

Aus dem Department für Kleintiere und Pferde
der Veterinärmedizinischen Universität Wien

Klinische Abteilung für Bildgebende Diagnostik
(Leiter: Univ.-Prof. Dr.med.vet. Dipl.ECVDI Eberhard Ludewig)

Charakterisierung eines Artefakts bei digitalen Röntgenaufnahmen an der Lungen-Zwerchfellgrenze bei Katzen*

Diplomarbeit

Veterinärmedizinische Universität Wien

vorgelegt von

Nina Boros

Wien, im Juli 2022

*Teile dieser Arbeit wurden beim 13. EAVDI-BID PreBSAVA Satellite Meeting im März 2022 präsentiert.

Betreuerin:

Ao.Univ.-Prof. ⁱⁿ Dr. ⁱⁿ med.vet. Sibylle Kneissl

Begutachterin:

Ass.-Prof ⁱⁿ Dr ⁱⁿ med.vet. Dipl.ACVM-CA Dipl.ECVIM-CA Nicole Luckschander-Zeller

Danksagung

Ich möchte mich bei all jenen bedanken, die mich während meines Studiums und dem Verfassen meiner Diplomarbeit begleitet und unterstützt haben.

Zuallererst gilt mein Dank Frau Prof. ⁱⁿ Dr. ⁱⁿ Kneissl, die diese Arbeit betreut hat. Ich bedanke mich für das Bereitstellen des Themas, die gemeinsame, sehr lehrreiche Auswertung der Daten und die zahlreichen Anregungen für das Erstellen dieser Arbeit. Vielen Dank für Ihre Expertise, Zeit und Hilfe.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Frau Dr. ⁱⁿ Strohmayer für die Befundung unklarer Fälle. Mein Dank gebührt ebenso Frau Resch, die mir die Literatur- und Archivsuche deutlich erleichtert hat. Ich danke auch den Mitarbeiterinnen/den Mitarbeitern der Klinischen Abteilung für Bildgebende Diagnostik für die tatkräftige Unterstützung beim Durchführen des Experiments.

Ich möchte meinen Freunden, besonders Ina Szmid und Lisa Pollak, und meinem lieben Bruder für ihren jahrelangen Beistand und emotionalen Rückhalt danken.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir dieses Studium ermöglicht haben. Danke, dass Ihr mich in jeglicher Hinsicht unterstützt und immer an mich geglaubt habt.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Forschungsproblem	1
1.2	Forschungsfragen und Hypothesen	2
1.3	Ziele und Berufsrelevanz	3
2	Literaturübersicht.....	4
2.1	Röntgenanatomie des Thorax	4
2.1.1	Pleuraspalt.....	4
2.1.2	Mediastinum	5
2.1.3	Zwerchfell	5
2.1.4	Trachea.....	6
2.1.5	Lungen.....	7
2.1.6	Herz	8
2.1.7	Gefäße	8
2.1.8	Ösophagus	9
2.2	Pneumothorax.....	9
2.2.1	Definition	9
2.2.2	Ätiologie und Pathogenese	9
2.2.3	Klinik	10
2.2.4	Diagnose.....	10
2.2.5	Differentialdiagnosen.....	11
2.2.6	Therapie.....	11
2.3	Entstehung von Röntgenstrahlung	11
2.4	Schwächung von Röntgenstrahlung.....	12
2.5	Analoge Radiographie	13
2.6	Digitale Radiographie	14
2.6.1	Digitale Radiographie mit Speicherfolien	14
2.6.2	Digitale Radiographie mit Flachbilddetektoren	14
2.6.3	Kenngößen der Bildqualität.....	15
2.6.3.1	Ortsauflösung.....	15
2.6.3.2	Dynamikbereich	16
2.6.3.3	Signal-Rausch-Verhältnis	16
2.6.3.4	Quantenwirkungsgrad.....	16

2.6.3.5	Kontrast.....	17
2.6.3.6	Schärfe.....	17
2.6.4	Verarbeitung.....	17
2.6.5	Überschwingerartefakt.....	19
2.6.5.1	Definition von Artefakten.....	19
2.6.5.2	Definition und Entstehung des Überschwingerartefakts.....	19
2.6.5.3	Überschwinger in der Humanmedizin.....	20
2.6.5.4	Überschwinger in der Veterinärmedizin.....	20
2.7	Computertomographie.....	21
3	Material und Methode.....	22
3.1	Archivstudien.....	22
3.1.1	Archivstudie A.....	22
3.1.1.1	Patientenauswahl.....	22
3.1.1.2	Tierspitalinformationssystem.....	22
3.1.1.3	Röntgen.....	22
3.1.1.4	Datenauswertung.....	22
3.1.2	Archivstudie B.....	23
3.1.2.1	Patientenauswahl.....	23
3.1.2.2	Röntgen.....	23
3.1.2.3	Bild- und Datenauswertung.....	24
3.1.3	Archivstudie C.....	24
3.1.3.1	Patientenauswahl.....	24
3.1.3.2	Röntgen.....	25
3.1.3.3	Computertomographie.....	25
3.1.3.4	Bildauswertung.....	25
3.2	Experiment.....	25
3.2.1	Materialien.....	25
3.2.2	Röntgen.....	26
3.2.3	Computertomographie.....	26
3.2.4	Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement (MRE).....	26
3.2.5	Durchführung.....	26
3.2.6	Bildauswertung.....	27
4	Ergebnisse.....	28
4.1	Archivstudien.....	28

