archivage et de communication d'images (PACS). Il permet d'enregistrer automatiquement les images des systèmes de radiographie numérique, ainsi que la récupération et la distribution pour la visualisation.

Même dans un petit cabinet vétérinaire, il est très utile de pouvoir accéder à des images dans les salles de consultation, les salles d'opération et les bureaux d'administration.

## **II – Radiographie du thorax**

Dans cette partie est abordée la mise en oeuvre de la radiographie thoracique en vue de l'obtention d'une image « idéale » avec tous les critères nécessaires à une bonne interprétation.

En découlent les critères à « scorer » et l'attribution d'une valeur au cliché radiographique pour déterminer s'il est acceptable (en vue de son interprétation) ou non.

### 1. Radioanatomie du thorax

Pour commencer, pour que le praticien réalise et interprète correctement une radiographie thoracique, il faut que le praticien ait une idée de l'anatomie alésionnelle du patient.

Plusieurs structures anatomiques sont visualisables sur un cliché thoracique :

- Le squelette axial, comprenant les côtes, la colonne vertébrale et les sternèbres ;
- Le squelette appendiculaire, avec une partie du membre antérieur ;
- L'appareil cardiorespiratoire dans son intégralité, avec le coeur, les poumons, leurs plèvres et le diaphragme ;
- Le compartiment médiastinal et ses vaisseaux, dont les principaux visibles sont l'aorte et les veines caves caudale et crâniale.

Celles-ci sont illustrées sur les figures 10 à 13 sur des vues de face et de profil tirées d'IMAIOS classées par système. (osseux, respiratoire, médiastinal puis digestif)



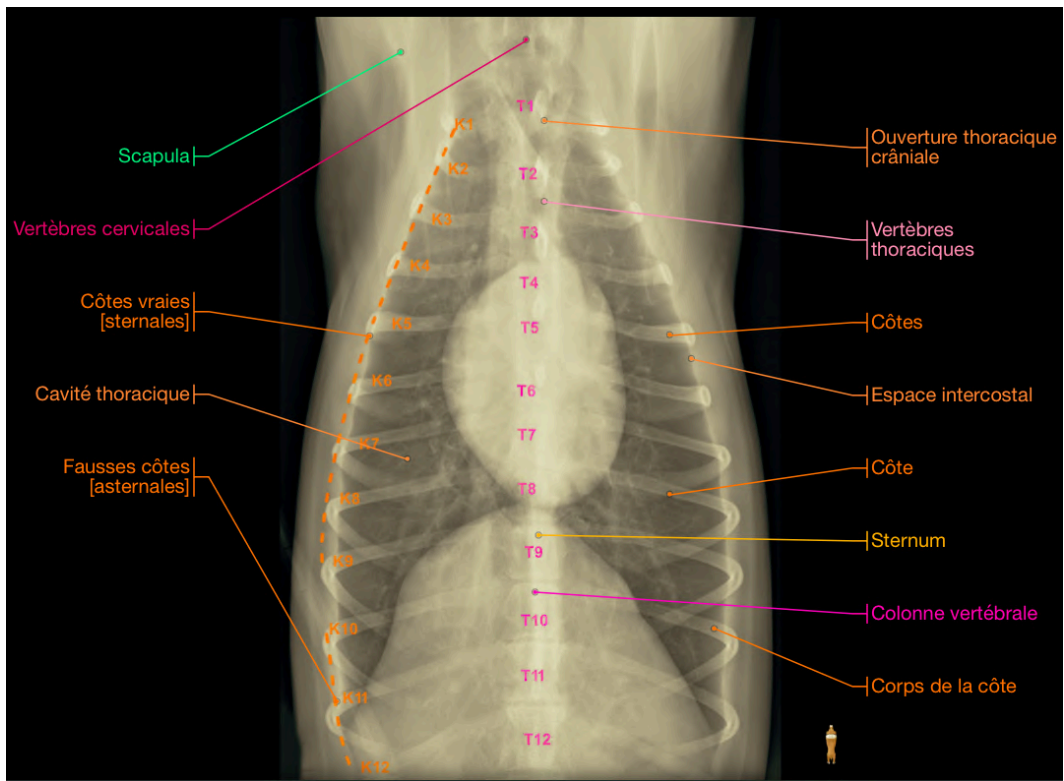


Fig.10. Radioanatomie du système osseux en portion thoracique (images tirées d'imaio.com)

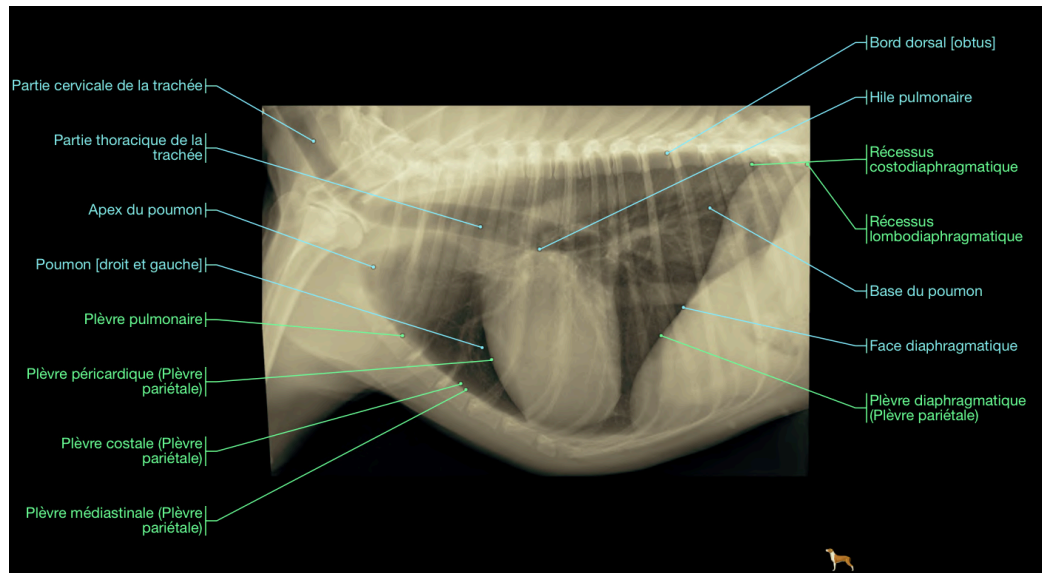
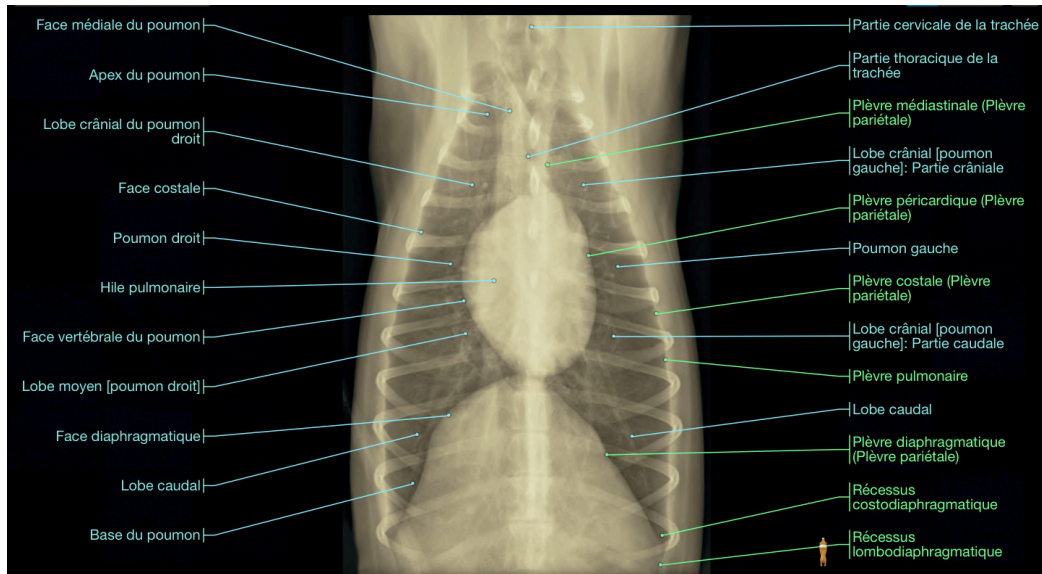


Fig.11. Radioanatomie du système respiratoire en région thoracique (images tirées d'imaio.com)

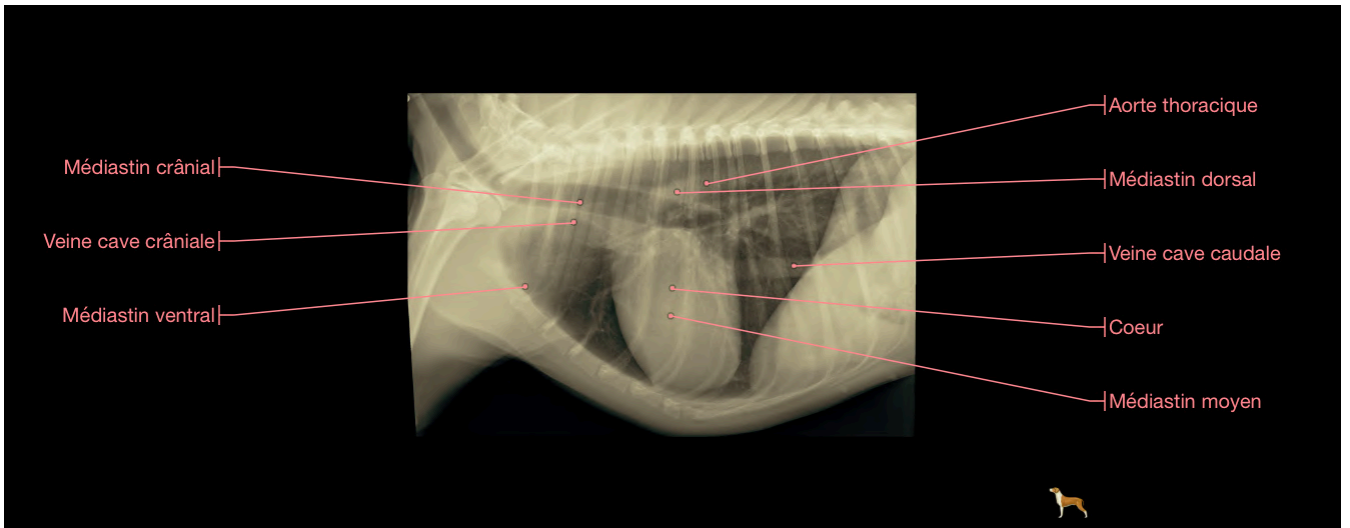
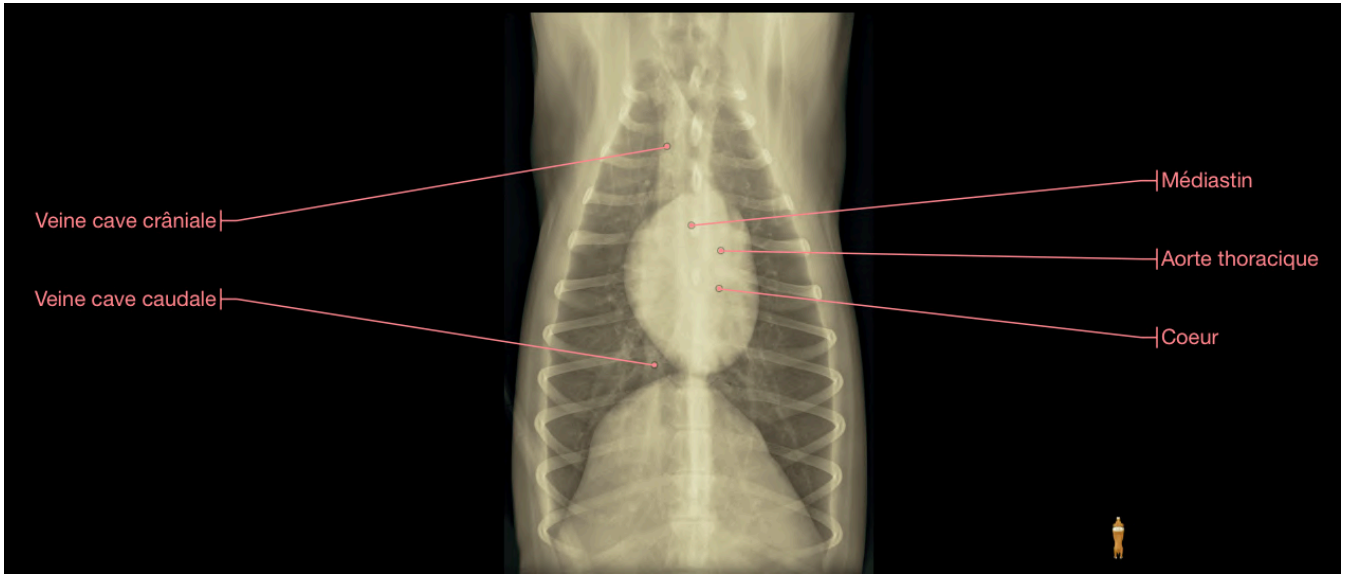


Fig.12. Radioanatomie thoracique de l'espace médiastinal (images tirées d'imaio.com)

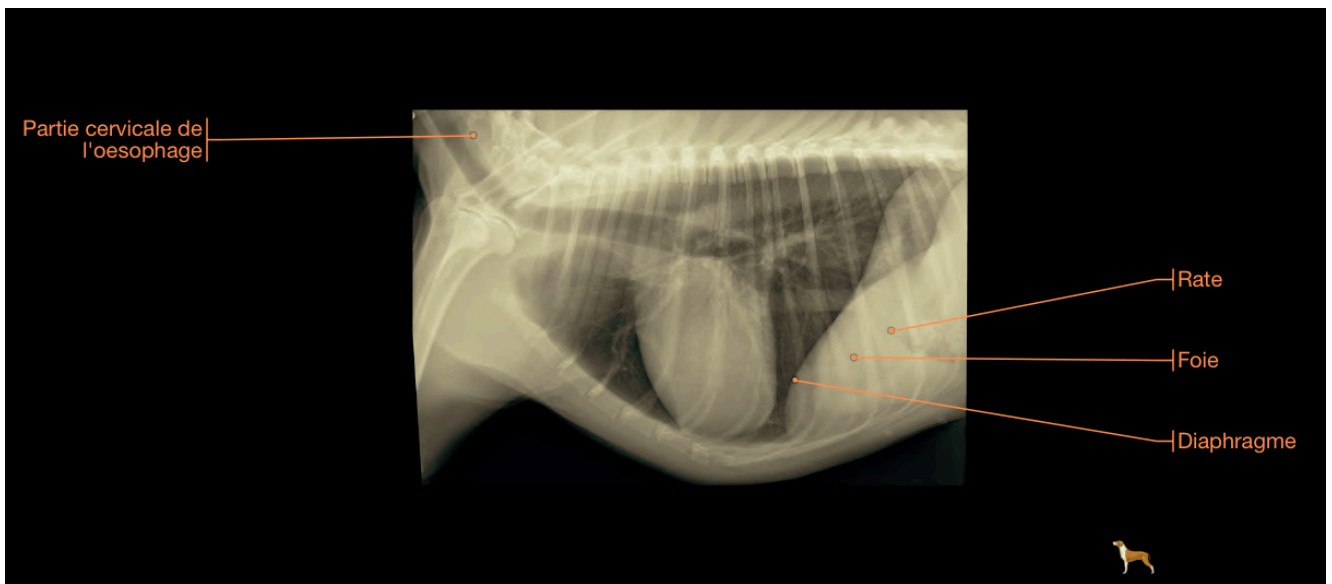
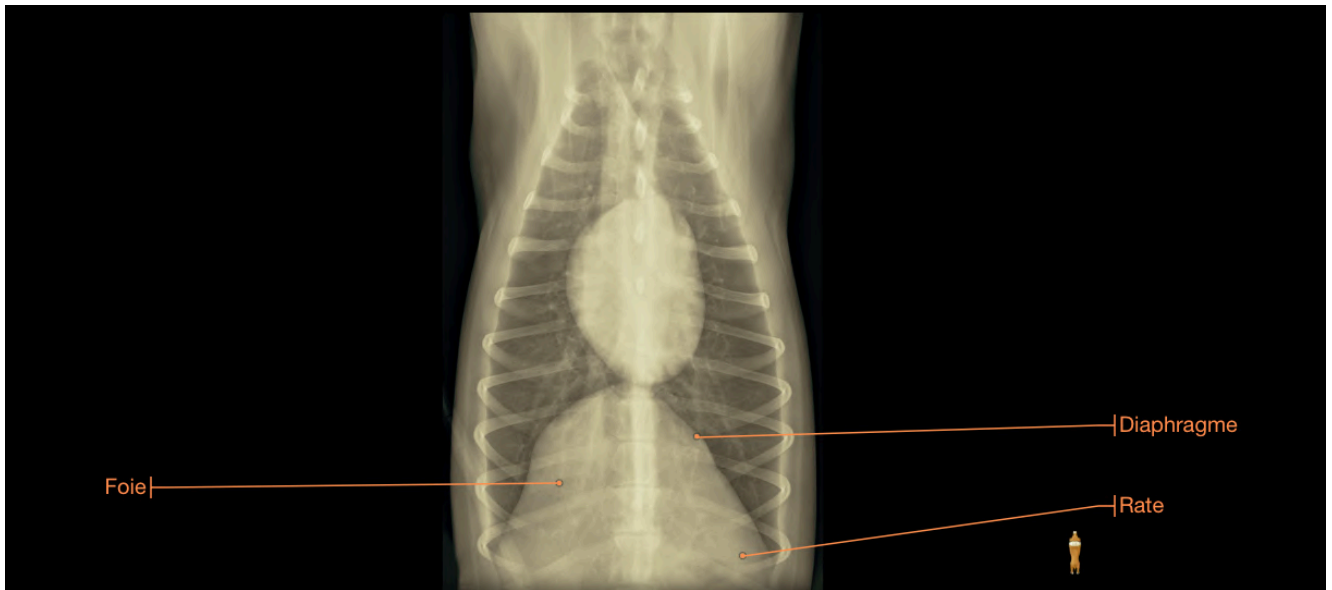


Fig.13. Radioanatomie de la portion thoracique du système digestif (images tirées d'imaio.com)

## 2. Indications de réalisation d'une radiographie thoracique

Les pathologies qui poussent le clinicien à réaliser une radiographie du thorax sont nombreuses.

Des symptômes respiratoires comme une dyspnée ou une toux, des troubles cardiaques avec un essoufflement, des oedèmes ou encore une suspicion de pathologie de l'oesophage thoracique avec des difficultés de déglutition sont des indications de réalisation de clichés thoraciques.

Ils font également partie des examens nécessaires après un trauma, avant une anesthésie sur des sujets âgés ou dans le cadre d'un bilan d'extension.

## 3. Mise en oeuvre d'une radiographie thoracique

Après s'être assuré que l'opérateur est effectivement qualifié pour effectuer un cliché radiographique, que les équipements sont conformes et que les règles de radioprotection sont bien appliquées, il est temps de réaliser le cliché.

Tous les corps étrangers - colliers, laisses, bandages, saleté, eau ou sang - sont retirés, et le patient est contenu chimiquement ou physiquement. Les techniques de contention sont limitées par les préoccupations cliniques et la bonne coopération des patients. (O'Brien, 2000)

### A. Réglage des constantes radiographiques

Ce sont ces constantes qui vont conditionner l'obtention d'un cliché dont l'exposition, le contraste et la netteté seront optimaux pour une bonne interprétation de la radiographie.

Une mesure de l'épaisseur de la zone à radiographier (au point le plus haut) est à réaliser systématiquement car c'est celle-ci qui conditionne les réglages du générateur à l'aide d'abaques.

Il faut savoir que le contraste naturel du thorax est élevé entre l'air alvéolaire et les tissus mous pulmonaires et cardiaques.

Or, la majorité des structures à visualiser sont de nature histologique proche, d'opacité tissulaire. Pour pouvoir bien les distinguer, il est donc nécessaire de réduire le contraste naturel en augmentant le voltage.

Les secondes sont calculées au plus bas et on ne les augmente pas au risque de créer un flou cinétique (mouvement) dû aux mouvements cardiaques et respiratoires.

Un réglage à kVp élevé et faible mAs donne une radiographie à haute latitude / faible contraste (longue échelle de contraste) qui est idéale pour le thorax (rend possible l'évaluation de choses comme les petits vaisseaux pulmonaires). L'utilisation d'une grille est importante lorsque l'épaisseur du patient dépasse 10 cm, ce qui réduit la dispersion.