4.1.1	Archivstudie A.....	28
4.1.2	Archivstudie B.....	28
4.1.3	Archivstudie C.....	28
4.1.3.1	Lungenknoten	29
4.1.3.2	Milde, chronische Lungenerkrankung	29
4.1.3.3	Schwere, chronische Lungenerkrankung	30
4.1.3.4	Lungenknoten und Lungenfissur	30
4.1.3.5	Fehldiagnose Pneumothorax.....	31
4.2	Experiment.....	31
5	Diskussion	33
6	Zusammenfassung.....	37
7	Summary	39
8	Anhang	40
8.1	Abkürzungsverzeichnis.....	40
8.2	Literaturverzeichnis.....	41
8.3	Abbildungsverzeichnis	44
8.4	Tabellenverzeichnis	45

1 Einleitung

1.1 Forschungsproblem

In der Veterinärmedizin hat die digitale Radiographie die analoge weitestgehend ersetzt (Mattoon 2006, Körner et al. 2007, Widmer 2008, Schaefer-Prokop et al. 2009). Zu den ausschlaggebenden Gründen zählen unter anderem der Wegfall des Röntgenfilms, des Prozessors und der Chemikalien, der Verzicht auf die Lagerung der Röntgenfilme, die Optimierung der Bildqualität sowie die Analyse und die Speicherung in einem dafür vorhergesehenen Computersystem (Widmer 2008). Die digitale Bildverarbeitung zählt zu einem der bedeutenden Vorteile des digitalen Systems, da diese die Bildqualität maßgeblich verbessert (Prokop und Schaefer-Prokop 1997). Jedoch hat sie neuartige, für digitale Systeme spezifische Artefakte hervorgebracht (Jimenez und Armbrust 2009). Artefakte sind künstlich hervorgerufene Anomalien, die keine Entsprechung im Körper des Patienten finden. Sie können Pathologien simulieren, aber auch verdecken (Jiménez et al. 2008). Demzufolge stellen Artefakte potenzielle Ursachen für Fehldiagnosen im radiologischen Befund dar (Walz-Flannigan et al. 2012). Das Überschwingerartefakt, auch als Rebound-Effekt bezeichnet, zählt zu den bedeutsamsten Artefakten der digitalen Bildverarbeitung. Dieses Phänomen wird durch einen frequenzverarbeitenden Algorithmus im Zuge der sogenannten Unschärfmaskierung hervorgerufen. Das Artefakt ist durch eine schmale, schwarze Linie verminderter Röntgendichte, welche an Grenzflächen von benachbarten Objekten mit großen Dichteunterschieden auftritt, gekennzeichnet (Oestmann et al. 1991). In den humanmedizinischen Studien von Oestmann et al. (1991) sowie Prokop und Schaefer-Prokop (1997) war das Artefakt um metallische Implantate zu sehen. Dort erweckte es den Anschein einer Knochenresorption (Oestmann et al. 1991, Prokop und Schaefer-Prokop 1997). Auch Tan und Boothroyd (1997) dokumentierten dieses Phänomen um Metallprothesen und sprachen von dem Risiko, die Fehldiagnose „Osteomyelitis“ zu stellen (Tan und Boothroyd 1997). In einer weiteren Studie war das Artefakt entlang des Zwerchfells bildgebend, wo es laut den Autorinnen/den Autoren eine Verkalkung des Zwerchfells vortäuschen könnte (Solomon et al. 1991). Oestmann et al. (1991) sowie Prokop und Schaefer-Prokop (1997) waren der Meinung, dass der Rebound-Effekt Läsionen verschleiern könnte (Oestmann et al. 1991, Prokop und Schaefer-Prokop 1997). Laut Oestmann et al. (1991) könnte der Effekt eine Osteomyelitis verdecken (Oestmann et al. 1991). Prokop und Schaefer-Prokop (1997) sorgten sich um die Maskierung von Pathologien wie Infiltrate, Knötchen oder Skelettmetastasen ohne scharfe Kontur (Prokop und Schaefer-Prokop 1997). In der Veterinärmedizin wurde von McLearn et al. (2004) die Präsenz einer schmalen, dunklen Linie um Metallimplantate und die

daraus resultierende Vermutung einer Implantatlockerung beschrieben (McLear et al. 2004). Drost et al. (2008) erwähnten diese Problematik gleichermaßen (Drost et al. 2008). In der Studie von Drees et al. (2009) wurde das Phänomen entlang des knöchernen Wirbelkanals in Aufnahmen der Computertomographie (CT) eines Hundes beschrieben (Drees et al. 2009).

Diese Studie beschäftigt sich mit dem Auftreten des Überschwingerartefakts an der Lungen-Zwerchfellgrenze von Katzen. Es soll analysiert werden, ob das Artefakt an dieser Stelle einen Pneumothorax vortäuschen könnte. Ein weiterer Aspekt dieser Arbeit stellt die detaillierte Charakterisierung und, falls umsetzbar, die Reduzierung des Phänomens durch technische Manipulation außerhalb des Patienten dar.