## B. Positionnement de l'animal et réglage du faisceau incident : cadrage et centrage.

### i. Incidence latérale

Les positions latérales permettent une meilleure détection des maladies focales (pneumonie lobaire et nodules) (O'Brien, 2000)

La position latérale droite est préférée en raison d'une position cardiaque plus constante. (Biller, 2009)

L'incidence latérale gauche révèle une position cardiaque moins cohérente, bien qu'elle soit utile dans l'évaluation des lésions pulmonaires du côté droit suspectées ou douteuses, par exemple des métastases pulmonaires difficiles à détecter. (Biller, 2009)

La mesure doit s'effectuer au niveau de la bordure caudale de l'omoplate (Lavin, 2007)

Pour une image latérale droite ou gauche, le patient est positionné sur la table avec le côté en question vers le bas et marqué d'un marqueur de plomb pour l'indiquer dans la zone irradiée comme droite (R) ou gauche (L). (Mauragis and Berry, 2011)

Les membres thoraciques doivent être collés ensemble uniformément et tirés crânialement afin que les coudes et les tissus du muscle triceps ne soient pas superposés sur le thorax crânial. (O'Brien, 2000)

Ne pas le faire entraînera une augmentation artificielle de l'opacité radiographique de l'aspect crânien du thorax et entraînera des erreurs d'interprétation du médiastin crânial et des lobes pulmonaires crâniens. (Thrall, 2018)

Un coussinet de coin en mousse peut être placé sous les coudes afin de maintenir la latéralité du patient (le sternum et les vertèbres sont équidistants de la table). L'élévation du sternum empêche la rotation du thorax. (Lavin, 2007)

Afin de maintenir le patient dans une véritable position latérale et dans un souci de symétrie de la cage thoracique, les membres pelviens sont également collés et tirés caudalement.

La tête est légèrement tendue dans une position neutre pour éviter le déplacement de la trachée (Lavin, 2007) mais pas trop dorsalement, au risque de faussement indiquer un rétrécissement des voies respiratoires. (Ayers, 2012)

Le champ de vision devrait inclure l'ensemble de la cavité thoracique, de la ligne du manubrium jusqu'au premier corps vertébral lombaire.

La règle est « le thorax est à l'intérieur de la cage thoracique » : il faut inclure toutes les côtes pour radiographier tout le thorax.

Plus précisément, on définit le cadrage et les limites anatomiques thoraciques associées d'une image latérale (droite ou gauche) comme suit :

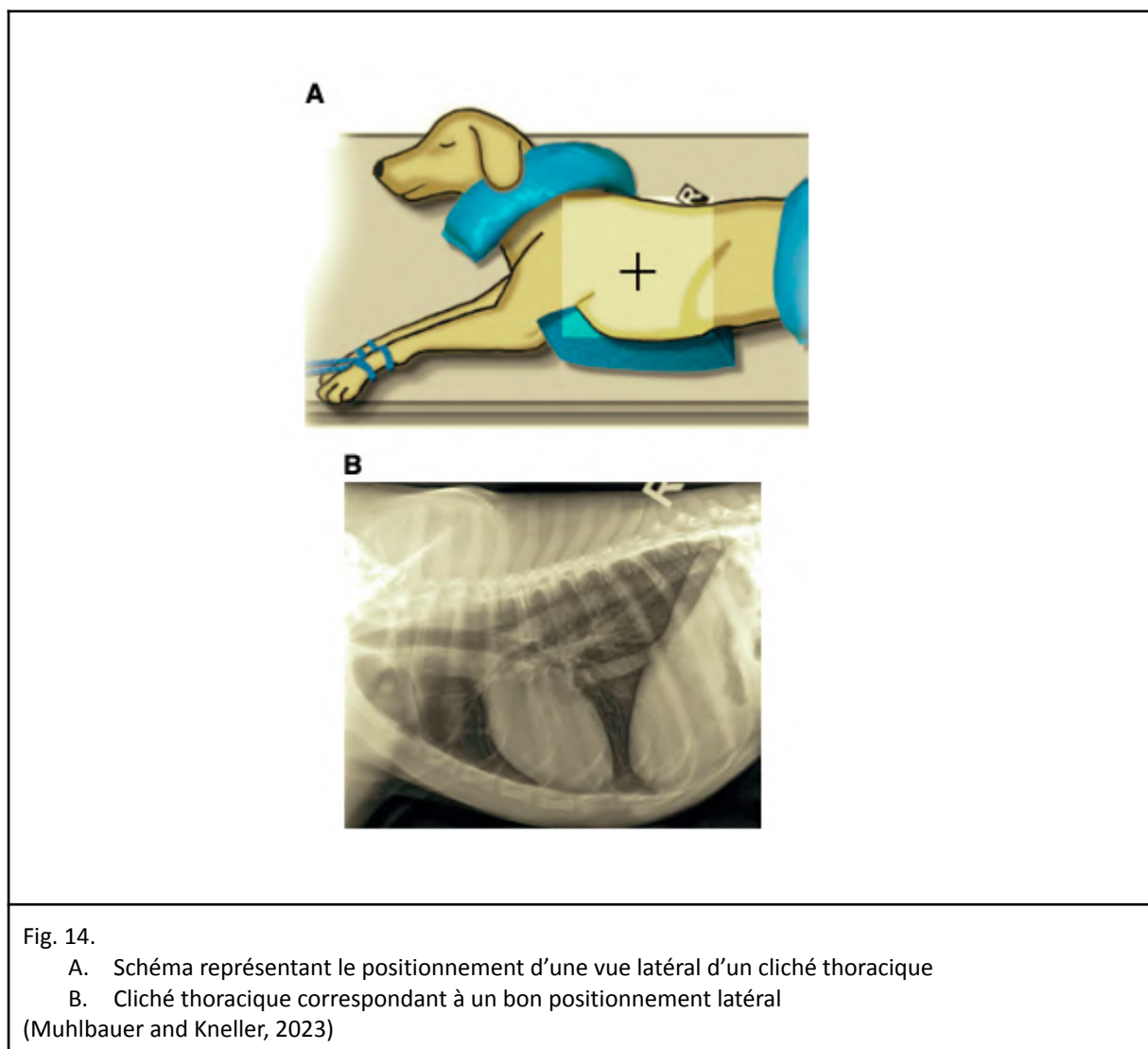
- Ligne verticale de la lumière : Palper la bordure caudale de l'omoplate dorsalement et placer la ligne verticale à ce point. Cela permet à la silhouette cardiaque d'être au centre de l'image, donnant une représentation fidèle de la taille et de la forme cardiaques.
- Ligne horizontale de la lumière : elle doit être placée dans un plan imaginaire afin de couper en deux la cavité thoracique uniformément entre parties dorsale et ventrale.

Palper le manubrium et placer le bord crânial du faisceau à son bord crânial; cela place le bord caudal du faisceau au niveau de la tête de la 13e côte et de T13.

Le centrage s'effectue donc au niveau du bord dorsal caudal de la scapula. (Lavin, 2007, Ayers, 2012)

Il faut toujours inclure le sternum du patient afin de ne pas exclure l'anatomie vitale :

- Chez les chiens de grande envergure, il peut être nécessaire d'exclure les processus épineux. Une image séparée peut être nécessaire si elle est indiquée.
- Dans les races à mâchoire profonde, telles que les grands danois, les pinscher Doberman ou les mastiffs, la plaque de cassette/détecteur peut être tournée verticalement pour englober toute la cavité thoracique dans les plans dorsal et ventral.



***En résumé, un bon positionnement latéral pour un cliché thoracique c'est...***

- ⇒ un patient en décubitus latéral avec le cou en extension et des membres thoraciques en extension vers la tête
- ⇒ un faisceau allant de l'avant de l'épaule jusqu'au diaphragme, avec un centrage à la limite caudale de la scapula, au tiers ventral du thorax

ii. Incidence dorso-ventrale

La radiographie dorsale ventrale (DV) montre une position cardiaque plus constante et c'est généralement celle préférée pour l'évaluation du coeur car il est plus proche du sternum et en position suspendue presque normale dans le thorax. (Lavin, 2007)

La ventilation pulmonaire est plus uniforme, en particulier pour les poumons caudo-dorsaux, et elle est moins stressante pour le patient atteint de troubles respiratoires.

Les vaisseaux pulmonaires du lobe caudal sont plus visibles dans les radiographies DV que VD pour trois raisons : ils sont amplifiés, orientés plus perpendiculaires au faisceau radiographique primaire et donc moins déformés et il y a moins d'atélectasie pulmonaire adjacente lorsque le patient est en charge ventrale (Thrall, 2018)

Cependant, de petites lésions très ventrales du lobe moyen droit et caudal du lobe pulmonaire crânial gauche peuvent ne pas être visualisées dans la radiographie DV. (Biller, 2009)

De plus, l'aspect ventral du diaphragme est déplacé crânialement, là où il entre en contact avec le coeur, et le déplace, généralement vers la gauche. Le coeur est également plus droit dans la cavité thoracique lorsque le patient est en position de charge ventrale, ce qui le rend plus rond. Il faut alors être prudent : l'apparence plus arrondie et le déplacement vers la gauche qui se produisent normalement dans les radiographies DV sont généralement mal interprétés comme une cardiomégalie. L'étendue du déplacement cardiaque vers la gauche dans les radiographies DV est plus prononcée chez les grands chiens et ne sera pas aussi évidente chez les petits chiens ou les chats. (Thrall, 2018)

La radiographie dorso-ventrale est l'une des radiographies les plus difficiles à positionner de manière cohérente, surtout pour les chiens de grande race en raison de leur poitrine profonde. (Lavin, 2007)

La mesure s'effectue toujours au point le plus haut, en général au niveau du bord dorsal de la scapula dans cette position.

Le chien est en décubitus sternal avec les jambes décollées l'une de l'autre, ce qui entraîne une position en « sphinx » ou en grenouille selon le confort du patient. (Position la plus naturelle possible)

Cette position accroupie peut être difficile pour le patient canin atteint de dysplasie de la hanche, et il peut être nécessaire de considérer la vue ventrodorsale. (Lavin, 2007)

Les membres thoraciques sont tirés crânialement avec le carpe au niveau des oreilles pour éviter que les coudes ne se replient sous le thorax. (Lavin, 2007)

La tête est plus basse et est placée entre les deux membres antérieurs. (Lavin, 2007, Ayers, 2012)



Il faut veiller à superposer le sternum et la colonne vertébrale. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010, Ayers, 2012)

Cadrage :

- Ligne verticale de la lumière : à la bordure caudale de l'omoplate. Cela permet à la silhouette cardiaque d'être au centre de l'image.
- Ligne horizontale de la lumière : elle doit être placée directement au-dessus du sternum afin d'obtenir une bissection de la cavité thoracique entre côté gauche et droit. Le bord du faisceau doit être placé au bord crânial du manubrium sternal (entrée thoracique), ce qui place le bord caudal du faisceau au niveau de la tête de la 13e côte de la colonne vertébrale thoracique. (Diaphragme)
- Chez les chiens de grande taille (par exemple, le Grand Danois), il sera nécessaire de prendre une projection crâniale et caudale. (Mauragis and Berry, 2011)

Le centrage doit s'effectuer au niveau de la bordure caudale de la scapula (Lavin, 2007)

Un marqueur R/L doit être apposé caudalement à l'aisselle à l'intérieur de la zone exposée. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010)

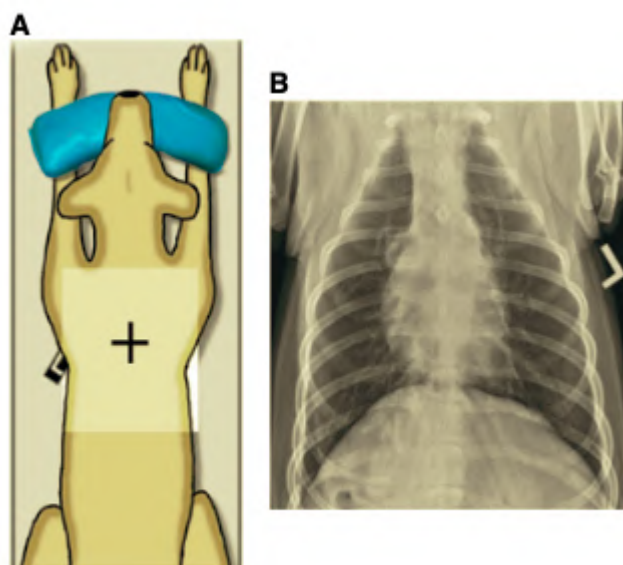


Fig. 15.  
A. Schéma représentant le positionnement d'une vue dorso-ventrale d'un cliché thoracique  
B. Cliché thoracique correspondant à un bon positionnement dorso-ventral  
(Muhlbauer and Kneller, 2023)

***En résumé, un bon positionnement longitudinal pour un cliché thoracique dorso-ventral c'est...***

⇒ un patient en décubitus ventral avec la tête entre les membres thoraciques tirés en extension crânialement et des membres pelviens en grenouille sous le patient

⇒ un faisceau ouvert de la partie crâniale de l'épaule jusqu'au diaphragme, avec un centrage au milieu du thorax, au bord scapulaire caudal

iii. Incidence ventro-dorsale

La position cardiaque est moins constante sur la radiographie ventrodorsale (VD), et apparaît plus longue. La radiographie VD est utile dans l'évaluation du coeur lorsque de petits volumes de liquide pleural sont présents. Le liquide tombe sur des zones dépendantes (gouttière paravertébrale) et évite de faire tomber le coeur. (Biller, 2009)

Elle permet également une meilleure détection des maladies pulmonaires et en cas de suspicion d'effusion pleurale. (O'Brien, 2000)

La vue VD est la vue orthogonale généralement faite avec les vues latérales gauche et droite.

Elle est préconisée lorsqu'une vue complète des champs pulmonaires est nécessaire et offre une meilleure vue des lobes pulmonaires accessoires et du médiastin caudal.

Bien qu'il soit plus facile de contrôler un patient en position ventrodorsale, elle est contre-indiquée pour les patients en détresse respiratoire évidente : placer un tel animal sur le dos serait dangereux et pourrait éventuellement causer d'autres problèmes respiratoires, ou encore en cas de douleur vertébrale.

On pense notamment aux races brachycéphales, telles que les bouledogues ou les carlins, qui pourraient avoir des problèmes de maladie ou d'obstruction des voies respiratoires supérieures ou encore aux races chondrodystrophiques, telles que les teckels ou les bassets, physiquement incapables de le faire.

Dans ce cas, il faut s'assurer que la tête et le cou sont droits devant le corps et non obliques vers la gauche ou la droite ou bien considérer la vue DV. (Thrall, 2018)

Le patient est placé en décubitus dorsal avec les membres antérieurs collés ensemble et étendus crânialement, le nez entre les pattes. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010)

Les membres pelviens sont tirés caudalement ou en abduction selon la stabilité (O'Brien, 2000). Il faut s'assurer que le patient est dans une véritable posture ventrodorsale : le sternum doit être superposé à la colonne vertébrale.

En cas de rotation, un creux en V ou des sacs de sable placés sous la région pelvienne peuvent être utiles.

La mesure s'effectue ici au niveau de la dernière côte, généralement le point le plus haut dans cette position (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010)

Les points de repère pour le cadrage sont les mêmes que pour les projections précédentes, avec un faisceau ouvert de la partie crâniale de l'épaule jusqu'au diaphragme et le centrage se fait toujours au niveau du bord caudal de la scapula sur la ligne médiane, au milieu du thorax.

Un marqueur R/L est placé crânialement à l'aisselle à l'intérieur du creux en V.

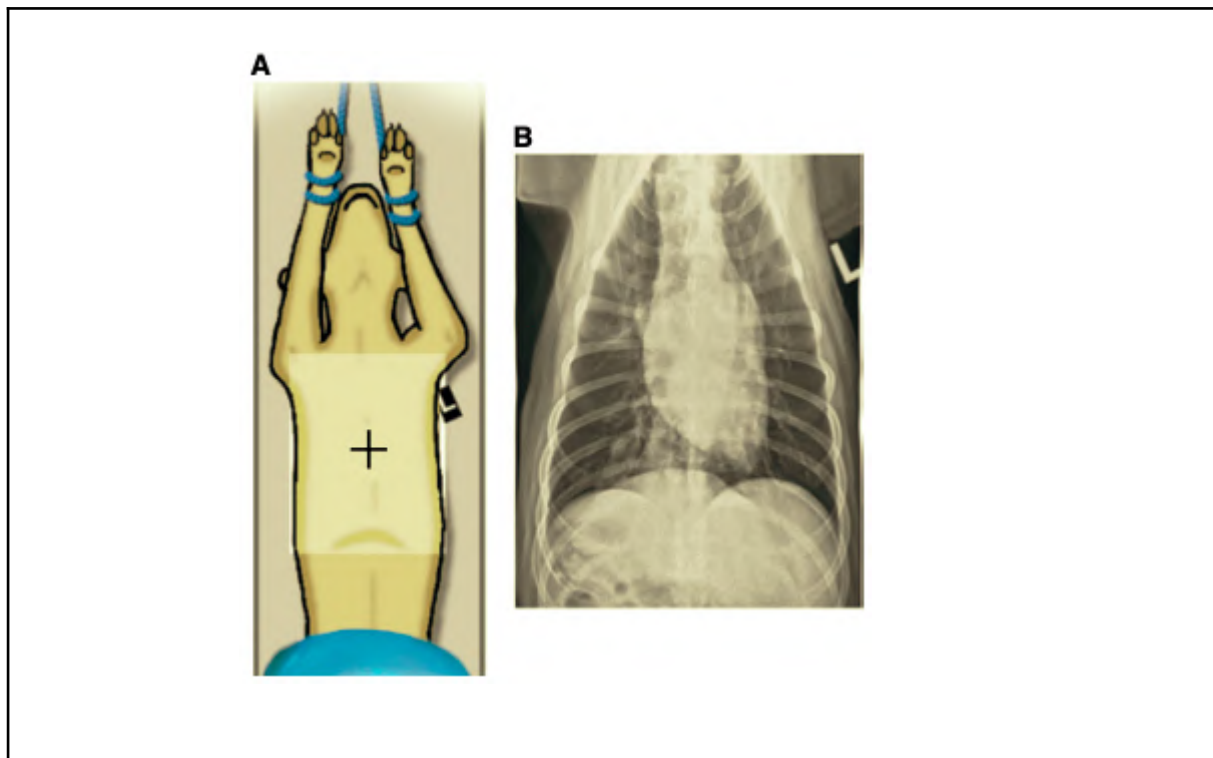


Fig. 16.

A. Schéma représentant le positionnement d'une vue ventro-dorsale d'un cliché thoracique

B. Cliché thoracique correspondant à un bon positionnement ventro-dorsal

(Muhlbauer and Kneller, 2023)

**En résumé, un bon positionnement longitudinal pour un cliché thoracique ventro-dorsal c'est...**

⇒ un patient en décubitus dorsal avec les membres thoraciques en extension vers la tête et des membres pelviens en extension ou en abduction selon la stabilité du patient

⇒ un faisceau ouvert de la partie crâniale de l'épaule jusqu'au diaphragme, avec un centrage au milieu du thorax

### C. Réalisation du cliché

Les radiographies thoraciques doivent être prises pendant le pic d'inspiration, à quelques exceptions près (c'est le moment où le rapport air/tissus est le plus grand et c'est le contraste fourni par ce rapport qui nous permet de visualiser les structures intrathoraciques). (Meomartino *et al.*, 2021)

La clé pour rendre l'exposition en pleine inspiration est de prendre la radiographie pendant que l'animal respire. La respiration du patient doit être observée plusieurs fois avant d'effectuer l'exposition. Cela donne à la radiographie amplement de temps pour rendre l'exposition à la phase appropriée de la respiration. (Lavin, 2007)

Ces différences peuvent égaler ou imiter celles causées par la pathologie.

Les films expiratoires peuvent parfois être utiles pour la détection de l'effondrement dynamique de la trachée ou des bronches en région intrathoracique, démontrer un faible degré de pneumothorax ou un piégeage de l'air par les poumons. (Biller, 2009, O'Brien, 2000)

Un cliché en fin d'expiration peut également être utile lorsqu'un tout petit épanchement pleural est présent (il n'est pas visible lors de l'inspiration, lorsque les poumons sont très étendus) ou pour diagnostiquer une fibrose pulmonaire. On réalise alors un cliché en inspiration et un cliché en expiration (on compare alors l'opacité pulmonaire avec le cliché inspiratoire). (Holloway, McConnell and British Small Animal Veterinary Association, 2013)

#### 4. Les critères de réussite

##### A. L'exposition

L'évaluation d'une pénétration adéquate peut être effectuée sur la radiographie VD ou DV par une faible visualisation de la colonne vertébrale à travers la silhouette cardiaque (ou les espaces du disque intervertébraux devraient être faiblement visibles à travers l'ombre cardiaque), et sur le côté par une faible visualisation des processus épineux dorsal des vertèbres thoraciques crâiales. Les côtes seront également mal visualisées sur la silhouette cardiaque.

Les champs pulmonaires périphériques ne doivent pas être surexposés (la technique de kVp élevé / faible mAs aidera à prévenir cela).

En pratique, pour déterminer le score à attribuer à l'exposition d'un cliché, c'est la moins bonne définition et délimitation des corps vertébraux situés en amont du coeur par rapport à ceux en aval qui nous a aidé.

##### B. Le contraste

Il faut savoir que le contraste naturel du thorax est élevé. Or, la majorité des structures à visualiser sont de nature histologique proche, d'opacité tissulaire. Pour pouvoir bien les distinguer, il est donc nécessaire de réduire le contraste naturel en augmentant le voltage.

Les secondes sont calculées au plus bas et on ne les augmente pas au risque de créer un flou cinétique (mouvement).

Sur une radiographie correcte en phase inspiratoire, on doit observer un bon contraste entre les vaisseaux pulmonaires, la silhouette cardiaque et les poumons remplis d'air.

En pratique, c'est la finesse entre les nuances de gris du coeur et des côtes superposées à celui-ci qui nous a permis de déterminer le plus ou moins bon contraste du cliché ainsi que la bonne visualisation de toutes les structures d'intérêt, notamment vasculaires.

### C. Le positionnement, le centrage, et le cadrage

L'ensemble du thorax, y compris l'entrée thoracique et l'ensemble du diaphragme, doivent être sur la radiographie. La radiographie doit également inclure la trachée cervicale caudale.

#### i. Incidence latérale

Le thorax doit être entièrement visible (de l'avant de l'épaule au diaphragme) et la radiographie doit être centrée sur la bifurcation trachéobronchique.

Les côtes doivent être parallèles et superposées à leur base, synonyme d'un bon alignement des structures par rapport à l'ouverture du faisceau de rayons, et les membres thoraciques dégagés de la partie crâniale du thorax.

Les arcs costaux ne doivent pas s'étendre plus ventralement que le sternum ni les côtes plus dorsalement que la colonne vertébrale (sauf en tant que variante de race) (O'Brien, 2000)

#### ii. Incidences longitudinales

Là encore, l'ensemble du thorax doit être contenu dans le cliché (de la partie crâniale de l'épaule au diaphragme).

Les deux héli-thorax doivent être symétriques et les vertèbres doivent être superposées aux sternèbres, et ce sur toute la longueur du thorax, synonyme d'absence de rotation de l'animal.

Les côtes doivent avoir une forme symétrique et la colonne vertébrale être en ligne droite. (O'Brien, 2000)

En pratique, le plus important était pour nous que l'ensemble du thorax soit contenu dans le cliché et que les deux héli-thorax soient symétriques, sans rotation majeure de l'animal, avec une superposition correcte des vertèbres avec les sternèbres.

### D. La netteté

Pour avoir une image radiographique de qualité, il faut que celle-ci soit nette, et qu'aucun flou cinétique n'apparaisse sur le cliché.

### E. La phase respiratoire

Pour les clichés thoraciques, l'idéal est d'avoir un animal au pic de phase inspiratoire, comme décrit précédemment.

Pour s'en assurer, il est nécessaire d'observer certains repères anatomiques propres à la vue réalisée. (Mauragis and Berry, 2011)

### i. Incidence latérale

Chez les petits chiens, les piliers diaphragmatiques doivent se trouver au niveau de T10 minimum, préférentiellement à T12 et la cupule à T8. Il est possible de visualiser un chevauchement entre les limites de la silhouette cardiaque et le diaphragme.

Pour les grands chiens et les chats, les piliers diaphragmatiques doivent se trouver au niveau de T12-T13, voire T13-L1 pour les chats. La cupule diaphragmatique doit être à T10 et une séparation entre le coeur et le diaphragme doit être visualisable. Un triangle à l'envers est visualisé avec la veine cave caudale, le diaphragme et la bordure caudale du coeur comme marges.

### ii. Incidences longitudinales

Pour les petites races de chiens, l'angle costophrénique doit se trouver au niveau de la 10<sup>ème</sup> côte minimum, idéalement à la 12<sup>ème</sup> côte. Le centre de la cupule diaphragmatique doit être à T8.

Pour les chiens de plus grand format et les chats, l'angle costophrénique doit être à T10-T11, la cupule diaphragmatique à T10 et la séparation entre le coeur et le diaphragme visible.

Les lobes pulmonaires crâniens droit et gauche doivent s'étendre jusqu'au niveau de l'entrée thoracique.

Pour juger de l'acceptabilité ou non d'un cliché en tenant compte des différences anatomiques interindividuelles, c'est la visualisation de poumons ramassés et totalement repliés qui a orienté vers son exclusion.

## 5. Les erreurs les plus courantes

Il est important de comprendre les facteurs impliqués dans l'obtention d'une radiographie de qualité car une altération de celle-ci peut limiter l'obtention d'un diagnostic voire mener à un diagnostic erroné.

Des erreurs liées à la technique sont rapportées : une exposition trop longue, des réglages de constantes inappropriés ou un environnement radiographique non adapté peuvent avoir lieu.

Sur une image radiographique thoracique surexposée, les poumons peuvent apparaître noirs, les détails parenchymateux sont perdus et de petits nodules pulmonaires métastatiques peuvent ne pas être détectés. (Nuth *et al.*, 2014)

Les erreurs plus communes concernent néanmoins le positionnement du patient : un thorax non inclus dans sa totalité sur le cliché, un centrage non respecté, une image expiratoire, un patient mal positionné ou en mouvement.

La faute la plus courante associée aux radiographies thoraciques de mauvaise qualité est le mouvement de l'animal pendant l'exposition. Cela peut être dû au mouvement de l'animal résistant à la retenue ou à la respiration ou au rythme cardiaque (ce flou peut provoquer une interprétation erronée).

Le positionnement est un élément fondamental pour une bonne appréciation des structures thoraciques et une erreur peut facilement altérer le diagnostic.

Par exemple, un étirement de l'animal peut déformer le thorax et une tête et un cou flexibles auront tendance à provoquer une déviation confuse de la trachée thoracique.

Un positionnement oblique, bien que bon pour l'évaluation des lésions extrapleurales ou de la paroi thoracique, peut créer des anomalies artefactuelles confuses telles que donner une fausse apparence de déplacement médiastinal du coeur ou créer l'apparence d'une silhouette cardiaque anormale : il peut faire apparaître le coeur faussement agrandi et créer des ombres pulmonaires déroutantes.

On parle alors d'artefact de positionnement oblique, qui est souvent rencontré.

## 6. Établissement d'une grille de scoring d'une radiologie thoracique

C'est sur ces critères de réussite d'un cliché thoracique de qualité que doit se baser la grille de scoring que nous cherchons à établir.

Les notes données concernent les 5 caractéristiques précédemment exposées, à savoir l'exposition, le contraste, la netteté, le positionnement et la phase respiratoire.

Certaines erreurs sont rédhibitoires et nécessitent l'exclusion du cliché ; le praticien devra le réaliser de nouveau.

Critère/Note	0 = Non acceptable	1 = Acceptable	2 = Idéal
Exposition	<p>Sur-exposition majeure = cliché trop noir            Solution = diminuer les mA            Sous-exposition majeure = cliché trop blanc            Solution = augmenter les kV</p>	<p>Cliché légèrement sur ou sous-exposé, n'ayant pas une incidence majeure sur le contraste et la visualisation des structures thoraciques</p>	<p><u>Vues longitudinales</u>: visualisation de la colonne vertébrale à travers la silhouette cardiaque</p> <p><u>Vues latérales</u>: faible visualisation des processus épineux dorsal des vertèbres thoraciques crânielles. Vertèbres thoraciques en avant du cœur sous-exposées (blanches) non visibles et vertèbres thoraciques en arrière du cœur individualisables. Côtes peu visualisées sur la silhouette cardiaque.</p>
Contraste	<p>Pas de distinction possible entre les différentes structures thoraciques.            Solution = jouer sur les kV (les baisser en cas de trop faible contraste) et sur les mA en compensation (les augmenter en conséquence)</p>	<p>Distinction entre les différentes structures possible, même si le degré de finesse n'est pas optimal.</p>	<p>Bon contraste/distinction entre les vaisseaux pulmonaires, la silhouette cardiaque et les poumons.            Nuance de gris entre les côtes et la silhouette cardiaque très légère.</p>
Netteté	<p>Cliché complètement flou            Solution = la contention ou baisser le temps d'acquisition</p>	<p>Flou cinétique perceptible dans une zone localisée ou n'altérant pas la visualisation des structures thoraciques</p>	<p>Cliché parfaitement net</p>



Positionnement	Thorax non contenu dans son entièreté ou abdomen compris dans le cliché, superposition des antérieurs sur le thorax, rotation majeure de l'animal.	Légère rotation de l'animal avec une superposition imparfaite des structures.	<p>Thorax entièrement visualisable et inclusion de la trachée cervicale caudale</p> <p><u>Vues longitudinales :</u> hémi-thorax symétriques, vertèbres superposées aux sternèbres, côtes avec forme symétrique et colonne vertébrale en ligne droite.</p> <p><u>Vues latérales :</u> centrage sur la bifurcation trachéobronchique. Côtes parallèles et superposées à leur base, membres thoraciques dégagés de la partie crâniale du thorax.</p>
Phase respiratoire	Expiration : poumons en réplétion, pointes dorsales caudales des poumons beaucoup plus crâniales (avant T10) avec une silhouette cardiaque grossie.	Poumons remplis d'air mais pas au maximum de leur volume et diaphragme bien repoussé caudalement (piliers à maximum 2 vertèbres de l'idéal)	<p><b><u>Vues longitudinales :</u></b></p> <p><i>Petits chiens :</i> angle costophrénique au niveau de la 12<sup>ème</sup> côte et centre de la cupule diaphragmatique à T8.</p> <p><i>Chiens de plus grand format et chats :</i> angle costophrénique à T10-T11, cupule diaphragmatique à T10 et séparation entre cœur et diaphragme visible.</p> <p>Lobes pulmonaires crâniaux s'étendant jusqu'au niveau de l'entrée thoracique.</p> <p><b><u>Vues latérales :</u></b></p> <p><i>Petits chiens :</i> piliers diaphragmatiques à T12 et cupule à T8.</p> <p><i>Grands chiens et chats :</i> piliers diaphragmatiques à T12-T13, voir T13-L1 pour les chats. Cupule diaphragmatique à T10, séparation entre cœur et diaphragme visualisable.</p>

Fig.17. Grille de scoring de la qualité d'un cliché thoracique

### III – Radiographie de l'abdomen

#### 1. Radioanatomie de l'abdomen

Tout comme pour le thorax, il est nécessaire d'avoir une idée de l'anatomie radiographique de l'animal « sain » pour pouvoir juger du cliché obtenu en vue de l'interpréter.

Les planches suivantes (figures 18 à 20) sont issues d'IMAIOS et illustrent les structures observables sur un cliché radiographique de chien de taille moyenne.

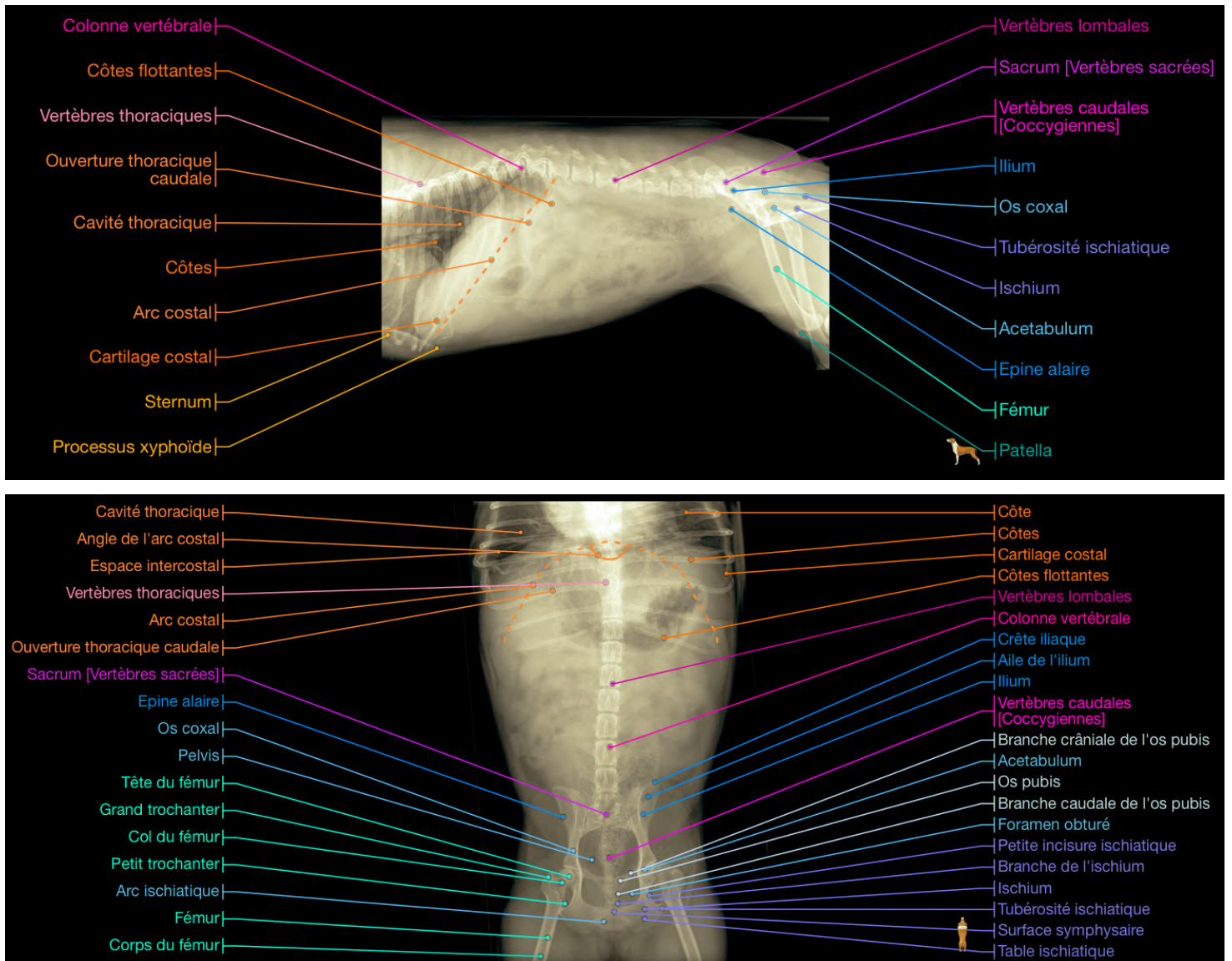


Fig.18. Radioanatomie de la portion abdominale du système osseux (images tirées d'imaïos.com)

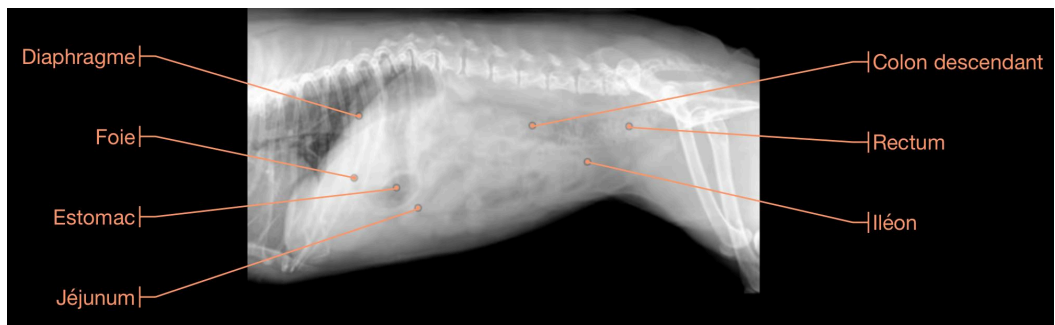
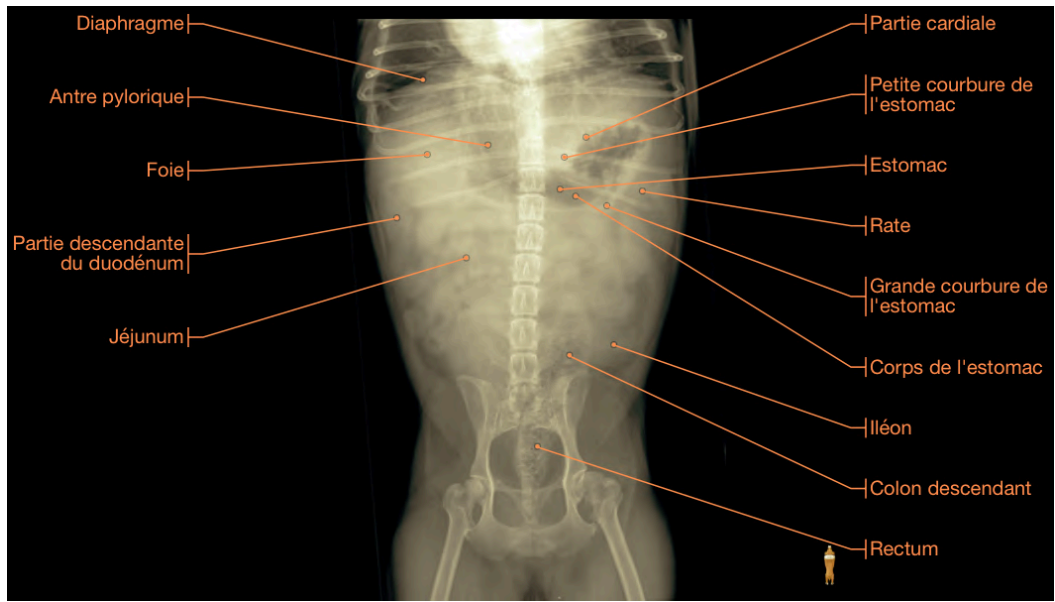


Fig.19. Radioanatomie de la portion abdominale du système digestif (images tirées d'imaio.com)

## Système urinaire

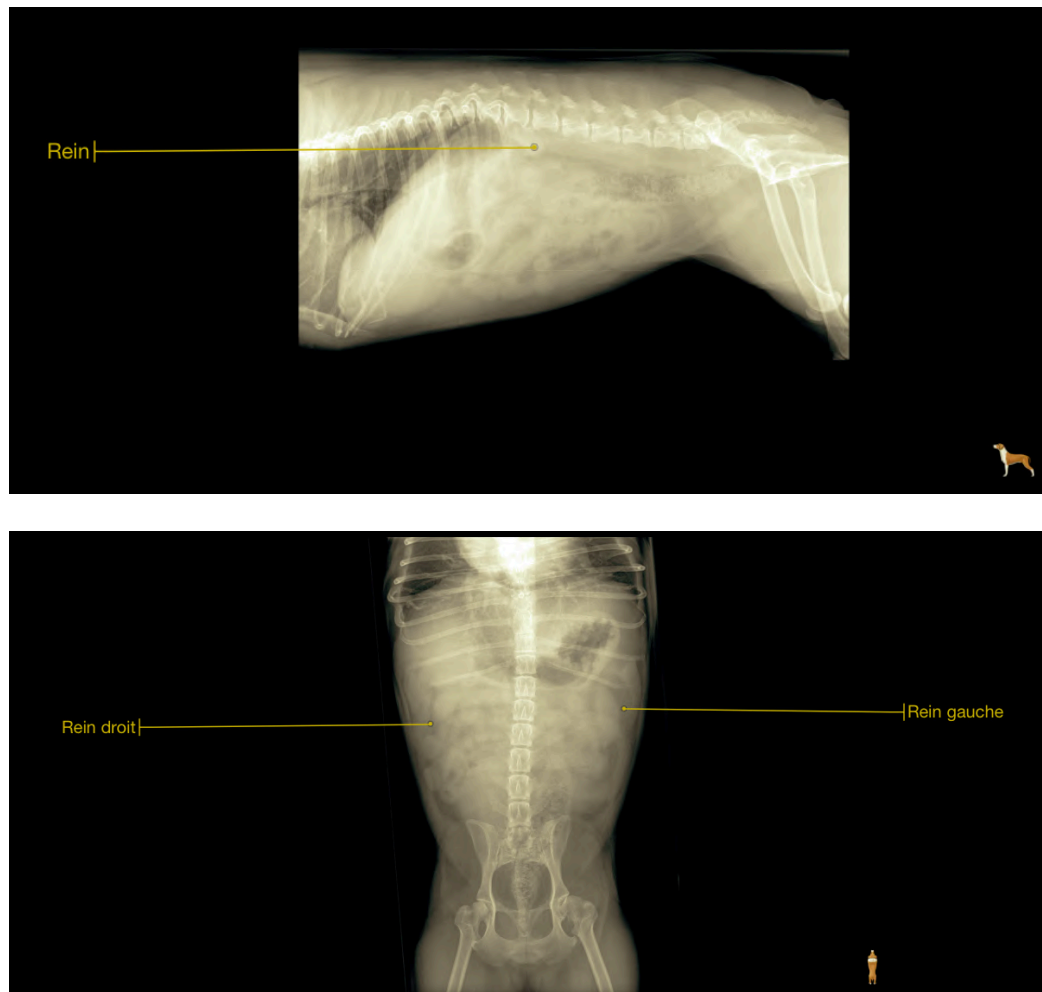


Fig.20. Radioanatomie de la portion abdominale du système urinaire (images tirées d'imaios.com)

## 2. Indications de réalisation d'une radiographie abdominale

La radiographie peut aider à évaluer la taille, la forme et la position des organes abdominaux et est cruciale pour le diagnostic d'une foule d'affections impliquant les intestins, la vessie et d'autres organes abdominaux chez les animaux de compagnie.