1.2 Forschungsfragen und Hypothesen

Die Forschungsfragen für diese Arbeit lauten:

- Wird in der digitalen Radiographie häufiger die Diagnose „Pneumothorax“ gestellt als in der analogen Radiographie?
- Kann das Überschwingerartefakt an der Lungen-Zwerchfellgrenze in digitalen Röntgenaufnahmen bei Katzen festgestellt werden?
- Kann das Überschwingerartefakt an der Lungen-Zwerchfellgrenze einen Pneumothorax vortäuschen?
- Kann der Vorstellungsgrund des Patienten Einfluss auf die Diagnosefindung nehmen?
- Kann das Überschwingerartefakt mit Hilfe von röntgenologischen Bilderpaaren genauer charakterisiert werden?
- Kann das Überschwingerartefakt außerhalb des Patienten demonstriert werden?
- Wenn ja, kann das Überschwingerartefakt manipuliert werden, wenn der Verarbeitungsalgorithmus geändert wird?

Folgenden Hypothesen wird in dieser Arbeit nachgegangen:

- Wenn im digitalen Röntgen an der Lungen-Zwerchfellgrenze das Überschwingerartefakt auftritt, dann kann dieses einen Pneumothorax vortäuschen.
- Wenn ein Traumavorbericht oder ein traumatisch bedingter Befund vorhanden sind und in der Röntgenaufnahme das Überschwingerartefakt an der Lungen-Zwerchfellgrenze sichtbar ist, dann lassen sich Radiologinnen/Radiologen dazu verleiten die Fehldiagnose „Pneumothorax“ zu stellen.

- Wenn der Verarbeitungsalgorithmus geändert wird, dann kann das Überschwingerartefakt außerhalb des Patienten manipuliert werden.

1.3 Ziele und Berufsrelevanz

Das Ziel dieser Arbeit ist es, das Überschwingerartefakt sowohl im Röntgenbild als auch außerhalb des Patienten detaillierter zu verstehen. Radiologinnen/Radiologen sollen auf das Phänomen und die damit einhergehenden Gefahren aufmerksam gemacht werden, um einer potenziellen Fehldiagnose vorzubeugen. Diese Arbeit könnte zur Befundoptimierung digitaler Röntgenaufnahmen beitragen.

2 Literaturübersicht

2.1 Röntgenanatomie des Thorax

In diesem Abschnitt wird auf die Röntgenanatomie des Thorax eingegangen. Eine detaillierte systematische und topografische Beschreibung der anatomischen Strukturen ist der entsprechenden Standardliteratur zu entnehmen.

Der Brustkorb, *Thorax*, wird dorsal von den Brustwirbeln, ventral vom Sternum, lateral von den Rippen und vom Zwischenrippengewebe sowie kaudal vom Zwerchfell begrenzt. Die Katze besitzt 13 Brustwirbel und 13 Rippenpaare (Holloway und McConnell 2013). Zwischen Lunge und Brustwirbeln befindet sich der lange, weichteildichte Halsmuskel, welcher am 6. Brustwirbel ansetzt (Holland und Hudson 2020). Das Sternum besteht aus acht miteinander verbundenen Knochen (Holloway und McConnell 2013). Es artikuliert mit den Rippenknorpel der ersten neun Rippen. Die Rippenknorpel der 10.-12. Rippe formen den Rippenbogen, die 13. Rippe schwebt frei (Holland und Hudson 2020). In der laterolateralen Aufnahme stehen die ersten Rippenpaare vertikal. Im mittleren bis kaudalen Bereich der Brustwirbelsäule sind die Rippen vom Kopf bis zum Knorpel zunehmend kaudoverstral ausgerichtet. Die am weitesten kranial gelegenen Rippen sind in der ventrodorsalen und dorsoventralen Projektion vertikal zur Wirbelsäule abgebildet. Im verbliebenen Abschnitt der Brustwirbelsäule krümmen sich die Rippen nach kaudolateral bis zur maximalen seitlichen Ausdehnung. Danach setzen sie sich in kaudomedialer Richtung fort. Das Weichteilgewebe der Thoraxwand stellt sich röntgenologisch homogen dar (Thrall 2013).

2.1.1 Pleuraspalt

Der Pleuraspalt ist zwischen dem äußeren Blatt, *Pleura parietalis*, und dem inneren Blatt, *Pleura visceralis* beziehungsweise (bzw.) *pulmonalis*, der dem Thorax auskleidenden Serosa gelegen (Thrall 2013, Holland und Hudson 2020). Der äußere Überzug umhüllt die Rippen und die Zwischenrippenmuskeln (*Pleura costalis*), das Zwerchfell (*Pleura diaphragmatica*) sowie das Mittelfell (*Pleura mediastinalis*), während das innere Blatt die Lunge beidseits auskleidet. Der Pleuraspalt dehnt sich bis in die interlobären Fissuren aus. Er beinhaltet einen minimalen, serösen Flüssigkeitsfilm, der als Gleitmittel fungiert und die Reibung zwischen Pleurablättern und benachbarten Organen mindert. Unter physiologischen Bedingungen ist die Pleurahöhle radiologisch meist nicht darstellbar, da sie mit dem benachbarten Weichteilgewebe eng in Verbindung steht. Gelegentlich sind dünne weichteildichte Pleuralinien zwischen Lungenlappen bildgebend. Grund dafür kann eine verdickte Pleura oder die direkte Ausrichtung des Zentralstrahls auf interlobäre Pleura sein. Die zugrundeliegende Ursache von

dünnen weichteildichten Pleuralinien ist röntgenologisch nicht auffindig zu machen. Dieses Röntgenzeichen hat jedoch keine klinische Relevanz. Erst mit dem Vorhandensein von Gewebe oder einer gewissen Menge von Luft bzw. Flüssigkeit wird der Pleuraspalt zu einer bildgebenden Struktur mit klinischer Bedeutung (Thrall 2013).