L'acquisition d'images diagnostiques à l'aide d'une technique appropriée est cruciale pour une évaluation précise du patient. (Snock, 2020)

Il peut être important de réaliser une radiographie abdominale en cas de signes cliniques émanant de l'appareil digestif tels que des vomissements, des douleurs abdominales, des régurgitations, une palpation abdominale anormale, de la diarrhée ou encore un ténesme ou une suspicion de corps étranger digestif.

Des troubles de la fonction urinaire tels qu'une hématurie ou une dysurie peuvent aussi amener le vétérinaire à réaliser des clichés abdominaux.

Tout comme les clichés thoraciques, il est intéressant d'avoir des images de l'abdomen dans le cadre d'un phénomène néoplasique ou d'un examen gériatrique. (Hudson *et al.*, 2002)

Malheureusement, la radiographie a une faible résolution de contraste pour les tissus mous et de nombreux organes abdominaux, lorsqu'ils sont normaux, ne se distinguent pas les uns des autres (tels que la vésicule biliaire, le pancréas, les glandes surrénales, les glandes ovariennes, l'utérus et les ganglions lymphatiques). Ceci est d'autant plus vrai chez les animaux possédant peu de tissu adipeux tels que les lévriers par exemple.

La radiographie est toutefois toujours considérée comme la technique qui permet une évaluation plus objective des dimensions du foie et des reins. L'appareil urinaire, en particulier les uretères et l'urètre, nécessite toujours des études contrastographiques (urographie veineuse, pyélographie antérograde et urétrographie).

Chez les animaux de compagnie, la radiographie abdominale garde également sa pertinence en cas de gestation pour compter le nombre de nouveau-nés. (Meomartino *et al.*, 2021)

## 3. Mise en oeuvre d'une radiographie abdominale

Chez le chien et le chat, à moins que l'on ne recherche spécifiquement des petites masses abdominales, des petites minéralisations telles que des calculs urétraux, des anomalies du péritoine, ou en cas d'étude de contraste abdominal (transit baryté ou urogramme excréteur), aucune préparation spéciale telle que le jeûne ou l'administration d'un lavement n'est nécessaire avant la radiographie abdominale, même si certains praticiens préconisent l'acquisition d'images lorsque le tractus gastro-intestinal est vide pour faciliter l'interprétation. (Mauragis and Berry, 2011, Dennis, 2010, Thrall, 2017)

Si une occlusion intestinale est suspectée, un lavement en amont est contre-indiqué car il modifiera le schéma natif des gaz et des liquides intestinaux ; or, ce-dernier est essentiel au diagnostic radiographique de l'occlusion intestinale et ne doit pas être modifié. (Thrall, 2017)

## A. Réglage des constantes radiographiques

La mesure est réalisée au niveau de la partie la plus épaisse du corps pour les chiens et les chats, généralement au niveau du foie ou de l'abdomen crânial.

Pour la radiographie numérique, un algorithme approprié doit être utilisé pour combiner la résolution et le contraste.

Pour la radiographie conventionnelle de Fihn, une combinaison rapide de Fihn-écran doit être utilisée pour minimiser le flou de mouvement et une grille doit être utilisée si l'abdomen mesure plus de 10 cm d'épaisseur ou chez les petits chiens obèses.

Une technique de contraste à courte échelle (faible kV, fort mAs) améliorera le faible contraste naturel des organes abdominaux. Des détails abdominaux accrus peuvent être obtenus en essayant de maximiser la séparation des organes. (Wolvekamp, 2002, Dennis, 2010)

Les gaz intestinaux fournissent un contraste pour évaluer la lumière de l'intestin, mais les gaz intestinaux ne sont pas utiles pour comparer les organes parenchymateux ou pour évaluer le péritoine ; c'est la graisse abdominale située dans le mésentère et l'épiploon qui fournit le contraste entre les organes. Étant donné que la différence d'opacité radiographique entre la graisse et l'eau (tissus mous) est faible, la différence doit être accentuée en radiographie film-écran avec une technique à faible kVp/fort mAs.

Si une technique à fort kVp/faible mAs est utilisée pour radiographier l'abdomen avec un système film-écran, le contraste de l'image sera trop faible et l'abdomen ne pourra pas être évalué de manière adéquate.

Si l'on utilise un système numérique, les facteurs d'exposition sont moins critiques en raison de la résolution de contraste améliorée des systèmes d'imagerie numérique. (Thrall, 2018)

Selon le format de l'animal, on donne les ordres de grandeurs suivants :

- Chiens mesurant moins de 15 cm : pour un chien mesurant 14 cm, une technique de démarrage raisonnable serait de 68 kVp et 8 mAs pour un système de film analogique 400 film-écran. Pour une plaque numérique, une technique de départ serait de 72 kVp et 10 mAs. (Plage de kVp entre 50 et 90 préférable. (Ayers, 2012))

- Chiens mesurant 15 cm ou plus : Pour tout chien mesurant supérieur ou égal à 15 cm, une grille (8:1, 110 lignes par pouce) doit être utilisée pour empêcher le rayonnement diffusé de dégrader la qualité finale de l'image. En fonction du type de grille utilisée, la technique devra être ajustée.

Pour un réglage mAs donné, plus la station mA utilisée est élevée, plus la station temporelle pouvant être utilisée est rapide. Même dans l'abdomen, le mouvement peut être un problème. Le temps d'exposition n'est pas aussi critique que lors de la radiographie du thorax, ce qui est une chance, car cela permet d'utiliser un temps d'exposition plus long pour atteindre les valeurs mAs plus élevées à utiliser dans les techniques préférables à faible kVp/mas élevé. (Maurigis and Berry, 2011, Thrall, 2018)

Cependant, comme pour le thorax, et afin de réduire le risque d'artéfacts de mouvement, le temps d'exposition doit être fixé le plus bas possible, inférieur à 0,016/0,02 s. (Meomartino *et al.*, 2021)

Des ajustements dans la technique devront être faits en fonction de l'état corporel de l'animal. Cependant, pour un chien de poids corporel sain mesurant 14 cm, la technique décrite précédemment devrait être un point de départ approprié pour la construction d'un tableau technique. L'image globale doit être évaluée pour le contraste radiographique (noirceur du film à l'extérieur du patient par rapport aux nuances de gris et de blanc à l'intérieur du patient) et le contraste du sujet (détail des bords dans l'abdomen où la graisse contraste avec les bordures des tissus mous pour un détail séreux normal). (Mauragis and Berry, 2011)

La visualisation radiographique des organes abdominaux nécessite qu'il y ait suffisamment de graisse normale environnante pour fournir un contraste. Ceci est vrai pour les espaces intrapéritonéaux et rétropéritonéaux. La graisse contraste avec les organes abdominaux car elle a une densité physique et un numéro atomique plus faible. Elle fournit principalement une meilleure visualisation de la périphérie des organes ; le caractère de l'intérieur des organes abdominaux se rapporte à leur circonscription.

La plupart des organes abdominaux présentent une opacité tissulaire, mais la lumière du tractus gastro-intestinal contient généralement un matériau qui est soit plus radio-opaque que les tissus mous, tels que des fragments d'os, soit moins radio-opaque que les tissus mous, tels que des gaz. L'homogénéité et l'opacité radiographique de la graisse intrapéritonéale et de la graisse rétropéritonéale doivent être similaires. Des écarts entre l'opacité de la graisse dans ces deux compartiments peuvent indiquer la présence d'une maladie rétropéritonéale ou intrapéritonéale. (Thrall, 2017)

La graisse abdominale chez les petits chiens et les chats aide à délimiter les différentes structures, car la faible opacité de la graisse contraste bien avec l'opacité des tissus mous de la majorité des organes abdominaux. Cependant, chez les grands chiens obèses, cet avantage est perdu car les grandes quantités de graisse entraînent des quantités excessives de dispersion qui dégradent l'image malgré l'utilisation d'une grille. Si un organe normalement visible n'est pas vu malgré des radiographies de bonne qualité, la pathologie est implicite. De même, si un organe normalement invisible devient partiellement ou complètement visible, une maladie est également probable. (Dennis, 2010)

Un manque relatif de graisse dans l'abdomen, comme on le voit chez les animaux émaciés, réduit la visibilité des marges des organes abdominaux. La visibilité de la marge séreuse est également réduite chez les très jeunes patients, probablement en raison d'un volume relativement réduit de graisse abdominale.

Il a été supposé que la graisse péritonéale chez les jeunes patients pouvait être plus hydratée que celle des adultes, augmentant ainsi son opacité et diminuant sa capacité à fournir un contraste radiographique.

Les chats, en particulier ceux dont l'équilibre calorique est positif, peuvent accumuler des quantités massives de graisse intrapéritonéale et rétropéritonéale.

Les plus grandes collections de graisse abdominale chez les chats se trouvent dans l'espace rétropéritonéal et dans la face crânio-ventrale de l'abdomen. L'accumulation de graisse dans la face crânio-ventrale de l'abdomen, dont une partie se trouve dans le ligament falciforme, peut créer un important effet de masse dans cette région. La graisse falciforme est souvent interprétée à tort comme un épanchement péritonéal ; cependant cela ne peut être vrai que s'il n'y a effacement des bords de la marge du foie et perte des détails de la marge séreuse. (Thrall, 2017)

## B. Positionnement de l'animal et réglage du faisceau incident : cadrage et centrage.

Une radiographie latérale et une radiographie ventro-dorsale suffiront pour évaluer complètement l'abdomen chez de nombreux patients canins et félins. Cependant, l'abdomen contient un précieux produit de contraste inhérent, le gaz. Ainsi, en acquérant systématiquement des radiographies latérales gauche et droite en plus de la vue VD, la redistribution des gaz intestinaux entre les deux vues latérales peut fournir des informations supplémentaires précieuses qui peuvent faire la différence entre l'obtention ou non du diagnostic. Ceci est particulièrement pertinent lorsque le tractus gastro-intestinal est le principal organe d'intérêt, car la distribution des gaz dans les vues latérales opposées sera différente et peut conduire à la clarification des résultats. Le décubitus gauche contre droit influence également l'aspect radiographique de certains autres organes, notamment la rate et les reins. L'effet du décubitus latéral gauche versus droit sur l'aspect radiographique de l'abdomen sera illustré pour l'estomac, la rate et les reins. (Thrall, 2017)

Outre les clichés de routine, il existe des clichés optionnels utiles pour mieux caractériser certains organes : le cliché dorso-ventral en cas de gestation ; la vue ventro-dorsale en décubitus latéral gauche avec le faisceau radiographique horizontal en cas de pneumopéritoine suspect ; la vue oblique ventro-dorsale 20 °, pour apprécier la jonction urétéro-vésicale lors de l'urographie veineuse ou de la pyélo-urétérographie antérograde. (Meomartino *et al.*, 2021)

Si l'état de l'urètre chez les chiens mâles est préoccupant, comme pour l'évaluation des calculs urétraux, les vues latérales droite et gauche doivent être complétées par une troisième vue latérale réalisée avec les membres pelviens tirés crânialement. Ceci fournit une vue dégagée de l'arc ischiatique et de l'os du pénis, permettant l'évaluation des calculs urétraux sans superposition des membres pelviens. (Thrall, 2017)

Pour les gros chiens pour lesquels cela n'est pas possible, chaque projection (latérale gauche, latérale droite, ventro-dorsale) doit être divisée en parties crâniale et caudale. Cela double efficacement le nombre d'images requis pour évaluer l'ensemble de la cavité abdominale. (Thrall, 2017)

### i. Incidence latérale

Une différence majeure entre les radiographies abdominales latérales gauche et droite chez les chiens et les chats est l'apparence de l'estomac. Ceci est lié à la différence de position anatomique du fundus gastrique par rapport au pyllore gastrique.



La présence de gaz duodéal comme produit de contraste est plus probable lorsque les chiens sont d'abord placés en décubitus latéral gauche pour la série radiographique. Si les chiens sont d'abord placés en décubitus latéral droit, l'incidence du gaz duodéal est moindre. Par conséquent, il est utile d'obtenir la vue latérale gauche comme première vue dans l'étude.

Anatomiquement, le fundus gastrique est situé dorsalement et à gauche et le pylore ventralement et à droite.

Par conséquent, lorsque le chien est en décubitus gauche plutôt qu'à droite, différentes parties de l'estomac contiendront du gaz plutôt que du liquide, simplement en raison de la gravité. Lorsque le patient est en décubitus droit, le pylore contient généralement du liquide ou de l'ingesta ; et s'il y a du gaz dans l'estomac, le gaz montera et s'accumulera dans le corps et le fundus de l'estomac.

Au contraire, lorsque le patient est en décubitus gauche, le liquide gravitera généralement vers le fundus et le gaz montera et remplira le pylore.

Il en résulte que le pylore présente une opacité tissulaire sur la vue latérale droite et aérique sur la vue latérale gauche.

Bien sûr, la différence d'aspect de l'estomac entre les radiographies latérales gauche et droite dépend du caractère du contenu gastrique et de la quantité relative de liquide par rapport aux solides.

S'il y a principalement du gaz ou principalement du liquide ou de l'ingesta dans l'estomac, la différence d'apparence de l'estomac en décubitus gauche par rapport au décubitus droit sera minimisée. La différence maximale d'apparence de l'estomac dans les vues latérales gauche et droite se produit lorsque l'estomac est modérément distendu et contient à la fois du gaz et du liquide.

Il est particulièrement important de savoir que dans les vues latérales droites, en particulier chez les chiens, le pylore peut prendre l'apparence d'une masse ou d'un objet étranger en raison de la collection liquidienne dépendante. De nombreux objets étrangers linéaires de l'intestin grêle sont ancrés dans le pylore. Cela souligne l'importance d'une radiographie latérale gauche pour augmenter les chances que du gaz se trouve dans l'antra pylorique pour délimiter le corps étranger. (Thrall, 2018)

La vue latérale droite est choisie pour faciliter la séparation longitudinale des reins. (Lavin, 2007)

Lors de l'évaluation d'une cause de vomissements, il est alors recommandé d'acquérir trois clichés : latéral droit, latéral gauche et ventro-dorsal.

Dans le même ordre d'idées, le cliché latéral droit est effectué lors de l'évaluation de la dilatation gastrique et du volvulus, car dans l'estomac anormalement positionné, le pylore rempli de gaz est mieux visible qu'avec une incidence latérale gauche, et est également déplacé dorsalement.

Lors de la réalisation d'un cliché latéral droit pour une suspicion de dilatation-torsion de l'estomac, s'il est difficile de déterminer si l'estomac est mal placé ou simplement distendu, il est recommandé de terminer l'étude et d'obtenir une radiographie ventro-dorsale.

Dans un estomac normalement positionné, le pylore et le duodénum seront situés dans une position normale sur le côté droit de l'abdomen crânial avec le fundus à gauche, où dans la SDTE, le pylore et le duodénum crânien sont déplacés vers la gauche.

Les radiographies abdominales à trois vues sont également utiles lorsqu'il s'agit d'évaluer une obstruction mécanique de l'intestin grêle. Avec le déplacement de liquide et de gaz dans l'intestin grêle entre les trois vues différentes, il n'est pas rare que des corps étrangers soient mieux délimités par du gaz sur une vue par rapport aux autres vues. Si un corps étranger radio-opaque n'est pas visible, voir une anse élargie de l'intestin grêle dont l'emplacement et la taille sont inchangés sur plusieurs vues (c'est-à-dire une anse sentinelle) est une forte suspicion d'obstruction mécanique. En prenant trois vues, cela augmentera souvent la confiance pour déterminer si le patient est obstrué ou non obstrué.

Lors de l'évaluation des causes de strangurie et d'hématurie, des radiographies abdominales sont effectuées pour évaluer la présence de calculs radio-opaques dans les voies urinaires. Une erreur courante consiste à ne pas inclure tout l'urètre dans l'image. Pour mieux évaluer l'urètre pénien chez les chiens mâles, il est recommandé de prendre deux radiographies latérales. Dans la première radiographie, il faut placer le chien en décubitus latéral et tirer les membres pelviens caudalement en étendant les hanches. Cela permet une meilleure visibilité de la vessie ainsi que de la face distale de l'urètre pénien. Sur la deuxième radiographie de profil, les membres pelviens sont tirés crânialement en fléchissant les hanches. Cette vue, d'autre part, permet la visibilité de l'urètre pénien restant. (*Helpful Tips for Abdominal Radiography* • MSPCA-Angell, 2018)

Le point de mesure est le plus élevé des côtes latéralement, généralement la face caudale de la treizième côte. (Thrall, 2018, Ayers, 2012)

Le faisceau est ouvert d'environ 2,5 cm crânialement à l'extrémité du processus xiphoïde jusqu'au grand trochanter. (Ayers, 2012)

Le centre du faisceau se situe au-dessus de l'aspect caudal de la dernière côte (pour les chats, il faut centrer deux à trois largeurs de doigt caudalement à la treizième côte) (Thrall, 2018)

Le bord dorsal contient les apophyses épineuses de la colonne vertébrale et le bord ventral comprend le sternum. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010)

Pour les vues latérales, les membres pelviens ne doivent pas être tirés trop fort caudalement car cela peut compliquer l'interprétation en resserrant la paroi abdominale et en comprimant les viscères abdominaux. (Ayers, 2012, Thrall, 2017)

Ils doivent en revanche être maintenus perpendiculaires à la colonne vertébrale car cela détend l'aspect caudo-ventral de la paroi abdominale et réduit l'encombrement.

Une cale de positionnement doit être placée sous le sternum et une cale de positionnement en mousse supplémentaire peut être nécessaire pour l'abdomen afin de s'assurer que le patient est dans une véritable position latérale. Comme pour le thorax, le sternum et la colonne vertébrale doivent être parallèles l'un à l'autre et à égale distance de la table. (Ayers, 2012)

Chez les animaux présentant une obstruction urinaire, la radiographie doit s'étendre caudalement pour inclure toute la région périnéale et urétrale ; chez les grands chiens, cela peut nécessiter deux radiographies distinctes. L'exposition doit être effectuée à l'expiration pour éviter le flou de mouvement. Les vues en décubitus latéral gauche peuvent être utilisées pour détecter les gaz abdominaux libres (Dennis, 2010)

Le marqueur R/L doit être placé dans la zone exposée en région inguinale. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010)

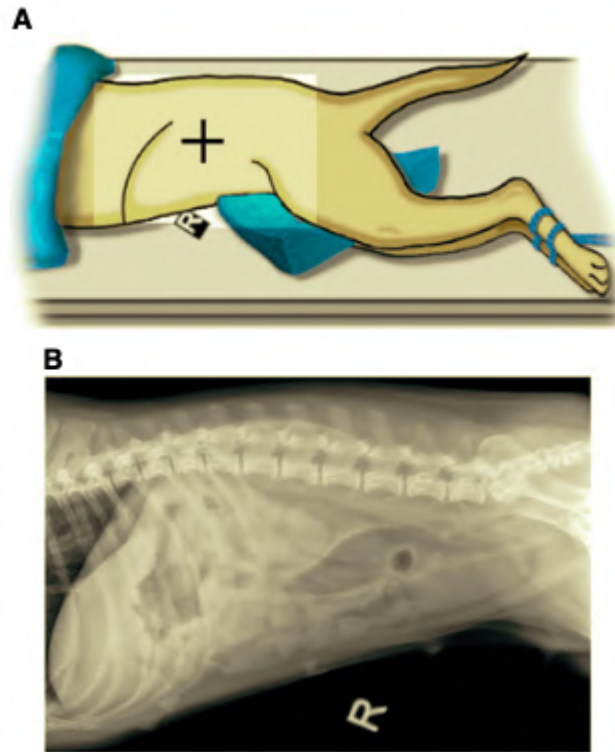


Fig. 21.

A. Schéma représentant le positionnement d'une vue latérale d'un cliché abdominal

B. Cliché abdominal correspondant à un bon positionnement latéral

(Muhlbauer and Kneller, 2023)

***En résumé, un bon positionnement latéral pour un cliché abdominal c'est...***

⇒ un patient en décubitus latéral avec des membres pelviens superposés parallèles à la table vers l'arrière mais pas en extension maximale

⇒ un faisceau allant d'un pouce en amont du xiphoïde jusqu'au grand trochanter, comprenant les processus épineux comme le sternum et centré dans le creux du flanc juste derrière les dernières côtes (SONHAR)

**ii. Incidence dorso-ventrale**

Comme indiqué précédemment, les radiographies dorso-ventrales de l'abdomen sont rarement réalisées et ne doivent pas constituer la base de la vue orthogonale pour compléter les projections latérales.