2.1.2 Mediastinum

Das Mittelfell, *Mediastinum*, stellt einen median gelegenen Bindegewebsraum in der Brusthöhle dar, der den Pleuraspalt in eine rechte und linke Hälfte gliedert (Thrall 2013). Die beiden Pleurahöhlen kommunizieren über Fenestrationen im Mediastinum miteinander. Dies ermöglicht die Verteilung von Luft und Flüssigkeit von einer in die andere Hälfte. Das Mediastinum steht sowohl kranial über den Brustkorbeingang mit den cervikalen Weichteilen als auch kaudal über den *Hiatus aorticus* mit dem Retroperitoneum in Verbindung. Dorsal wird das Mediastinum von der Wirbelsäule, ventral vom Sternum und kaudal vom Zwerchfell begrenzt (Holland und Hudson 2020). Das Mediastinum kann in einen kranialen, medialen, kaudalen, dorsalen sowie ventralen Abschnitt gegliedert werden. Unter physiologischen Bedingungen sind Herz, Trachea, *Vena cava caudalis* und *cranialis*, Aorta, Lymphknoten sowie Thymus bei juvenilen Tieren röntgenologisch rekonstruierbar (Thrall 2013, Holland und Hudson 2020). Bei der Katze ist der Thymus am ehesten in der laterolateralen Projektion kranial der Herzkontur aufzufinden (Holloway und McConnell 2013). Gelegentlich kann am Röntgenbild eine Reflexion von einzelnen Ösophagusabschnitten festgestellt werden. Das *Mediastinum craniale* ist in seitlicher Projektion ventral der Trachea als homogen weichteildichte Struktur zu sehen. Aufgrund minimaler Dichtesprünge zwischen benachbarten Organen sind keine weiteren Bestandteile identifizierbar. In ventrodorsaler sowie dorsoventraler Ansicht ist das kraniale Mediastinum median über der Wirbelsäule lokalisiert (Thrall 2013). Durch die Ausbreitung einzelner Lungenlappen zur linken Seite, weicht das Mediastinum von der Medianen ab. Der akzessorische Lappen verlagert das kaudale Mediastinum nach links, welche als kaudoventrale Reflexion bezeichnet wird. Diese ist sowohl beim Hund als auch bei der Katze röntgenologisch aufzufinden (Holloway und McConnell 2013, Thrall 2013, Holland und Hudson 2020). Die kranioventrale Reflexion wird durch Extension des rechten kranialen Lappens nach links verursacht, ist jedoch ausschließlich beim Hund bildgebend (Holland und Hudson 2020).

2.1.3 Zwerchfell

Das Zwerchfell, *Diaphragma*, ist eine sehnig-muskulöse Kuppel, welche die Brusthöhle, *Cavum thoracis*, von der Bauchhöhle, *Cavum abdominis*, separiert. Das Organ ragt von seinen

Ansätzen konvex in die Brusthöhle und bildet dabei diverse Ausstülpungen, *Recessus*. Diese stellen Verbindungen zwischen den unterschiedlichen parietalen Pleuraabschnitten dar. Der *Recessus costodiaphragmaticus* ist dorsal zwischen Rippen bzw. äußerer Brustwand und Zwerchfell lokalisiert (Thrall 2013). Die weiteren Ausstülpungen seien hier außer Acht zu lassen. Für eine detailliertere Beschreibung der anatomischen Gegebenheiten wird auf weiterführende Literatur verwiesen.

Das Zwerchfell präsentiert sich in Röntgenaufnahmen als weichteildichte Struktur (Thrall 2013). Die Darstellung wird durch Rasse, Alter, Ernährungszustand, Atmung, Schwerkraft, Lagerung und Projektion (Grandage 1974), Dichtegrad benachbarter Strukturen und intraabdominalen Druck beeinflusst (Thrall 2013). Der thoraxseitige Anteil ist durch die angrenzende gasdichte Lunge weitgehend bildgebend. Von den angrenzenden abdominalen Organen kann es aufgrund ähnlicher Röntgendichte zum Großteil nicht differenziert werden (Thrall 2013). Beim Hund sind rechte und linke Zwerchfellpfeiler sowie Zwerchfellkuppel röntgenologisch darstellbar. In der rechtsseitigen Projektion sind beide Zwerchfellpfeiler parallel zueinander positioniert, während sie in der linksseitigen spitzwinkelig aufeinander stehen. In dorsoventraler sowie ventrodorsaler Darstellung ist alleinig eine Ausbuchtung zu sehen. Bei manchen Hunden hingegen projizieren sich in der ventrodorsalen Aufnahme zwei oder drei Ausstülpungen in die Brusthöhle (Grandage 1974). Am Röntgenbild der Katze ist vermutlich aufgrund der geringeren Körpergröße der anatomische Aufbau des Organs weniger detailliert ausgeprägt. Während maximaler Inspiration kontrahiert sich das Organ, sodass sich aus dem konvexen Zwerchfell in seitlicher Darstellung eine annähernd gerade senkrechte Struktur sowohl beim Hund als auch bei der Katze formt. Bei zunehmendem intraabdominalen Druck ist das Zwerchfell weiter kranial lokalisiert (Thrall 2013).

2.1.4 Trachea

Die Trachea stellt eine röhrenförmige Struktur mit annähernd gleichmäßigem Durchmesser dar. Das Organ zieht vom Larynx beginnend entlang des Halses durch den Brustkorbeingang bis zur Herzbasis (Holloway und McConnell 2013). Das Ende der Trachea projiziert sich in den 5. bzw. 6. Interkostalraum. Anschließend teilt sich das Organ in den linken und rechten Hauptbronchus (Holland und Hudson 2020). Das mit Gas gefüllte Tracheallumen ist bildgebend. Die Wand der Trachea ist vom umliegenden Gewebe in der Regel nicht zu differenzieren. Ausschließlich ein mit Luft gefüllter Ösophagus oder Mineralisationen der Trachealringe markieren die Wand. Die Rotation des Thorax sowie die Position von Kopf und Nacken bestimmen die Lage des Organs. Auf laterolateralen Aufnahmen befindet sich die

Trachea leicht ventral der kranialen Brustwirbelsäule. In ventrodorsaler und dorsoventraler Projektion verläuft sie entlang der Wirbelsäule bzw. rechts der Medianen (Holloway und McConnell 2013). Der Trachealdurchmesser variiert entlang der gesamten Ausdehnung nur minimal. Inspiration und Expiration können zu geringen Änderungen führen (Thrall 2013). Bei Kurzhaar- sowie Perserkatzen sollte der mittlere Durchmesser 5,5 Millimeter (mm) betragen (Holland und Hudson 2020).

2.1.5 Lungen

Die Lunge wird folgendermaßen unterteilt (Holloway und McConnell 2013, Thrall 2013, Holland und Hudson 2020):

Rechte Lunge

- *Lobus cranialis*
- *Lobus medius*
- *Lobus caudalis*
- *Lobus accessorius*

Linke Lunge

- *Lobus cranialis*
 - *Pars cranialis*
 - *Pars caudalis*
- *Lobus caudalis*

Die Lunge reicht vom Brustkorbeingang auf Höhe des 1. Brustwirbels, 1. Rippenpaares und Manubriums bis zum Zwerchfell. Größe und Form variieren je nach Atemlage. Während der Inspiration vergrößert sich das Lungenvolumen, sodass sich die kaudalen Lungenlappen in laterolateralen Röntgenaufnahmen bis zum letzten Brust- bzw. 1. Lendenwirbel in den *Recessus costodiaphragmaticus* erstrecken. Bei Expiration hingegen dehnen sie sich höchstens bis zum letzten Brustwirbel aus (Holland und Hudson 2020). Der *Lobus cranialis* der linken Lunge reicht weiter kranial als der rechte. Der *Lobus cranialis* der rechten Lunge ist breiter, sodass dieser auf der dorsoventralen Röntgenaufnahme über die Mittellinie ragt. Der der rechten Lunge zugehörige *Lobus accessorius* befindet sich kaudal der Herzsilhouette, erstreckt sich über die Mediane nach links und ist im ventrodorsalen Strahlengang deutlicher erkennbar als im dorsoventralen (Holloway und McConnell 2013). Das Lungenparenchym setzt sich aus vier anatomischen Bestandteilen zusammen: den Alveolen, dem Interstitium,

den Lungengefäßen sowie den Bronchien (Holland und Hudson 2020). Die Lunge stellt sich röntgenologisch heterogen dar (Thrall 2013). Der größte Anteil der Hintergrundtrübung entsteht durch das Gefäßsystem (Holland und Hudson 2020). Die Bronchialwände sind zwischen Lungenarterie und Lungenvene lokalisiert und am deutlichsten perihilär zu erkennen. Sowohl Alveolarwände als auch Interstitium einer unveränderten Lunge sind am Röntgenbild nicht darstellbar (Holloway und McConnell 2013).

2.1.6 Herz

Die am Röntgenbild zu sehende Herzsilhouette schließt Herz, Perikard einschließlich Fettgewebe sowie Ursprünge der Aorta und des *Truncus pulmonalis* mit ein. Die Herzbasis, *Basis cordis*, stellt den dorsalen Anteil des Herzens dar. Die Herzspitze, *Apex cordis*, zeigt nach kaudoventral (Holloway und McConnell 2013). Im Vergleich zum Herz des Hundes präsentiert sich das Herz der Katze langgezogen und liegt dem Sternum breit auf. Bei der Katze ist das linke Atrium weiter kranial lokalisiert als beim Hund. Auf Röntgenaufnahmen in seitlicher Projektion wird die kraniale Herzkontur von der aufsteigenden Aorta, dem rechten Atrium sowie dem *Truncus pulmonalis* geformt. Die kaudale Kontur wird vom linken Ventrikel sowie dem linken Atrium gebildet. In der laterolateralen Aufnahme nimmt das Herz etwa 2-2,5 Interkostalräume ein. Das Organ stellt sich in ventrodorsaler bzw. dorsoventraler Projektion oval dar. Während das linke Atrium und der linke Ventrikel die kraniale linksseitige Kontur des Herzens darstellen, bilden der rechte Ventrikel und das rechte Atrium die rechtsseitige Kontur (Holland und Hudson 2020).