Une vue DV peut suffire lorsqu'un patient ne peut pas être positionné en décubitus dorsal pour une vue VD, mais l'abdomen sera plus encombré, la visibilité des organes sera réduite et des parties des membres pelviens sont souvent superposées à l'abdomen. (Thrall, 2017)

La dépendance gravitationnelle du gaz est un aspect des radiographies DV qui peut être utile, mais d'autres différences spécifiques dans les radiographies VD plutôt que DV ne sont pas discutées en raison du besoin peu fréquent d'évaluer les radiographies abdominales DV. (Thrall, 2018)

Il est important que toute la cavité abdominale soit incluse dans l'image. Le champ de vision doit s'étendre du diaphragme caudal jusqu'aux articulations coxofémorales. (Thrall, 2017)

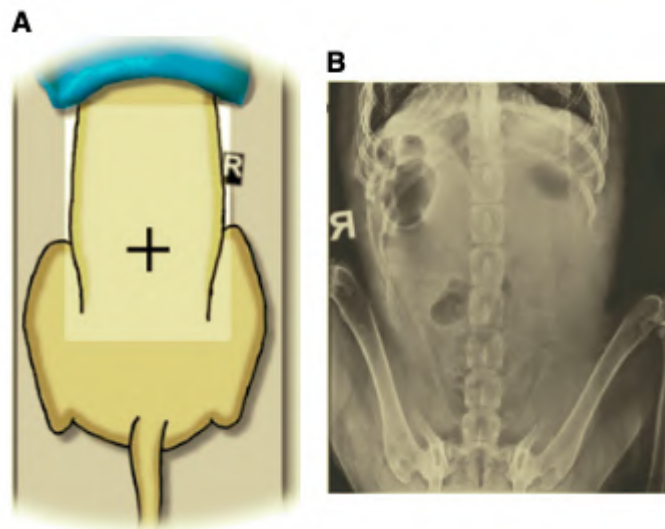


Fig. 22.

- A. Schéma représentant le positionnement d'une vue dorso-ventrale d'un cliché abdominal
- B. Cliché abdominal correspondant à un bon positionnement dorso-ventral

(Muhlbauer and Kneller, 2023)

***En résumé, un bon positionnement dorso-ventral pour un cliché abdominal c'est...***

⇒ un patient en décubitus sternal avec des membres pelviens fléchis sous l'animal, écartés caudalement et latéralement de l'abdomen ou fléchis légèrement écartés de la paroi abdominale pour éviter toute superposition

⇒ un faisceau allant du diaphragme (2 à 3 côtes en amont du xiphoïde) jusqu'aux grands trochanters avec un centrage au niveau de l'ombilic. (O'Brien and Barr, 2009)

### iii. Incidence ventro-dorsale

Le point de mesure se situe au niveau de la dernière côte, qui représente souvent le point le plus haut. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010)

Dans la vue ventro-dorsale, le patient est placé en décubitus dorsal avec les membres pelviens fléchis dans une position dite de grenouille plutôt que tirés caudalement. (Lavin, 2007, Ayers, 2012, Thrall, 2017)

Si les membres pelviens sont tirés caudalement pour la vue VD, l'encombrement sera accru et des plis cutanés seront créés dans la région latérale de la cuisse et/ou de l'abdomen caudal. Ces plis cutanés créent des opacités superposées notables qui interfèrent avec l'évaluation de la face caudale de l'abdomen. (Thrall, 2017)

Les membres antérieurs doivent être étendus crânialement avec le nez entre les membres. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010)

Un creux en V ou des sacs de sable placés sous la région thoracique peuvent aider à maintenir une véritable posture ventrodorsale : le sternum et la colonne vertébrale doivent être superposés.

Le champ de vision doit inclure tout l'abdomen, du diaphragme à la tête fémorale. Ses bords latéraux doivent inclure la paroi abdominale dans le creux en V.

Avec des patients plus grands, il peut ne pas être possible d'inclure la totalité abdomen sur une cassette. Dans ce cas, deux radiographies doivent être prises : l'une de l'abdomen crânial et l'autre incluant l'abdomen caudal. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010, Lavin, 2007, Ayers, 2012)

Les vues crâiales nécessitent généralement une modification des paramètres d'exposition pour éviter une surexposition du film. (Lavin, 2007)

Le centrage s'effectue au niveau de la dernière côte pour un examen centré sur l'estomac et le foie ou au niveau du flanc pour évaluer plus spécifiquement le système urinaire, l'utérus ou la prostate chez les grands chiens.

Chez les petits chiens, le centrage s'effectue caudalement aux dernières côtes.

Le marqueur R/L doit être placé dans le creux en V dans la zone collimatée. (Sirois, Anthony and Mauragis, 2010)

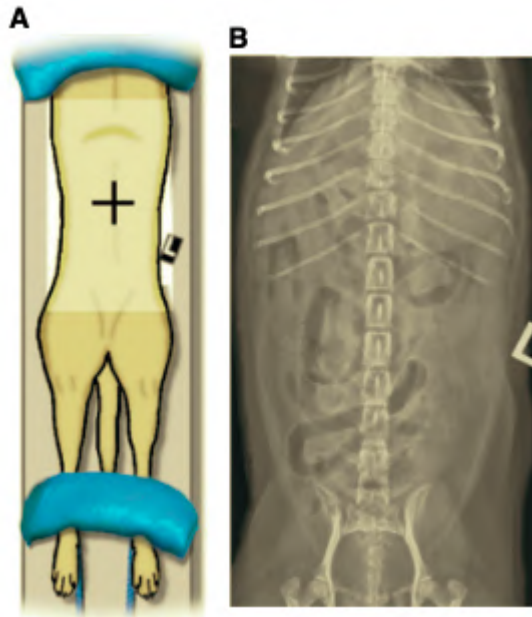


Fig. 23.

A. Schéma représentant le positionnement d'une vue ventro-dorsale d'un cliché abdominal

B. Cliché abdominal correspondant à un bon positionnement ventro-dorsal

(Muhlbauer and Kneller, 2023)

**En résumé, un bon positionnement ventro-dorsale pour un cliché abdominal c'est...**

⇒ un patient en décubitus dorsal avec les membres pelviens fléchis en grenouille (position neutre) ou du moins pas trop tirés en arrière tout en évitant toute rotation axiale.

⇒ un faisceau allant du diaphragme (2 à 3 côtes en amont du xiphoïde) jusqu'aux grands trochanters avec un centrage au niveau de l'ombilic. (Hudson *et al.*, 2002)

C. Réalisation du cliché

La radiographie de l'abdomen doit être réalisée à la fin de l'expiration, lorsque le diaphragme est à la position la plus crâniale et, par conséquent, que les organes abdominaux sont moins superposés. (Hudson *et al.*, 2002, O'Brien and Barr, 2009, Meomartino *et al.*, 2021)

4. Les critères de réussite

A. L'exposition

Une radiographie abdominale correctement exposée doit permettre une visualisation claire des viscères abdominaux, de la graisse intra-abdominale et extra-abdominale et de la colonne vertébrale.

Les vertèbres lombaires doivent être clairement visibles avec un bon contraste entre l'os et les muscles sous-lombaires adjacents et entre les muscles sous-lombaires et la graisse rétropéritonéale. Les côtes recouvrant le foie et les vertèbres lombaires doivent être légèrement sous-exposées mais clairement visibles.

Chez les chiens à thorax profond, il existe souvent une grande différence de profondeur de tissu entre l'abdomen crânial et l'abdomen caudal, en particulier sur la vue VD.

Des expositions séparées seront alors nécessaires pour l'abdomen crânial et caudal en utilisant la radiographie conventionnelle.

Avec les systèmes numériques, l'image peut être ajustée pour permettre l'évaluation de l'abdomen crânial, puis réajustée pour permettre l'évaluation de l'abdomen caudal.

En raison de la large plage dynamique des systèmes numériques, l'exposition et le contraste de l'image sont déterminés par post-traitement.

Par conséquent, avec les radiographies numériques, le degré de noircissement de l'image ne peut pas être utilisé pour déterminer si l'exposition correcte a été utilisée. La plupart des systèmes numériques donnent une valeur de niveau d'exposition liée à la dose reçue par le patient au moment de l'exposition. Cela peut être vérifié par rapport à la plage de valeurs recommandées par le fabricant pour la zone radiographiée.

Si l'image est sous-exposée, elle apparaît souvent granuleuse et peut ne pas montrer de détails fins. La surexposition, à moins qu'elle ne soit grave, n'entraîne pas de modification de l'image. (O'Brien and Barr, 2009)

En pratique, pour déterminer le score à attribuer à l'exposition d'un cliché abdominal, la bonne visualisation de la paroi abdominale ainsi que des muscles sous-épineux et des corps vertébraux a été déterminante.

## B. Le contraste

L'image globale doit être évaluée pour le contraste radiographique (noirceur du film à l'extérieur du patient par rapport aux nuances de gris et de blanc à l'intérieur du patient) et le contraste du sujet (détail des bords dans l'abdomen où la graisse contraste avec les bordures des tissus mous pour un détail séreux normal). (Mauragis and Berry, 2011)

Le contraste de l'image est défini comme l'échelle des nuances de gris sur une radiographie. Une image à faible contraste se caractérise par de nombreuses nuances de gris subtiles, résultant en un aspect assez homogène de l'ensemble de l'image.

Une image à contraste élevé a relativement moins de nuances de gris et les structures ont tendance à apparaître en noir ou en blanc.

Le contraste de l'image dépend de facteurs techniques ainsi que des différences physiques d'absorption (contraste de l'objet). Seuls les objets dont l'absorption du rayonnement diffère peuvent être distingués comme des structures plus claires ou plus sombres sur une radiographie.

L'abdomen se compose principalement d'organes opaques de tissus mous et de graisse péritonéale et rétropéritonéale environnante (y compris le coussinet adipeux rétrosternal contenu dans le ligament falciforme).

Même si ceux-ci peuvent être distingués en fonction de leur opacité radiographique, la différence est subtile en raison de leur densité physique et de leurs numéros atomiques effectifs comparables. La technique d'exposition abdominale vise à maximiser le faible contraste d'objet entre les tissus adipeux et mous en minimisant l'énergie du faisceau.

Une radiographie abdominale devrait avoir beaucoup de nuances de gris pour faciliter la différenciation des organes intra-abdominaux, surtout lorsque l'estomac est évalué.

Plus la quantité de graisse intra-abdominale est faible, moins cette stratégie est susceptible de réussir.

Par ailleurs, la graisse située au-dessus ou au-dessous des organes plutôt qu'entre eux ne contribue pas au contraste de l'objet. Ainsi, les dépôts de graisse sous-cutanés étendus chez les chiens de grande race ne font qu'augmenter l'épaisseur globale de l'objet, ce qui nécessite une augmentation de l'énergie du faisceau pour une pénétration suffisante et entraîne une perte marquée de contraste.

Cela explique la qualité d'image souvent médiocre chez les Rottweilers obèses, par exemple. D'autre part, le contraste de l'image chez les gros chats est souvent bon en raison de leur taille globale. (Hecht, 2020)

En pratique, la bonne visualisation et individualisation des organes et des parties du tube digestif a entraîné l'obtention d'un score élevé. Le contour rénal en particulier n'est visible que sur les clichés dont le contraste est optimal.

### C. Le positionnement, le centrage, et le cadrage

#### i. Incidence latérale

Le cliché doit comprendre l'ensemble de l'abdomen, du diaphragme jusqu'aux hanches avec les côtes superposées à leur base afin de garantir une absence de rotation de l'animal.

Les membres pelviens sont vers l'arrière et ne doivent pas se superposer à la partie caudale de l'abdomen (SONHAR)

Chez les grands chiens, il est possible de réaliser plusieurs clichés pour avoir l'intégralité de l'abdomen.

Les organes abdominaux sont dégagés et non comprimés par une extension trop importante.

#### ii. Incidence longitudinales

Un cadrage optimal comprend l'ensemble de l'abdomen, du diaphragme jusqu'aux hanches avec des membres pelviens dégagés de la zone à radiographier.

Absence de rotation impérative : la colonne vertébrale doit être au centre, avec les deux hémis-abdomens symétriques.

Le cliché abdominal doit être expiratoire pour permettre aux organes d'être bien séparés les uns des autres. (SONHAR)



#### D. La netteté

Pour avoir une image radiographique de qualité, il faut que celle-ci soit nette, et qu'aucun flou cinétique n'apparaisse sur le cliché.

#### E. La phase respiratoire

Le schéma respiratoire du patient doit être observé pendant quelques secondes avant l'exposition radiographique afin que l'exposition puisse être coordonnée avec l'expiration maximale.

À l'expiration, le diaphragme est plus crânial et il y a moins d'encombrement de l'abdomen. Le moment de l'exposition radiographique à la phase de respiration n'est pas aussi important que dans le thorax, mais le moment de l'exposition à l'expiration maximale est un petit ajustement qui peut être fait et qui ajoutera à la qualité des radiographies abdominales. (Thrall, 2018)

##### i. Incidence latérale

Le cliché doit être pris au pic d'expiration (Ayers, 2012), lorsque l'angle costophrénique est situé en avant du bord crânial de T10 et que les organes abdominaux sont bien séparés les uns des autres : l'espace abdominal est dégagé puisque le diaphragme est repoussé crânialement.

##### ii. Incidences longitudinales

Là encore, le cliché expiratoire est de rigueur : l'angle costophrénique doit idéalement être situé en avant de l'aspect crânial de T10.

#### 5. Les erreurs les plus courantes

Technique : Une exposition incorrecte est une erreur technique importante qui a un effet négatif sur la qualité perçue de la radiographie. Une radiographie sous-exposée n'a pas autant de contraste global qu'une radiographie correctement exposée.

Dans le cas de l'abdomen, une sous-exposition peut empêcher la discrimination des marges de l'intestin grêle et entraîner des erreurs d'interprétation des détails séreux. (Snock, 2020) Le fait de ne pas choisir des facteurs d'exposition adéquats peut affecter le détail de la marge séreuse et peut conduire à un diagnostic erroné d'épanchement péritonéal (sous-exposition ou technique à kVp-bas mA élevé) ou de pneumopéritoine (surexposition) (World Small Animal Veterinary Association Congress Proceedings, 2017)

La surexposition est également préjudiciable à la qualité radiographique en provoquant une perte irréversible d'informations dans les parties sombres d'une image ; de telles informations ne peuvent pas être récupérées en regardant des films avec une lumière vive

(radiographies sur film) ou en utilisant des ajustements de fenêtre et de niveau (radiographies numériques). (Snock, 2020)

Contrairement aux radiographies thoraciques, un contraste élevé est souhaitable pour une radiographie abdominale afin de maximiser la définition de la marge entre les organes opaques des tissus mous et la graisse abdominale. Ceci est réalisé en choisissant une technique relativement faible en kVp.

À de très rares exceptions près, chaque étude radiographique doit inclure au moins une vue latérale et une vue ventrodorsale, et en particulier pour l'évaluation du tractus gastro-intestinal, les vues latérales opposées sont très précieuses. (World Small Animal Veterinary Association Congress Proceedings, 2017)

Variations anatomiques et état physiologique : De manière optimale, les animaux doivent être à jeun avant un examen radiographique de l'abdomen, car une grande quantité de nourriture dans l'estomac et les matières fécales dans le côlon peuvent obscurcir d'autres organes abdominaux, entraîner un encombrement viscéral en déplaçant les organes de leur position normale et créer des pseudo-lésions par superposition du contenu gastro-intestinal sur les organes abdominaux.

Le détail de la marge séreuse est fortement affecté par la présence de graisse abdominale. Les jeunes animaux ont des détails de marge séreuse physiologiquement médiocres car la graisse brune apparaît radiographiquement similaire aux tissus mous. De même, le manque de graisse abdominale chez les animaux très maigres peut donner l'impression d'un épanchement abdominal.

Les chiens à poitrine profonde ont souvent un foie subjectivement petit, et chez certains chiens plus âgés, le foie devient « flasque », ce qui fait que la marge ventrale caudale du foie s'étend au-delà de l'arc costal avec une marge nette maintenue et un alignement normal de l'axe gastrique. Ces écarts par rapport à la taille « normale » du foie doivent être évalués à la lumière des résultats des analyses de laboratoire.

Tractus gastro-intestinal : sur une vue latérale droite, du liquide dans l'estomac s'accumule dans le pylore qui est souvent confondu avec une masse abdominale ventrale crânienne. Une vue latérale gauche aidera à distinguer le pylore de la masse car le pylore normal va maintenant se remplir d'air. Le contenu luminal dans le tractus gastro-intestinal affecte grandement son apparence. Il est important de comprendre que les mesures de l'épaisseur de la paroi intestinale sur les radiographies d'enquête ne sont pas fiables car les silhouettes de liquide luminal avec la paroi donnent l'impression d'un épaississement de la paroi.

Voies urinaires : les nodules/mamelons cutanés et les débris externes superposés sur les reins, l'espace rétropéritonéal ou la vessie urinaire peuvent imiter la minéralisation ou les calculs. L'artère iliaque circonflexe profonde naît ventralement des vertèbres L5-6. Vu de face, il peut imiter un calcul urétéral. Des vaisseaux terminaux supplémentaires provenant de l'aorte sont parfois observés sur les radiographies numériques et ne doivent pas non plus être confondus avec des résultats pathologiques. (World Small Animal Veterinary Association Congress Proceedings, 2017)

## 6. Établissement d'une grille de scoring d'une radiologie abdominale

Critère/Note	0 = Non acceptable	1 = Acceptable	2 = Idéal
Exposition	<p>Surexposition majeure = cliché trop noir            Solution = diminuer les kV            Sous-exposition majeure = cliché trop blanc            Solution = augmenter les mA</p>	<p>Cliché légèrement sur ou sous-exposé, n'ayant pas une incidence majeure sur le contraste et la visualisation des structures abdominales</p>	<p>Visualisation claire des viscères abdominaux, de la graisse intra-abdominale, extra-abdominale et de la colonne vertébrale.</p> <p>Vertèbres lombaires clairement visibles avec un bon contraste entre l'os et les muscles sous-lombaires adjacents et entre les muscles sous-lombaires et la graisse rétropéritonéale.</p> <p>Côtes recouvrant le foie et vertèbres lombaires légèrement sous-exposées mais clairement visibles.</p>
Contraste	<p>Pas de distinction possible entre les différentes structures abdominales.            Solution = jouer sur les kV (les baisser en cas de trop faible contraste) et sur les mA en compensation (les augmenter en conséquence)</p>	<p>Distinction entre les différentes structures possible, même si le degré de finesse n'est pas optimal.</p>	<p>Nuances de gris permettant une bonne distinction entre tous les organes abdominaux.</p> <p>Architecture osseuse des vertèbres lombaires peu visible.</p>
Netteté	<p>Cliché complètement flou            Solution = la contention ou baisser le temps d'acquisition</p>	<p>Flou cinétique perceptible dans une zone localisée ou n'altérant pas la visualisation des structures abdominales.</p>	<p>Cliché parfaitement net</p>

Positionnement	Abdomen non contenu dans son entièreté, superposition des postérieurs sur l'abdomen, rotation majeure de l'animal.	Légère rotation de l'animal avec une superposition imparfaite des structures.	<p><b><u>Vues longitudinales</u></b></p> <p>Absence de rotation et totalité de l'abdomen visible (hormis chez les grands chiens chez lesquels on réalise plusieurs clichés) Membres pelviens dégagés de la partie caudale de l'abdomen. Organes abdominaux non comprimés par une extension trop importante.</p> <p><b><u>Vues latérales</u></b></p> <p>Bonne symétrie et abdomen entièrement visible (sauf chez les grand chiens chez lesquels on réalise plusieurs clichés) Membres pelviens dégagés de la zone à radiographier.</p>
Phase respiratoire	Inspiration : diaphragme repoussé en arrière de T10, partie crâniale de l'abdomen non visualisable.	Phase respiratoire pas au pic de l'expiration mais cliché non inspiratoire. Diaphragme non repoussé caudalement mais pas à son maximum crânialement.	<p><b><u>Vues longitudinales :</u></b></p> <p>Cliché expiratoire de rigueur : angle costophrénique situé en avant de l'aspect crânial de T10.</p> <p><b><u>Vues latérales :</u></b></p> <p>Pic expiratoire : angle costophrénique situé en avant du bord crânial de T10 et organes abdominaux bien séparés les uns des autres : espace abdominal dégagé</p>
Fig.24. Grille de scoring de la qualité d'un cliché abdominal (Manville and Fusellier, 2010)			

## **PARTIE II : APPROCHE EXPÉRIMENTALE : DÉVELOPPEMENT D'UN RÉSEAU DE NEURONES ARTIFICIELS POUR LE SCORING DE CLICHÉS RADIOGRAPHIQUES AU SERVICE DES VÉTÉRINAIRES**

Maintenant que nous avons établi une grille de scoring définissant les paramètres à prendre en compte ainsi que la manière de les évaluer, il est temps de passer à la construction du réseau de neurones.

Ceci se fait en plusieurs étapes que nous allons détailler dans cette partie.

Images permettant l'entraînement du réseau de neurones : une banque de 100 radiographies thoraciques de format JPEG récoltées dans différentes structures vétérinaires a été fournie par PicoxIA. Incrémentation progressive de l'algorithme avec deux nouvelles banques de clichés thoraciques de mêmes caractéristiques et d'une série de clichés abdominaux permettant l'ébauche d'un algorithme de scoring abdominal (comprenant 96 clichés de lapin, chiens et chats)

### **I - Programmation d'une intelligence artificielle de notation de clichés thoraciques**

#### **1. Etape préalable : notation d'une banque de clichés**

Le pré-requis au développement de l'intelligence artificielle est un support de travail sur lequel elle va reposer.

En effet, il lui faut des points de repère lui permettant d'établir une connexion logique entre deux éléments qui se traduira par un algorithme.

Ici, nous voulons que la machine prenne en compte les points d'évaluation que nous avons choisis, à savoir l'exposition du cliché, son contraste, le positionnement-centrage-cadrage, la netteté et la phase respiratoire, et qu'elle les note comme nous le ferions selon les critères établis.