2.1.7 Gefäße

Aorta, *Vena cava caudalis* sowie periphere Lungengefäße sind röntgenologisch als weichteildichte Strukturen erkennbar. In der seitlichen Aufnahme ist der Aortenbogen kraniodorsal des Herzens gelegen und kann bis zur Zwerchfellkontur verfolgt werden. Der Durchmesser gleicht der Höhe eines Brustwirbelkörpers. In der dorsoventralen Ansicht projiziert sich der Aortenbogen links kranial der Herzsilhouette. Die hintere Hohlvene zieht vom rechten Schenkel des Zwerchfells kranioventral zur kaudalen Herzkontur und fusioniert mit dieser (Holloway und McConnell 2013). Periphere Lungengefäße sind am deutlichsten in der laterolateralen Aufnahme in den kranialen Lappen und in der ventrodorsalen bzw. dorsoventralen Aufnahme in den kaudalen Lappen bildgebend (Holloway und McConnell 2013, Holland und Hudson 2020). Die Arterie der kranialen Lungengefäße ist dorsal der Vene gelegen. Dazwischen kann ein Bronchus identifiziert werden. Lungenarterie und -vene besitzen denselben Durchmesser. Dieser sollte nicht größer als der des proximalen Drittels der 4.

Rippe sein. Die kaudalen Lungengefäße stellen sich in der dorsoventralen deutlicher als in der ventrodorsalen Projektion dar. Das arterielle Gefäß ist lateral des venösen lokalisiert und wird durch den Bronchus von diesem getrennt (Holland und Hudson 2020). Der annähernd idente Durchmesser der beiden Gefäße sollte nicht größer als die Breite der 9. Rippe an der Stelle sein, an der sie diese kreuzen (Holloway und McConnell 2013, Holland und Hudson 2020).

2.1.8 Ösophagus

Der Ösophagus befindet sich am Brustkorbeingang links der Trachea. In Richtung Bifurkation schiebt sich das Organ über die Trachea rechts des Aortenbogens. Ein mit Flüssigkeit gefüllter kaudaler Anteil des thorakalen Ösophagus ist gegebenenfalls als weichteildichte Struktur zwischen Aorta und *Vena cava caudalis* auf linksseitigen laterolateralen Aufnahmen rekonstruierbar. In der rechtsseitigen laterolateralen Projektion ist dies seltener zu sehen. Gelegentlich sind fokale, geringe Ansammlungen von Luft darstellbar (Thrall 2013). Ein leerer Ösophagus ist am Röntgenbild nicht bildgebend (Holloway und McConnell 2013, Thrall 2013).

2.2 Pneumothorax

2.2.1 Definition

Als Pneumothorax wird die Akkumulation von Luft in der Pleurahöhle bezeichnet (Myer 1978, Suter 1984, Thrall 2013, Holland und Hudson 2020).

2.2.2 Ätiologie und Pathogenese

Das Trauma stellt die häufigste Ursache für die Entstehung eines Pneumothorax dar (Myer 1978, Suter 1984). Laut Griffon et al. (1994) zeigten 38,7 % (36) der in ihrer Studie evaluierten Katzen mit traumatischen Frakturen (93), röntgenologisch einen Hinweis auf thorakales Trauma. Davon litten 36 % (13) an einem Pneumothorax (Griffon et al. 1994). Traumatisch bedingte Perforationen der Thoraxwand mit Ruptur der *Pleura parietalis*, Schädigungen des Lungenparenchyms mit Beteiligung der *Pleura visceralis* sowie Ausdehnung eines Pneumomediastinums führen mitunter zu freier Luft im Pleuraspalt (Suter 1984, Thrall 2013). Ein Spannungspneumothorax ist ein lebensbedrohlicher Zustand, bei dem Luft während der Inspiration durch ein Einwegventil in den Pleuraspalt eintritt, bei der Expiration aber nicht mehr austreten kann. Der intrapleurale Druck übersteigt dabei den atmosphärischen (Myer 1978, Kolata 1981, Suter 1984, Thrall 2013). Bei der Katze kann ein Spontanpneumothorax sekundär durch eine Bulla- oder Blässchenruptur, häufiger durch eine zugrunde liegende Lungenerkrankung ausgelöst werden (Holland und Hudson 2020). Dazu zählen Neoplasien, felines Asthma, parasitäre Infektionen wie Herzwurmbefall, pulmonale Thromboembolien,

Lungenabszesse, eosinophile Entzündungen der kleinen Atemwege sowie bronchopulmonale Dysplasien (Barrs et al. 1999, Cooper et al. 2003, White et al. 2003, Milne et al. 2010, Mooney et al. 2012, Liu und Silverstein 2014). Zudem kann ein Pneumothorax iatrogen durch diagnostische und therapeutische Maßnahmen wie einer Thorakozentese verursacht werden. Freie Luft kann unilateral oder häufiger durch Fenestrationsen im Mediastinum bilateral lokalisiert sein (Suter 1984).

2.2.3 Klinik

Das Leitsymptom eines Pneumothorax ist die akute Dyspnoe. Die Auskultation von Lunge und Herz ist dorsal gedämpft. Die Perkussion ist überlaut (Suter 1984). Ein Spannungspneumothorax kann in massiver Atemnot resultieren und unbehandelt zum Tod führen (Myer 1978).

2.2.4 Diagnose

Besteht aufgrund der Anamnese bzw. des klinischen Zustands ein Verdacht auf einen Pneumothorax, ist eine Thorakozentese indiziert. Nach Stabilisierung des Patienten kann eine Röntgenaufnahme angefertigt werden (Suter 1984, Tseng und Waddell 2000). Die röntgenologische Darstellung des Krankheitsbildes wird von der Luftmenge im Pleuraspalt sowie der Ausrichtung des Zentralstrahls beeinflusst (Suter 1984, Thrall 2013). Außerdem sind die Position des Patienten (Thrall 2013), die Gravitation, die Form und die Elastizität der Lunge für die Charakterisierung der auftretenden Röntgenzeichen entscheidend (Suter 1984). Die Anfertigung des Röntgenbildes während der expiratorischen Phase erleichtert die Diagnose einer geringgradigen Luftakkumulation (Myer 1978, Suter 1984). In der Studie von Kern et al. (1994), bei welcher Luft in die Pleurahöhle von Hunden appliziert wurde, vereinfachte die Aufnahme in Expiration ebenso die Feststellung eines Pneumothorax. Die dextrosinistrale vertikale Projektion in linker Seitenlage erscheint in dieser Arbeit für die Diagnosestellung sensitiver als die sinistrodextrale vertikale Projektion in rechter Seitenlage (Kern et al. 1994). Die dorsoventrale sollte der ventrodorsalen Aufnahmerichtung vorgezogen werden. Zudem ist die dorsoventrale Projektion für den Patienten stressfreier (Aronson und Reed 1995). Zu den auftretenden Röntgenzeichen zählt die Retraktion der Lungenlappen von der Thoraxwand bzw. dem Zwerchfell (Myer 1978, Suter 1984, Thrall 2013). Es kommt zu einer Erweiterung und erhöhten Radioluzenz des Pleuraspalts, die bei minimaler Luftansammlung durch eine zarte, schwarze Linie charakterisiert ist (Thrall 2013). In seitlicher Ansicht scheint die Herzsilhouette vom Sternum abgehoben. Größere freie Luftvolumina führen zu einer Lungenkontusion, welche in einer erhöhten Röntgendichte des Lungenparenchyms resultiert.

Herz und *Vena cava caudalis* erscheinen kleiner (Suter 1984). Ein weiteres am Röntgenbild charakteristisches Merkmal ist das sogenannte „Tenting“ des Zwerchfells. Das Organ verlagert sich dabei nach kaudal, sodass dessen Rippenansätze sichtbar werden (Thrall 2013). Infolge eines Traumas treten oftmals zusätzliche Befunde wie Lungenatelektasen, subkutane Emphyseme (Suter 1984) sowie Rippen- bzw. Gliedmaßenfrakturen auf (Myer 1978). Der Goldstandard für die Diagnose eines Pneumothorax ist aufgrund der hohen Sensitivität und Spezifität jedoch die CT (Wall et al. 1983, Goodman et al. 1999).

2.2.5 Differentialdiagnosen

Hypoperfusion, Thromboembolie, Lungenemphysem bzw. -bullae, Pneumomediastinum und Zwerchfellhernie stellen potenzielle Differentialdiagnosen dar (Suter 1984).

2.2.6 Therapie

Bei geringen Mengen akkumulierter Luft stellt Käfigruhe die Therapie der Wahl dar. Wird die freie Luft ohne Intervention nicht resorbiert, ist eine Thorakozentese angezeigt (Kolata 1981). Bei rezidivierendem Pneumothorax trotz mehrmals durchgeführter Thorakozentesen sollte eine Thoraxdrainage gesetzt werden. Ein Spannungspneumothorax erfordert eine sofortige Durchführung einer Thorakozentese. Führt dies nicht zur deutlichen Besserung des klinischen Zustandes, ist eine Thoraxdrainage zu legen (Tseng und Waddell 2000). Als letztmögliche Therapie ist eine chirurgische Intervention wie beispielsweise eine Thorakotomie mit Beseitigung der Ursache in Betracht zu ziehen (Kolata 1981).

2.3 Entstehung von Röntgenstrahlung

Um Röntgenstrahlung zu erzeugen, wird eine Röntgenanlage mit einer Röhre, einem Tisch, einem Raster sowie einem Detektor benötigt (Thrall 2013).

Bei der Röntgenstrahlung handelt es sich um elektromagnetische Wellen. Diese werden in der Röntgenröhre produziert, welche eine positiv geladene Anode und eine negativ geladene Kathode besitzt. Bei der Leitung von elektrischem Strom durch den Glühfaden wird Wärme produziert, wodurch sich Elektronen von der Kathode lösen. Je höher die Röhrenstromstärke (Einheit: mA) gewählt wird, desto mehr Elektronen lösen sich. Folglich entsteht eine größere Menge an Röntgenquanten. Durch die Spannungsdifferenz in Kilovolt (kV) zwischen Kathode und Anode werden die Elektronen in Richtung Anode beschleunigt. Je höher die Spannungsdifferenz ist, desto stärker ist die Beschleunigung und desto energetischer sind die Röntgenquanten. Anschließend prallen die Elektronen auf die Anode. Dabei geben sie ihre gesamte Energie ab. Diese wird zu 99 % in Wärme und lediglich zu 1 % in Röntgenenergie

überführt. Die erzeugten Röntgenquanten strahlen in Form eines schmalen Bündels, Primärstrahl genannt, aus der Röntgenröhre aus (Thrall 2013).