Pour ce faire, une banque de 100 radiographies thoraciques de format JPEG récoltées dans différentes structures vétérinaires a été fournie par PicoxIA. Celle-ci comprend des vues latérales et longitudinales d'individus canins et félins.

Avec le Professeur Conchou, nous avons chacun noté ces clichés de notre côté puis avons comparé et ajusté nos évaluations afin de les rendre les plus objectives possible.

Nous avons ainsi 101 images JPEG à confronter avec un document Excel contenant nos notations mutualisées en 5 notes et leur total, ainsi qu'une assertion binaire exprimant l'acceptation ou non du cliché en question pour l'interprétation radiographique selon que sa qualité soit estimée "suffisante" ou non.

Une note égale à 0 pour un des critères de qualité conduit alors au refus du cliché : le praticien devra le refaire avant que toute interprétation soit possible.

#### **2. Développement d'un algorithme de notation**

A partir de ces deux types de document, c'est Picoxia qui a développé un script de notation des clichés radiographiques permettant leur scoring comme nous l'avions fait au préalable.

Le réseau de neurones utilisé ici est un modèle de base EfficientNet B0 proposé par Pytorch qui apprend des parties les plus pertinentes de l'image en prenant en compte un nombre très important de paramètres. Il est utilisé pour des tâches de classification et comprend déjà les points caractéristiques d'une image.

En somme, on utilise un modèle déjà développé qui possède des paramètres intrinsèques adaptés à des images d'une base ImageNet correspondant à des éléments de la vie courante. (paramètres d'initialisation adaptés à l'analyse de cette banque d'images)

Au cours de l'entraînement, ces paramètres vont être progressivement modifiés (via l'apprentissage) pour s'adapter au mieux à la tâche qui est demandée ici, à savoir les différentes notes que l'algorithme va devoir attribuer.

Pour notre modèle, des hyperparamètres ont été fixés spécifiquement pour l'entraînement. Ce sont des paramètres extrinsèques qui ne vont pas varier avec l'entraînement du réseau et sont fixés au départ :

> une taille d'échantillonnage de 21 pour optimiser la mémoire et mettre à jour plus rapidement les poids de chacune des informations retenues par les couches successives de neurones.

La machine va alors traiter 21 images en même temps pour gagner du temps et mémorise les erreurs qu'il a effectuées pour apprendre : il y a alors un effet de moyenne d'erreur qui permet à la machine de mieux généraliser et pas de prendre erreur par erreur au risque de ne plus pouvoir prendre du recul et généraliser sur d'autres images.

> un temps d'entraînement, ou époques "Epoch" de 50 pour permettre un compromis entre performance et temps d'entraînement lors de l'étape de validation. Très concrètement, cela signifie que la machine va voir les images 50 fois avant de passer à l'étape de validation.

> principe itératif par descente de gradient (aller pas à pas vers le résultat) : le réseau fait une prédiction et en comparant avec le résultat attendu, il calcule l'erreur et procède à une rétropropagation de l'information en faisant bouger les paramètres (intrinsèques) pour qu'à l'avenir, il fasse moins d'erreur

> un taux d'apprentissage de 0,0001 ajusté par OneCycle, utilisé pour accélérer l'entraînement en appliquant une variation cyclique du taux d'apprentissage.

Elle augmente initialement le taux d'apprentissage jusqu'à un certain maximum avant de le diminuer rapidement, ce qui aide à accélérer la convergence initiale et à stabiliser l'apprentissage dans les phases ultérieures.

Au cours de l'entraînement de la machine, les ingénieurs ont décidé de procéder à une "data augmentation" pour éviter le surapprentissage de la machine et pour limiter le risque de surapprentissage. Cela correspond à des transformations réalisées aléatoirement sur la banque d'images d'entraînement : celles-ci peuvent être zoomées, retournées... on évite ici de recourir à des "flous" ou des déformations pour ne pas biaiser la notation mais c'est un procédé auquel ils ont souvent recours pour que la machine soit prête à être confrontée à de telles images.

Ce type de modification n'est cependant jamais appliqué à la banque d'évaluation.

### 3. Test de l'algorithme développé

Pour la mise en place, il faut respecter l'architecture de dossier comme suit.

Dans un dossier, il faut avoir :

- un dossier 'images' : contenant les images X envoyées.
- le fichier origin.csv : qui est l'Excel de notation converti en CSV
- l'exécutable (2Go), qui permet de scanner les images et de les annoter

L'exécutable, appelé application ci-après, lance l'apprentissage IA et évalue la précision du modèle pour prédire chaque type de caractéristiques des images X.

L'application lit le fichier 'origin.csv' qui contient les annotations, entraîne le modèle sur une partie des images et évalue le modèle sur le reste.

Un fichier 'result\_final.csv' est généré, il contient l'évaluation du modèle sur la partie des images utilisées pour l'évaluation. Nous avons à chaque fois mis la prédiction du modèle avec son degré de confiance à côté de l'annotation pour pouvoir facilement voir les endroits où le modèle se trompe.

A ce stade, les performances du modèle semblent limitées par la quantité des images d'entraînement.

Il faut ajouter des images à l'entraînement en ajoutant des annotations à la fin du fichier 'origin.csv' et en ajoutant les images correspondantes dans le dossier 'images' (il faut que le n° cliché corresponde au nom de l'image dans le fichier csv).

Une fois que de nouvelles images ajoutées avec leurs annotations, il faut relancer l'application pour ré-entraîner le modèle de zéro et avoir une nouvelle évaluation.

Sur la figure 25 suivante se trouve la commande à exécuter dans le terminal pour lancer l'entraînement. Celle-ci contient les paramètres que nous modifions, le type de modèle et divers "callbacks" que nous implémentons pour obtenir les mesures de performance.

```
PS C:\Users\yschublin\general\picoxia_ia_dev_vision> python .\plightning\TrainerCli.py fit --model .\plightning\config\models\classification\efficientnet_b0.yaml --data .\plightning\config\data_modules\ImgQuality.yaml --trainer .\plightning\config\trainers\base.yaml --trainer.max_epochs=50 --data.train.batch=32 --trainer.callbacks+=CustomMultilabelAccuracy --model.criterion=BCEWithLogitsLoss --model_checkpoint.monitor=val/accuracy --model .\plightning\config\models\schedulers\onecycle.yaml --model.scheduler.max_lr=0.0017 --trainer.callbacks+=ImageWithLabel
```

Fig. 25. Écran de la commande de lancement d'entraînement dans le terminal. (Picoxia)

Une fois l'entraînement lancé, l'algorithme se met à tourner et le terminal affiche l'écran suivant (Fig.26)

En parallèle, TensorBoard, une interface où apparaissent en temps réel les paramètres qui nous intéressent ainsi que les images est ouvert. (Fig.27)



```

Seed set to 0
Removed 0 non-matching layers
GPU available: True (cuda), used: True
TPU available: False, using: 0 TPU cores
IPU available: False, using: 0 IPUs
HPU available: False, using: 0 HPUs
LOCAL_RANK: 0 - CUDA_VISIBLE_DEVICES: [0]
Loading `train_dataloader` to estimate number of stepping batches.
C:\Users\yschublin\general\picoxia_ia_dev_vision\.venv\lib\site-packages\lightning\pytorch\loops\fit_loop.py:298: The number of training batches (12) is smaller than the logging interval Trainer(log_every_n_steps=50). Set a lower value for log_every_n_steps if you want to see logs for the training epoch.

  | Name           | Type           | Params
-----|-----|-----
0 | model           | EfficientNet   | 5.3 M
1 | adaptation_fc   | Linear         | 15.0 K
2 | criterion       | BCEWithLogitsLoss | 0

-----|-----|-----
5.3 M   Trainable params
0       Non-trainable params
5.3 M   Total params
21.214 Total estimated model params size (MB)
Sanity Checking DataLoader 0: 0% | 0/2 [00:00<?, ?it/s]
:\Users\yschublin\general\picoxia_ia_dev_vision\.venv\lib\site-packages\lightning\pytorch\utilities\data.py:77: Trying to infer the `batch_size` from an ambiguous collection. The batch size we found is 32. To avoid any miscalculations, use `self.log(..., batch_size=batch_size)`.
Epoch 0: 92% | 11/12 [00:07<00:00, 1.48it/s, v_num=333, train/loss_step=0.590]
:\Users\yschublin\general\picoxia_ia_dev_vision\.venv\lib\site-packages\lightning\pytorch\utilities\data.py:77: Trying to infer the `batch_size` from an ambiguous collection. The batch size we found is 19. To avoid any miscalculations, use `self.log(..., batch_size=batch_size)`.
Epoch 0: 100% | 12/12 [00:09<00:00, 1.30it/s, v_num=333, train/loss_step=0.612]
:\Users\yschublin\general\picoxia_ia_dev_vision\.venv\lib\site-packages\lightning\pytorch\utilities\data.py:77: Trying to infer the `batch_size` from an ambiguous collection. The batch size we found is 31. To avoid any miscalculations, use `self.log(..., batch_size=batch_size)`.

validation Accuraciesr 0: 100% | 3/3 [00:23<00:00, 0.13it/s]
-----|-----
Exposition: 0.6636
Contraste: 0.4946
Netteté: 0.4714
Positionnement: 0.4950
Phase respiratoire: 0.4002
Global Accuracy: 0.5050
-----|-----
Epoch 1: 100% | 12/12 [00:06<00:00, 1.72it/s, v_num=333, train/loss_step=0.471, val/loss_step=0.586, val/loss_epoch=0.605, train/loss_epoch=0.590]
validation Accuraciesr 0: 100% | 3/3 [00:07<00:00, 0.39it/s]
-----|-----
Exposition: 0.7372
Contraste: 0.7349
Netteté: 0.5124
Positionnement: 0.6331
Phase respiratoire: 0.6515
Global Accuracy: 0.6538
-----|-----
Epoch 2: 100% | 12/12 [00:05<00:00, 2.02it/s, v_num=333, train/loss_step=0.381, val/loss_step=0.476, val/loss_epoch=0.502, train/loss_epoch=0.590]
validation Accuraciesr 0: 100% | 3/3 [00:07<00:00, 0.38it/s]

```

Fig.26. Ecran du terminal après lancement de l'entraînement (Picoxia)

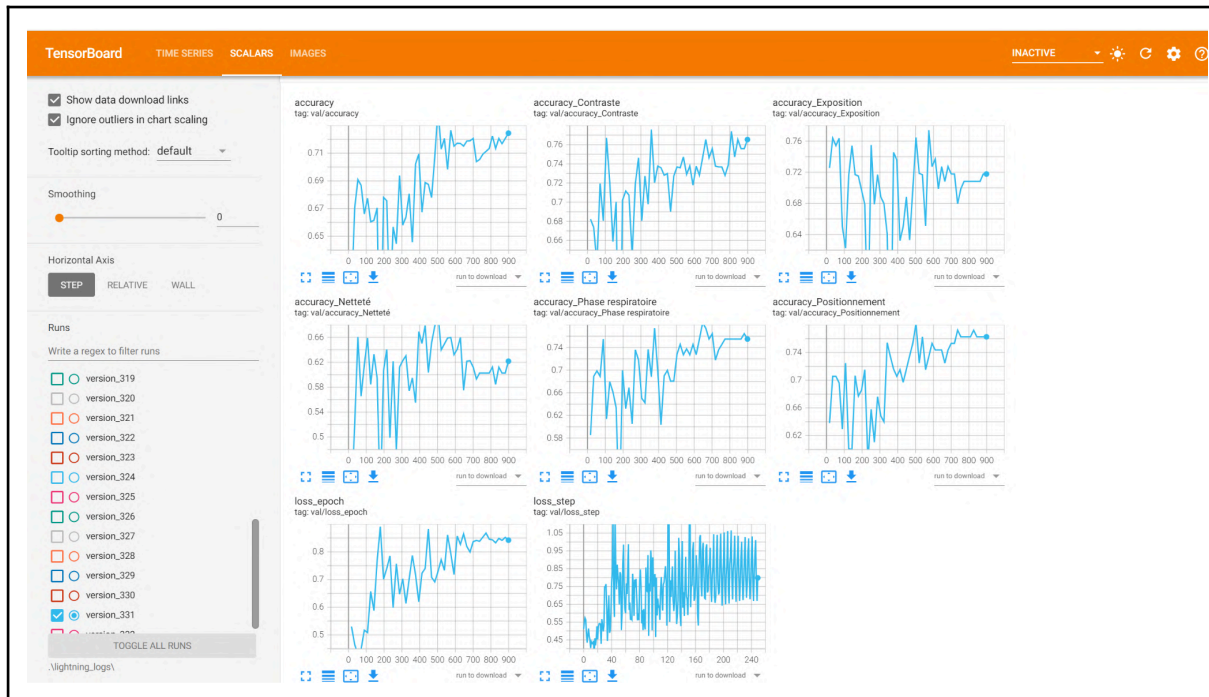


Fig.27. Écran observable sur TensorBoard après lancement de l’algorithme. (Picoxia)

#### 4. Incrémentation et perfectionnement du script

Il est important de comprendre que l’appui de la machine sur un nombre croissant de clichés permet d’affiner les liens logiques établis entre une propriété et une note à attribuer; il est alors intéressant d’incrémenter la banque de données en y incluant des situations diverses et variées pour que l’IA sache comment les traiter et les évaluer.

L’ajout d’images scorées permettrait un accroissement de la performance du système.

C’est en ce sens que Picoxia nous a fait parvenir de nouvelles images à scorer, de tout type, pour perfectionner le script de départ.

Comme évoqué, pour que la machine soit entraînée en toute circonstance et maximiser notre incrémentation, il est intéressant d’ajouter des images présentant de la nouveauté par rapport à la banque de départ.

Des conditions de tir extrême, un cadrage différent, des animaux de conformation particulière ou contorsionnés permettraient d’élargir le champ d’action de la machine en l’entraînant à faire face à des situations diverses et variées.

Un second échantillon de clichés a alors été utilisé et incrémenté au premier.

150 nouveaux clichés thoraciques variés ont été fournis par l’entreprise et nous avons procédé de même afin d’élargir la base de données et de perfectionner l’algorithme de départ.

Les performances ont alors augmenté :

Exposition = 0,8254 Contraste = 0,8175 Netteté = 0,7540 Positionnement = 0,8413 Phase respiratoire = 0,8016 d'où une précision globale du modèle s'établissant à 80,79%

Une troisième série de 290 clichés a été notée, toujours provenant de Picoxia, comprenant des vues latérales et longitudinales de thorax de chiens et de chats.

Dans notre modèle, nous répartissons les données en 80% pour l'entraînement et 20% pour la validation. Jusqu'alors, les anciennes données étaient réparties ainsi : 192 images pour l'entraînement et 48 pour la validation.

Avec les nouvelles données, nous avons maintenant 97 images pour l'entraînement et 25 pour la validation, ce qui nous donne au total 289 images pour l'entraînement et 73 pour la validation pour tout l'ensemble des données, et ainsi de suite au fil de l'incrémentation réalisée.

Un exemple de prédiction de l'IA en phase de validation est illustré sur la figure 28.

Pour chaque critère, la prédiction correspond au chiffre avant le '/', le chiffre situé après correspond à la valeur réelle annotée par nos soins.

Quand la prédiction est en accord avec notre annotation, le critère apparaît en vert et en rouge pour le cas contraire.

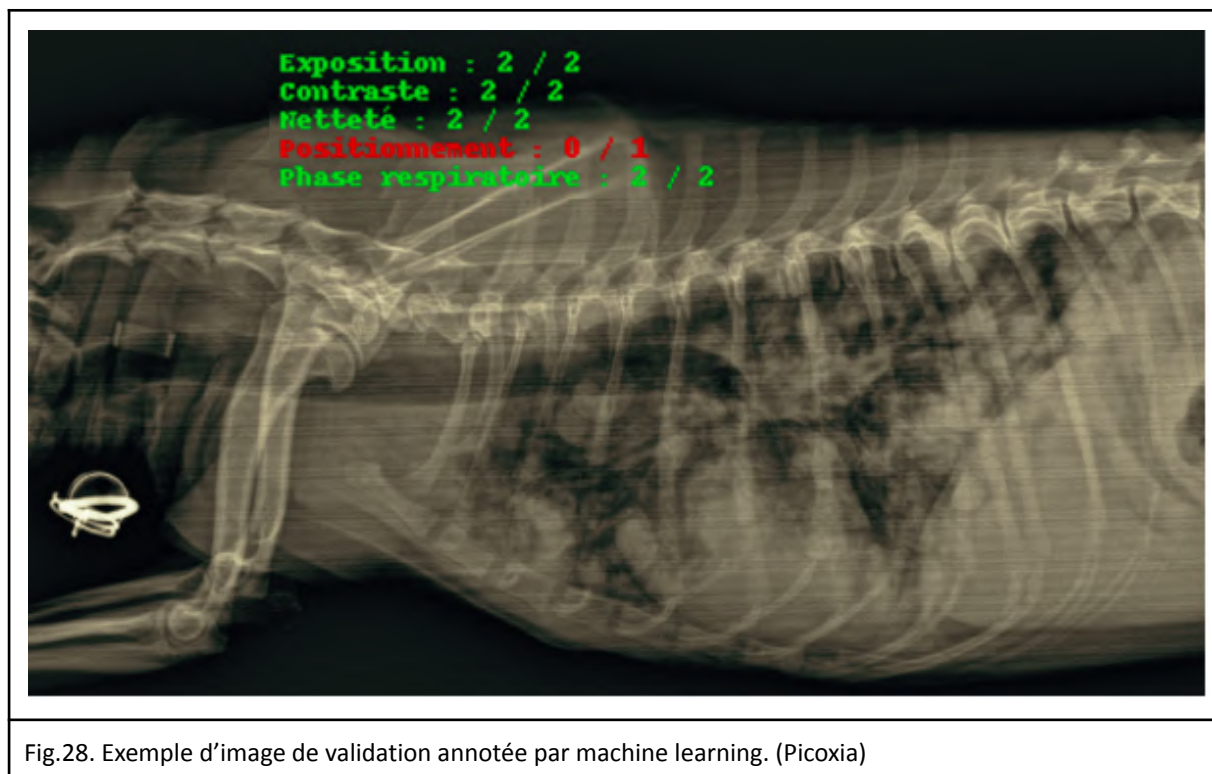


Fig.28. Exemple d'image de validation annotée par machine learning. (Picoxia)

Sur la figure 29 sont regroupées les courbes correspondant aux performances du modèle développé pour le scoring des clichés thoraciques, dont les abscisses correspondent au nombre d'époques ou "epoch", temps d'entraînement de la machine.

Le taux d'apprentissage est à la vitesse à laquelle le modèle apprend à partir des données de la banque d'apprentissage pour converger vers une solution optimale : c'est plus ou moins le "pas itératif". Sa courbe est croissante puis décroissante : après s'être "rapidement" approché de l'optimum, les ajustements à faire sont plus fins et le pas alors plus petit pour arriver à une performance optimale.

La perte d'apprentissage désigne la façon dont le modèle s'adapte aux données d'apprentissage : elle évalue l'erreur du modèle sur l'ensemble de formation.

Celle-ci diminue au fil du temps, ce qui est plutôt bon signe : au fur et à mesure, le modèle fait de moins en moins d'erreurs et sa notation est de plus en plus proche de la nôtre.

Les courbes de performance par paramètre indiquent la précision des prédictions de l'algorithme sur l'ensemble de validation.

On remarque que la précision globale du modèle avoisine les 0,8 (soit 80%) à son plus haut, vers 250 périodes alors qu'elle tend vers 0,72 au terme de l'apprentissage; les critères d'exposition et de phase respiratoire semblent être les plus problématiques pour lui.

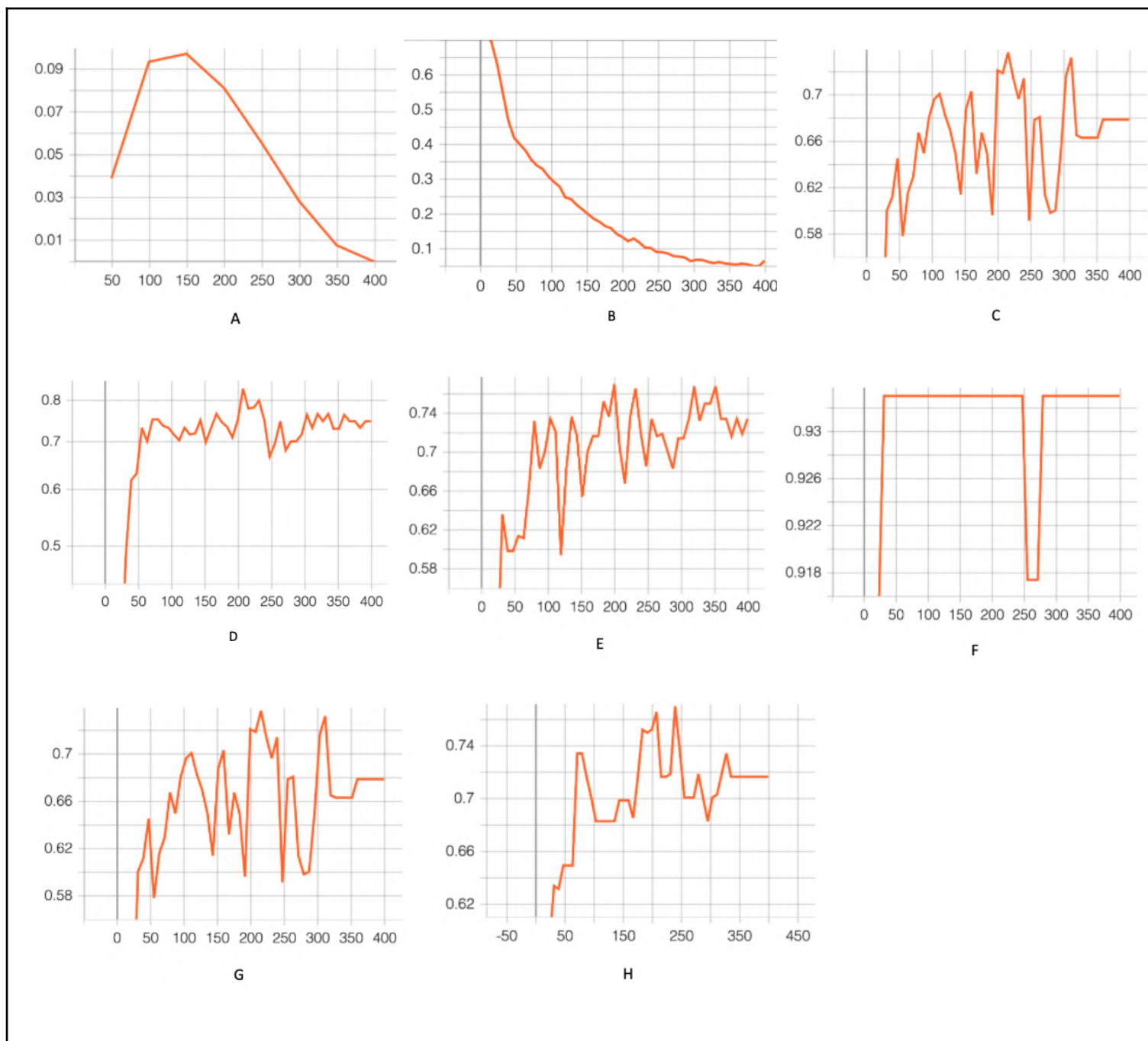


Fig.29. Courbes de performances du modèle d'évaluation de qualité des clichés thoraciques (Picoxia)

- A. Courbe d'apprentissage
- B. Courbe de perte d'apprentissage
- C. Courbe de précision de prédiction pour le critère "exposition"
- D. Courbe de précision de prédiction pour le critère "contraste"
- E. Courbe de précision de prédiction pour le critère "positionnement"
- F. Courbe de précision de prédiction pour le critère "netteté"
- G. Courbe de précision de prédiction pour le critère "phase respiratoire"
- H. Courbe de performance générale

## II- Programmation d'une intelligence artificielle de notation de clichés abdominaux

### 1. Étape préalable : notation d'une banque de clichés

Comme pour le thorax, une première banque de données composée de 96 clichés abdominaux ont été annotés afin d'établir un premier modèle.

Celle-ci nous a été fournie par Picoxia, concernait des chiens, des chats et des lapins, en format JPEG, comprenant des vues latérales et longitudinales.

### 2. Développement d'un algorithme de notation

Une extrapolation à partir de l'algorithme développé pour les clichés thoraciques à été tentée.

Les clichés abdominaux ont simplement été ajoutés au "batch" final et faisaient donc partie pour certains de l'ensemble d'entraînement et pour d'autres de l'ensemble de validation, aléatoirement.

Les performances ayant été dégradées et les images de validation se révélant non pertinentes, ils ont ensuite constitué à eux seuls l'ensemble de radiographies d'apprentissage et de validation par l'IA, pour que les nouveaux paramètres à inspecter soient mieux "compris".

L'effectif étant limité, les performances attendues n'étaient pas aussi bonnes que celles pour le thorax, et l'ajout de nouvelles images pourrait permettre une incrémentation bénéfique à l'apprentissage de la machine.

Les paramètres de précision de l'algorithme scorant uniquement les radiographies abdominales sont néanmoins regroupés dans la partie suivante.

### 3. Test de l'algorithme développé

Sur la Figure 30 suivante est illustré un exemple de notation par la machine d'un cliché abdominal de la banque de test. Les données y apparaissant sont les mêmes que précédemment vues pour le thorax.



Fig.30. Image annotée avec la prédiction de l'IA en phase de validation (Picoxia)

Comme pour le thorax, des courbes de performance ont pu être établies et sont regroupées sur la Figure 31 ci-dessous.

Ici, la performance globale s'élève à 0,82 au plus haut, vers 80 périodes. Elle tend vers 0,78 au terme de l'apprentissage de la machine.

C'est le paramètre de contraste qui est le plus limitant ici, alors que la machine note avec un très bon niveau de performance tous les autres critères.



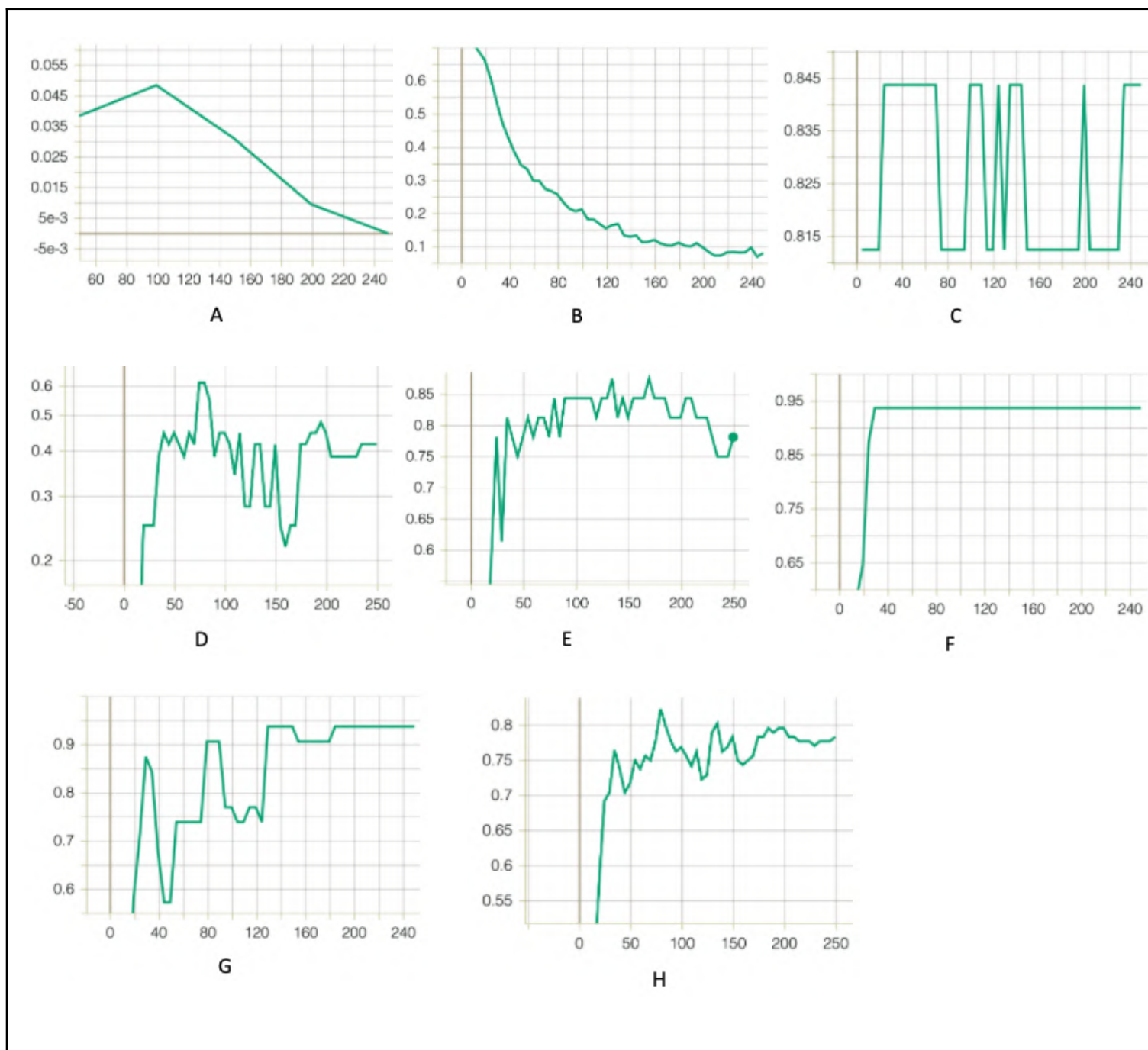


Fig.31. Courbes de performances du modèle d'évaluation de qualité des clichés abdominaux (Picoxia)

- A. Courbe d'apprentissage
- B. Courbe de perte d'apprentissage
- C. Courbe de précision de prédiction pour le critère "exposition"
- D. Courbe de précision de prédiction pour le critère "contraste"
- E. Courbe de précision de prédiction pour le critère "positionnement"
- F. Courbe de précision de prédiction pour le critère "netteté"
- G. Courbe de précision de prédiction pour le critère "phase respiratoire"
- H. Courbe de performance générale



### III - Limites et problèmes rencontrés

#### 1. Limites de notation des clichés et souci de pertinence

Par ailleurs, certaines caractéristiques propres à l'animal peuvent également amener à scorer différemment ou même à dégrader des paramètres de qualité alors que le cliché a été réalisé dans les règles.

Citons par exemple la scoliose du bouledogue français, pouvant à tort faire penser que l'opérateur n'a pas assez contenu l'animal et que le positionnement est mauvais du fait de l'apparente "rotation".

Les brachycéphales en général ont une conformation thoracique très particulière et souffrent de nombreuses pathologies et particularités anatomiques - vertébrales et cardiaques notamment - qui donnent des images souvent très caractéristiques et doivent être considérées comme physiologiques et acceptables alors qu'elles pourraient être rigoureusement scorées non idéales du point de vue technique en appliquant notre grille de notation.

Le thorax de la figure 32 par exemple est celui d'un individu brachycéphale : une légère scoliose est objectivable, avec un thorax ramassé et un coeur plutôt volumineux. Le médiastin est également élargi, comme très fréquemment sur ce type de race, et le foie proéminent.

Il arrive alors que le paramètre de phase respiratoire et la notion de "rotation" en soient biaisés.



Fig.32. Radiographie thoracique ventro-dorsale d'un individu brachycéphale (cliché Picoxia thorax 2023-01-04-21-23-34-337094.jpg)

Le contraste peut lui aussi être dégradé et voir sa notation abaissée si l'animal dont on a radiographié l'abdomen est trop maigre ou au contraire beaucoup trop gras, avec des organes qui seront moins distinguables les uns des autres, même si le couple intensité/puissance a été optimisé.

Certaines radiographies abdominales sont celles de lapins, dont le contenu majoritairement alimentaire amène également à une dégradation du paramètre de contraste avec une visualisation souvent difficile des reins et des systèmes autres que le digestif.

Ci-dessous, difficile de discriminer les organes abdominaux les uns des autres dans cet abdomen de lapin; la note dédiée au contraste est fortement abaissée mais le lapin ne pouvant être mis à jeun, c'est bien souvent la meilleure image à espérer sur ces individus. (Fig.33)



Certaines pathologies peuvent également impacter le scoring.

Un pneumothorax par exemple accentue le contraste d'un cliché thoracique du fait de la présence d'air dans l'espace pleural et de l'augmentation de la radio-opacité des champs pulmonaires secondaire à l'atélectasie (Jacquet, 2008)

Ceci est illustré sur la figure suivante (Fig.34) d'un chien atteint d'un pneumothorax sous tension sévère : les champs pulmonaires sont très opacifiés, avec un contraste renforcé avec la charpente osseuse. La notation concernant le critère "contraste" s'en retrouve fortement modifiée, et ce à cause de l'air dans la cavité pleurale. Un meilleur cliché de ce thorax ne peut néanmoins être espéré par le praticien.

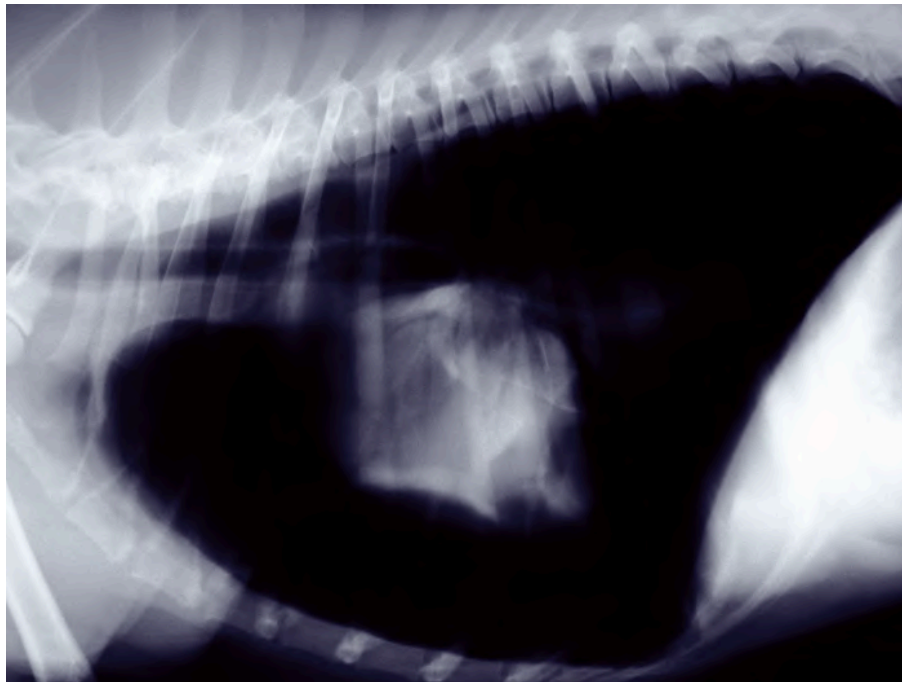


Fig.34. Image d'un pneumothorax sous tension chez un chien (cliché de Cyrill Poncet; Jacquet, 2008)

A contrario, un épanchement pleural, du fait de l'accumulation de liquide dans la cavité pleurale, est responsable d'une diminution du contraste radiographique thoracique par augmentation d'opacité entre la charpente osseuse et le poumon. (TD d'imagerie thorax A4)  
C'est ce qui est visualisable sur les radiographies de la figure 35 avec un contenu thoracique qui apparaît complètement blanc, pouvant mimer une sous-exposition et un manque de contraste à cause du liquide ayant envahi l'espace pleural.

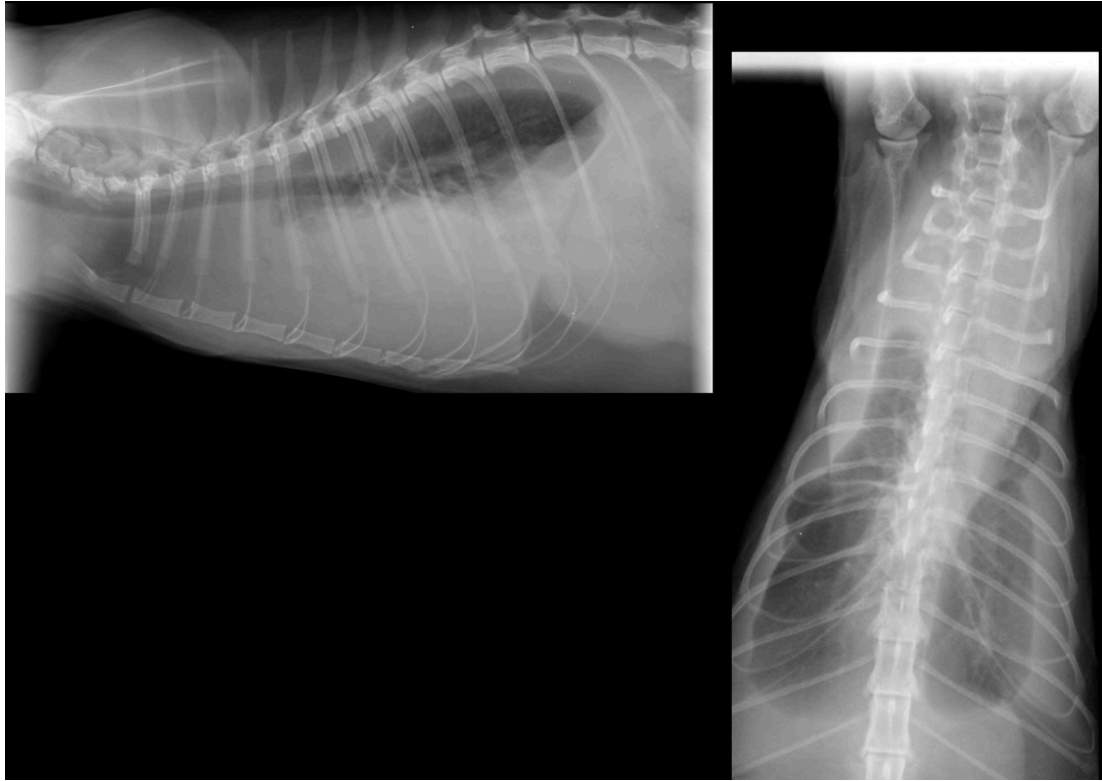


Fig.35. Cliché thoraciques d'un chat atteint d'épanchement pleural bilatéral (TD radiographie thoracique A4, ENVT)

Une hernie diaphragmatique sévère, lors de passage d'organes abdominaux dans la cavité thoracique, bouleverse les repères anatomiques et peut mener à une notation inadaptée concernant tous les critères puisque les constantes radiographiques sont réglées sur un thorax sain, physiologiquement très contrasté, contrairement à l'abdomen et à son contenu. La notion de "phase respiratoire" est également biaisée, le diaphragme étant effracté. On remarque sur le cliché suivant (Fig.36) le thorax d'un chat dont l'estomac s'est retrouvé hernié dans le thorax secondairement à une brèche diaphragmatique. Le contenu thoracique n'est plus correctement visualisé et établir un scoring est complexe si l'on s'en tient aux critères morphologiques définis dans la grille de notation.



Fig.36. Cliché thoracique d'un individu atteint d'une hernie diaphragmatique (cliché Picoxia thorax 42.jpg)

Pour finir, tous les clichés doivent impérativement recevoir un score pour chacun des paramètres et ce même si l'un d'entre eux le condamne à l'exclusion pour des raisons techniques. (la machine ne comprendrait pas l'absence de notation)

Un cliché thoracique tronqué caudalement et ne permettant pas de visualiser le diaphragme doit alors être noté sur la phase respiratoire, ce qui est en principe impossible en cas de troncature très importante, comme sur le cliché suivant par exemple. (Fig.37)



Fig.37. Radiographie issue de la troisième banque de clichés "thoraciques" à annoter (Picoxia 299.jpg)

## 2. Limites techniques pour le développement et la performance de la machine

Lors de la réception des banques d'images à annoter, les clichés ne respectaient pas tous les conventions radiographiques usuelles, à savoir le côté droit de l'animal à gauche en vue de face et la tête de l'animal à gauche en vue latérale.

Une annotation correcte par la machine qui repère des indices visuels nécessite cette standardisation préalable pour que l'analyse soit cohérente et optimale. En ce sens, l'étape de data augmentation peut être discutée : elle est en effet susceptible d'induire la machine en erreur et il faut bien peser le pour et le contre.

C'est pour limiter le risque de surapprentissage que la décision d'y avoir recours pour l'entraînement a été prise ici même si les images doivent respecter les normes pour la validation.

Le thorax ayant été fait avant l'abdomen, une tentative de notation des clichés abdominaux à partir du logiciel développé pour scorer les clichés thoraciques a été effectuée.

Les deux types d'images ont alors constitué la banque totale, ensuite divisée aléatoirement toujours selon les proportions 80/20 pour l'entraînement et le test.

Ceci ne s'est pas avéré concluant, ce qui est plutôt logique étant donné les indices radiographiques à prendre en considération pour établir le scoring des deux types de clichés.

En effet, pour l'exposition par exemple, alors que pour le thorax ce sont les vertèbres thoraciques qui vont être regardées et leur plus ou moins bonne discrimination selon leur position (en amont ou en aval du cœur), pour l'abdomen, c'est la bonne visualisation de la sangle abdominale et des muscles sous-lombaires qui sera déterminante.

La banque de clichés abdominaux étant plus restreinte, les performances n'ont été que peu affectées mais une confusion de la machine est plus que probable, surtout au vue des courbes de performance regroupées en annexe 1.

Une incrémentation de plus d'images d'abdomen serait nécessaire pour augmenter les performances de l'algorithme développé uniquement avec ce type de clichés.

Contrairement aux réseaux de neurones développés pour la détection de pathologie sur une image radiographique, notre classification est multilabel, ce qui constitue une tâche plus complexe pour la machine qui, à partir de l'image, doit donner cinq notes pouvant aller de 0 à 2 pour chacune d'entre elles.

En relation avec cette nécessité d'être sur ces cinq fronts en même temps pour chaque image, il est aussi préférable pour le développement d'une IA que la base soit dite "équilibrée", c'est-à-dire lui donner autant de clichés notés 0, 1 et 2, et ce pour chacun des paramètres.

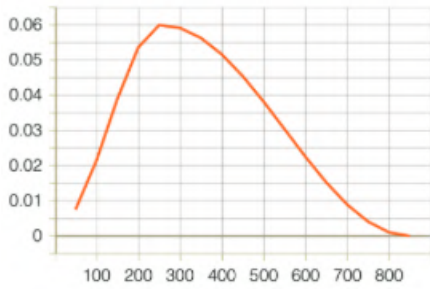
Hors, on se rend très vite compte que les clichés extrêmement flous par exemple, ceux ayant une note de 0, sont très rares. La machine est donc assez peu entraînée à discriminer les images selon leur degré de netteté : elle appliquera plus une logique de "probabilité", à savoir que 90% des clichés sont extrêmement nets et obtiendront une note de 2, plutôt qu'une logique analytique d'une image en effet nette ou floue.

Une perspective possible d'amélioration des performances de l'algorithme serait alors soit de faire en sorte d'équilibrer la base, soit plus simplement de réduire la notation à un score binaire, à savoir une note de 0 ou de 1 sans notion d'"acceptable" ou de "parfait".

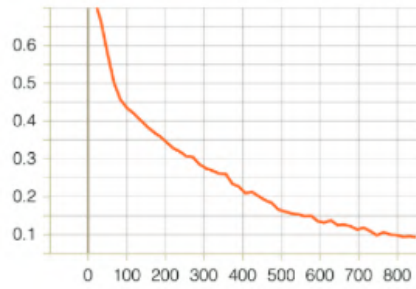
Cela pourrait permettre d'exclure les clichés ne devant pas être interprétés et de garder les autres, mais permettrait moins de "progression" du praticien qui ne pourrait pas percevoir les points perfectibles.



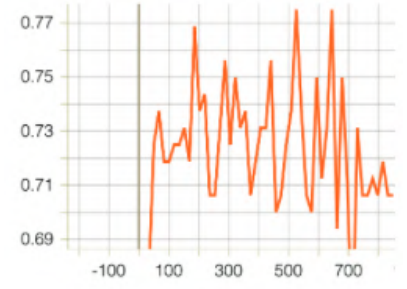
## ANNEXE



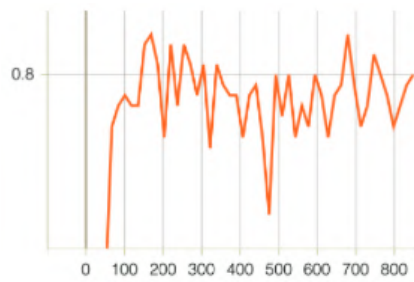
A



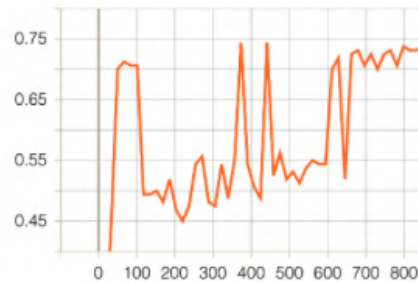
B



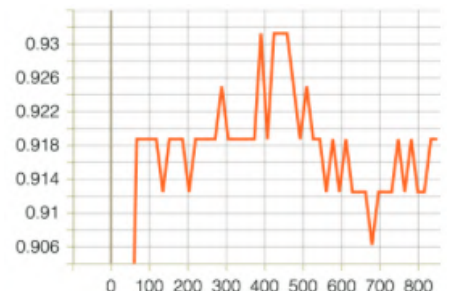
C



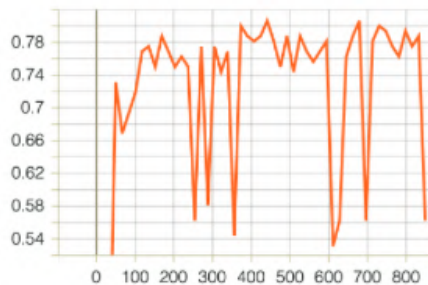
D



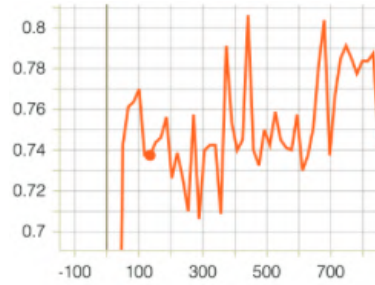
E



F



G



H

Annexe 1. Courbes de performances du modèle d'évaluation globale de qualité des clichés thoraciques et abdominaux (Picoxia)

- A. Courbe d'apprentissage
- B. Courbe de perte d'apprentissage
- C. Courbe de précision de prédiction pour le critère "exposition"
- D. Courbe de précision de prédiction pour le critère "contraste"
- E. Courbe de précision de prédiction pour le critère "positionnement"
- F. Courbe de précision de prédiction pour le critère "netteté"
- G. Courbe de précision de prédiction pour le critère "phase respiratoire"
- H. Courbe de performance générale

## CONCLUSION

Notre travail constitue un préalable à une exploitation radiographique rigoureuse.

En effet, si les logiciels d'interprétation radio sont déjà nombreux sur le marché, rien n'assure que l'image de départ ne soit de qualité suffisante, pouvant parfois amener le praticien à poser un diagnostic erroné.

Ici, nous avons pris en considération les paramètres d'exposition, de contraste, de positionnement, cadrage, centrage, de netteté et de phase respiratoire pour définir au mieux ce concept de "qualité radiographique".

A l'aide de caractéristiques voulues objectives et des erreurs d'interprétation liées aux paramètres intrinsèques du cliché, une grille de notation a été proposée pour chacun d'eux. En découle une évaluation globale du cliché et l'acceptation ou non de celui-ci à l'interprétation en vue d'un diagnostic se voulant le plus fiable possible.

C'est sur ce principe de scoring que plusieurs banques de clichés ont été annotées successivement, permettant dans un premier temps de développer un algorithme d'annotation de base.

L'incrémentation de nouvelles images a ensuite permis d'en améliorer les performances et la cohérence de notation avec la nôtre.

Si la fidélité que nous avons pu obtenir est relativement bonne avec une banque de clichés tout de même assez modeste, cette programmation se heurte néanmoins à certaines difficultés.

En effet, si élargir la gamme de clichés annotés avec des situations diverses et extrêmes est très importante pour que la machine puisse apprendre et parer à ces éventualités, cela met également en lumière la diversité interindividuelle de conformation thoracique ou abdominale notamment, ainsi que l'appauvrissement de la qualité radiographique dû à la pathologie recherchée elle-même!

Ce dernier point est évidemment problématique dans le sens où nous faisons le choix d'exclure les clichés d'une qualité trop faible pour éviter toute erreur diagnostique : une meilleure image ne pourrait être espérée et aucune ne serait "techniquement" acceptable.

Ainsi, même si l'outil mis au point peut être d'une grande aide pour le praticien et lui permettre de s'améliorer au quotidien, il apparaît nécessaire que ce-dernier s'appuie également sur son expertise personnelle, le contexte et les commémoratifs cliniques pour relativiser la qualité du cliché qu'il a réalisé.

## Bibliographie

Adrien-Maxence, H. *et al.* (2022) 'Comparison of error rates between four pretrained DenseNet convolutional neural network models and 13 board-certified veterinary radiologists when evaluating 15 labels of canine thoracic radiographs', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(4), pp. 456–468. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13069>.

Agthe, P. (2008) 'Common radiographic faults'. Available at: <https://www.vettimes.co.uk/app/uploads/wp-post-to-pdf-enhanced-cache/1/common-radiographic-faults.pdf>.

Alexander, K. (2010) 'Reducing error in radiographic interpretation', *The Canadian Veterinary Journal*, 51(5), pp. 533–536.

Appleby, R.B. (2022) 'Introduction to the Veterinary Radiology & Ultrasound Special Issue on Artificial Intelligence', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(S1), pp. 815–816. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13187>.

Ayers, S. (2012) *Small Animal Radiographic Techniques and Positioning*. Wiley-Blackwell.

Basran, P.S. and Porter, I. (2022) 'Radiomics in veterinary medicine: Overview, methods, and applications', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(S1), pp. 828–839. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13156>.

Bellessort, C. (2023) *Complément - Onde progressive périodique sinusoïdale [Programmation 1ère - Spécialité Physique-Chimie - 2022-2023 - Christophe Bellessort]*. Available at: [https://xofe14.scenari-community.org/Publications/Progression\\_1Sp%C3%A9/Progression\\_1spe\\_22-23/co/DefinitionsDescriptions\\_4.html](https://xofe14.scenari-community.org/Publications/Progression_1Sp%C3%A9/Progression_1spe_22-23/co/DefinitionsDescriptions_4.html)

Berche, C. (2021) 'présentée et soutenue publiquement le 09/07/2021 devant la Faculté de Médecine de Nantes par'.

Biller, D.S. (2009) 'How to Produce a Great Thoracic Radiograph'.

Boissady, E. *et al.* (2020) 'Artificial intelligence evaluating primary thoracic lesions has an overall lower error rate compared to veterinarians or veterinarians in conjunction with the artificial intelligence', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 61(6), pp. 619–627. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.12912>.

Boissady, E. *et al.* (2021) 'Comparison of a Deep Learning Algorithm vs. Humans for Vertebral Heart Scale Measurements in Cats and Dogs Shows a High Degree of Agreement Among Readers', *Frontiers in Veterinary Science*, 8, p. 764570. Available at: <https://doi.org/10.3389/fvets.2021.764570>.

Bushberg, J.T. *et al.* (2011) *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.

Currie, G. and Rohren, E. (2022a) 'Intelligent imaging: Applications of machine learning and deep learning in radiology', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(S1), pp. 880–888. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13144>.

Currie, G. and Rohren, E. (2022b) 'The deep radiomic analytics pipeline', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(S1), pp. 889–896. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13147>.

Dennis, R. (ed.) (2010) *Handbook of small animal radiology and ultrasound: techniques and differential diagnoses*. 2nd ed. Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone/Elsevier.

Exem (29 May 2023) *Ondes électromagnétiques : types, effets sur la santé et précautions à prendre*, <https://www.exem.fr/>. Available at: <https://www.exem.fr/sources-ondes-electromagnetiques/>

Gondim, T. and Gondim, G. (2023) *Les fondamentaux - Chapitre 3 - Radiographie*, CNP MN. Available at: <https://www.cnp-mn.fr/les-fondamentaux-chapitre-3-radiographie/>

Hecht, S. (2020) *Diagnostic Radiology in Small Animal Practice, 2nd Edition*. 2nd edition. 5m.

Holloway, A., McConnell, J.F. and British Small Animal Veterinary Association (eds) (2013) *BSAVA manual of canine and feline radiography and radiology: a foundation manual*. Quedgeley: BSAVA.

Hudson, J.A. *et al.* (2002) *Abdominal Radiology for the Small Animal Practitioner*. Teton NewMedia. Available at: <https://vetbooks.ir/abdominal-radiology-for-the-small-animal-practitioner/>.

Jacquet, F. (2008) *La radiographie est l'examen de choix du pneumothorax - La Semaine Vétérinaire n° 1311 du 18/04/2008*, *Le Point Vétérinaire.fr*. Available at:

<https://www.lepointveterinaire.fr/publications/la-semaine-veterinaire/article/n-1311/la-radiographie-est-l-examen-de-choix-du-pneumothorax.html>.

Jimnez, D.A. *et al.* (2008) 'ARTIFACTS IN DIGITAL RADIOGRAPHY', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 49(4), p. 321.

Joslyn, S. and Alexander, K. (2022) 'Evaluating artificial intelligence algorithms for use in veterinary radiology', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(S1), pp. 871–879. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13159>.

Lambin, P. *et al.* (2017) 'Radiomics: the bridge between medical imaging and personalized medicine', *Nature Reviews Clinical Oncology*, 14(12), pp. 749–762. Available at: <https://doi.org/10.1038/nrclinonc.2017.141>.

Lattimer, J.C. (2019) *Radiography of Animals - Clinical Pathology and Procedures*, MSD Veterinary Manual. Available at: <https://www.msdsvetmanual.com/clinical-pathology-and-procedures/diagnostic-imaging/radiography-of-animals>

Lavin, L.M. (2007) *Radiography in veterinary technology*. 4th edn. Saint-Louis (Mo.): Saunders.

*Les principes d'imagerie médicale par la radiologie et le scanner: Rayons X: production et interaction avec la matière*(2017) *Les principes d'imagerie médicale par la radiologie et le scanner*. Available at: <http://radiologie-scanner.blogspot.com/p/rayons-x-production-et-interaction-avec.html>

Li, S. *et al.* (2020) 'Pilot study: Application of artificial intelligence for detecting left atrial enlargement on canine thoracic radiographs', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 61(6), pp. 611–618. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.12901>.

Lungren, M.P. and Wilson, D.U. (2022) 'Artificial intelligence in veterinary care will be a major driving force behind AI advancements in healthcare', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(S1), pp. 913–915. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13161>.

Manville, S. and Fusellier, M. (2010) 'ÉTAPE 1: Réalisation d'un tableau de constantes radiographiques - Le Point Vétérinaire n° 308 du 01/09/2010', *Le Point Vétérinaire.fr*, 1 September. Available at:

<https://www.lepointveterinaire.fr/publications/le-point-veterinaire/article-canin/n-308/etape-1-realisation-d-un-tableau-de-constantes-radiographiques.html>.

Mauragis, D. and Berry, Clifford R. (2011) *Small Animal Abdominal Radiography, Today's Veterinary Practice*. Available at: <https://todaysveterinarypractice.com/radiology-imaging/small-animal-abdominal-radiography/> (Accessed: 9 April 2023).

Mauragis, D. and Berry, Clifford R. (2011) *Small Animal Thoracic Radiography, Today's Veterinary Practice*. Available at: <https://todaysveterinarypractice.com/radiology-imaging/small-animal-thoracic-radiography/> (Accessed: 9 April 2023).

Meomartino, L. *et al.* (2021) 'Imaging techniques in Veterinary Medicine. Part I: Radiography and Ultrasonography', *European Journal of Radiology Open*, 8, p. 100382. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ejro.2021.100382>.

Muhlbauer, M.C. and Kneller, S.K. (2023) *Radiography of the Dog and Cat: Guide to Making and Interpreting Radiographs*.

Nigoul, J.-M. (2012) *L'image radiologique part 2 cours du 11 09-2012 | PPT*. Available at: <https://fr.slideshare.net/slideshow/l-image-radiologique-part-2-cours-du-11-092012/14300906>

Nuth, E.K. *et al.* (2014) 'Identification and effects of common errors and artifacts on the perceived quality of radiographs', *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 244(8), pp. 961–967. Available at: <https://doi.org/10.2460/javma.244.8.961>.

O'Brien, R. and Barr, F. (2009) *BSAVA Manual of Canine and Feline Abdominal Imaging*. 1st ed.

O'Brien, R.T. (2000) *Thoracic Radiology for the Small Animal Practitioner*. Teton NewMedia. Available at: <https://vetbooks.ir/thoracic-radiology-for-the-small-animal-practitioner/> (Accessed: 9 April 2023).

Outters, G. (2019) *Radiographie du thorax des animaux obèses et des brachycéphales - La Semaine Vétérinaire n° 1808 du 27/04/2019*. Available at:

<https://www.lepointveterinaire.fr/publications/la-semaine-veterinaire/article/n-1808/radiographie-du-thorax-des-animaux-obeses-et-des-brachycephales.html>

Roche, S. (2020) 'Mise en place d'un atlas d'images radiographiques et échographiques pathologiques du rat domestique'.

Roussel, J. (2023) *LES ONDES ÉLECTROMAGNÉTIQUES DANS LE VIDE*. Available at: <https://femto-physique.fr/electromagnetisme/ondes-em.php>

Sirois, M., Anthony, E. and Mauragis, D. (2010) *Handbook of radiographic positioning for veterinary technicians*. Clifton Park, NY: Delmar Cengage Learning.

Snock, J. (2020) 'Veterinary abdominal radiography tips', *Vetted*, 115(10). Available at: <https://www.dvm360.com/view/veterinary-abdominal-radiography-tips> (Accessed: 9 April 2023).

SONHAR, *Vétérinaire: comment faire une radio de l'abdomen?* Available at: <https://www.sonhar.fr/realiser-radiographie-abdomen> (Accessed: 12 September 2024).

Thrall, D.E. (2017a) *Principles of Radiographic Interpretation of the Abdomen | Veterian Key, Veterian Key*. Available at: <https://veteriankey.com/principles-of-radiographic-interpretation-of-the-abdomen/> (Accessed: 9 April 2023).

Thrall, D.E. (2017b) *The Abdomen | Veterian Key*. Available at: <https://veteriankey.com/the-abdomen/>

Thrall, D.E. (ed.) (2018) *Textbook of veterinary diagnostic radiology*. Seventh edition. St. Louis, Missouri: Elsevier.

Tracey, J., Moss, L. and Ashmore, J. (2023) 'Application of synthetic data in the training of artificial intelligence for automated quality assurance in magnetic resonance imaging', *Medical Physics* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1002/mp.16361>.

Tryonisos (2021) 'Grille antidiffusante', *Wikipédia*. Available at: [https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Grille\\_antidiffusante&oldid=181734537](https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Grille_antidiffusante&oldid=181734537).

Tucker, R. (2015) 'Abdominal Radiography: General Techniques & Interpretations'. Washington State University.

Tucker, R. (no date) 'Abdominal Radiography: General Techniques & Interpretations'.

Van Hatten, R. (2018) *Helpful Tips for Abdominal Radiography* • MSPCA-Angell. Available at: [https://www.mspca.org/angell\\_services/abdominal-radiography/](https://www.mspca.org/angell_services/abdominal-radiography/)

Wilson, D. (2022a) 'Interdisciplinary collaboration: Data scientists and radiologists', *Veterinary Radiology & Ultrasound: The Official Journal of the American College of Veterinary Radiology and the International Veterinary Radiology Association*, 63 Suppl 1, pp. 916–919. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13170>.

Wilson, D. (2022b) 'Interdisciplinary collaboration: Data scientists and radiologists', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(S1), pp. 916–919. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13170>.

Wilson, D.U., Bailey, M.Q. and Craig, J. (2022) 'The role of artificial intelligence in clinical imaging and workflows', *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 63(S1), pp. 897–902. Available at: <https://doi.org/10.1111/vru.13157>.

Wolvekamp, P. (2002) *Basic Principles of Abdominal Radiography - WSAVA2002 - VIN*. Available at: <https://www.vin.com/apputil/content/defaultadv1.aspx?pId=11147&catId=29497&id=38462>  
[24](#)

'World Small Animal Veterinary Association Congress Proceedings, 2017' (2017) *VIN.com* [Preprint]. Available at: <https://www.vin.com/doc/?id=8373683>.



NOM : MICHAUD

Prénom : Héloïse

Titre : Evaluation de la qualité technique radiologique par machine learning

Résumé :

La radiographie est un examen complémentaire très couramment utilisé par les praticiens vétérinaires en vue de l'obtention d'un diagnostic, et ce pour toutes sortes de motifs de consultation.

Les technologies ont beaucoup évolué et de plus en plus de cabinets et cliniques vétérinaires sont aujourd'hui équipés de capteurs plans dotés d'un système d'analyse reposant sur la détection automatique par l'intelligence artificielle d'indices radiographiques évocateurs d'une pathologie.

Il est néanmoins fondamental que la qualité de la radiographie soit suffisante afin d'éviter les erreurs d'interprétation, que ce soit pour l'opérateur ou même par la machine.

C'est en vue d'améliorer la qualité diagnostique que nous nous sommes proposés d'établir un réseau de neurones permettant un scoring se voulant objectif, et permettant de rejeter tout cliché dont un des paramètres qualitatifs pourrait induire une interprétation diagnostique erronée.

A l'aide de critères rigoureusement choisis, plusieurs banques de clichés thoraciques puis abdominaux ont été annotées pour aboutir à une automatisation de leur évaluation technique.

Mots-clés : radiographie, intelligence artificielle, qualité radiographique

---

LAST NAME : MICHAUD

First name : Héloïse

Title : Assessing radiological technical quality using machine learning

Abstract :

Radiography is a very common complementary examination used by veterinary practitioners to get a diagnosis, for all kinds of consultation reasons.

Technology has come a long way, and increasingly veterinary offices and clinics are now provided with flat sensors endowed with an analysis system based on automatic detection by artificial intelligence of radiographic clues suggestive of a pathology.

However, it is essential that the quality of the radiograph is sufficient to avoid misinterpretation, either by the operator or by the machine.

With a view to improving diagnostic quality, we set out to establish a neural network for objective scoring, enabling us to reject any radiograph whose qualitative parameters could lead to erroneous diagnostic interpretation.

Using rigorously selected criteria, several banks of thoracic and abdominal radiographs were annotated to automate their technical evaluation.

Key words : X-ray, artificial intelligence, X-ray quality