2.4 Schwächung von Röntgenstrahlung

Eine Röntgenaufnahme kommt durch die unterschiedliche, gewebeabhängige Schwächung der Quanten zustande. Die Schwächung passiert dabei über Streuung und Absorption (Hartung et al. 2010, Thrall 2013). Während der Großteil der Röntgenstrahlen das Objekt durchdringt und schlussendlich abgebildet wird, wird ein Teil der Röntgenstrahlen vom Objekt sowie vom Röntgentisch abgelenkt (= Streustrahlung). Dies wird als Compton-Effekt bezeichnet und kommt durch Wechselbeziehung zwischen Röntgenquanten und Atomen des Objekts zustande. Diese Form der Schwächung ist vor allem bei Geweben mit niedriger Ordnungszahl, wie Weichteile oder Fett, von Bedeutung und führt zu Kontrastabnahme und Unschärfe. Die Größe des belichteten Feldes, die Objektdicke sowie die Röhrenspannung bestimmen die Dosis der Streustrahlung, die schlussendlich an der Schwärzung des Bildes beteiligt ist (Hartung et al. 2010). Röntgenstrahlen werden während der Durchdringung des Patienten verschieden stark absorbiert, was als Photoelektrischer Effekt benannt wird (Hartung et al. 2010, Thrall 2013). Dies hängt von folgenden Aspekten ab (Hartung et al. 2010):

- Dicke des Objekts: je dicker ein Objekt ist, desto stärker ist die Schwächung
- Ordnungszahl: je höher die Ordnungszahl ist, desto stärker sind die Absorption und die Schwächung
- Physikalische Dichte: je höher die physikalische Dichte ist, desto stärker sind die Absorption und die Schwächung
- Quantenenergie (kV-Wert): je niedriger der kV-Wert ist, desto langwelliger, weicher bzw. energieärmer ist die Strahlung und desto mehr wird absorbiert; je höher der kV-Wert ist, desto kurzwelliger, härter bzw. energiereicher ist die Strahlung und desto leichter passieren die Röntgenstrahlen das Gewebe

Die Schwärzung wird zudem von der Energie der Röntgenstrahlen, die mit steigender Röhrenspannung (kV) zunimmt, beeinflusst. Je höher die Energie ist, desto höher ist die Menge der passierenden Röntgenquanten. Demnach höher ist auch die Schwärzung. Des Weiteren hat der Abstand zwischen Röntgenröhre und Detektor, Fokus-Film-Distanz (FFD) genannt, Auswirkung auf die Bildschwärzung. Je größer die Distanz ist, desto geringer ist die Strahlenmenge und desto geringer ist auch die Bildschwärzung (Hartung et al. 2010, Thrall 2013). Schließlich trifft eine vom Objekt bedingte Anzahl und Verteilung von Röntgenstrahlen

auf den Detektor und bestimmt den Grad der Schwärzung. Eine Röntgenaufnahme wird durch die Farben Schwarz, Weiß und diverse dazwischenliegende Graustufen charakterisiert (Thrall 2013). Wie zuvor erwähnt, ist die Absorption der Strahlung unter anderem von der physikalischen Dichte des Gewebes abhängig. Knochen absorbiert aufgrund der höheren Dichte eine größere Menge an Röntgenquanten als Weichteilgewebe. Infolgedessen stellt sich Knochen weiß dar, während Weichteilgewebe grau abgebildet wird (Hartung et al. 2010, Thrall 2013). In der Radiographie sind insgesamt fünf Dichten zu differenzieren (Hartung et al. 2010, Thrall 2013):

- Gas
- Fett
- Weichteile und Flüssigkeit
- Knochen
- Metall

2.5 Analoge Radiographie

Die analoge Radiographie basiert auf der Nutzung von Film-Folien-Systemen. Dabei agiert der Röntgenfilm als Detektor und Speichermedium zugleich (Körner et al. 2007).

Die nachfolgende Tabelle (siehe Tab. 1) veranschaulicht die Eigenschaften von analoger und digitaler Radiographie im Vergleich. Eine weitere Aufarbeitung des konventionellen Systems ist nicht Bestandteil dieser Arbeit. Hier wird auf weitere Literatur verwiesen.

Tab. 1: Eigenschaften von analoger und digitaler Radiographie im Vergleich, nach Mattoon (2006) und Widmer (2008).

	Analoge Radiographie	Digitale Radiographie
Belichtungsbreite	niedrig	hoch
Auflösung	hoch	niedrig
Kontrast	niedrig	hoch
Dynamikbereich	niedrig	hoch
Dosiseffizienz	niedrig	hoch
Nachbearbeitung	nein	ja

2.6 Digitale Radiographie

Bei der digitalen Radiographie werden die Materie durchdringenden Röntgenquanten vom Detektor erfasst und in ein elektrisches Signal konvertiert. Dieses wird anschließend in eine digitale Computerdatei transformiert und auf einem Monitor angezeigt (Körner et al. 2007).

Ein digitales Röntgenbild entsteht durch folgende Prozesse (Körner et al. 2007, Hartung et al. 2010):

- Aufzeichnung
- Verarbeitung
- Darstellung
- Archivierung

Jeder dieser Vorgänge kann einzeln an die notwendigen Anforderungen adaptiert werden und ist entscheidend für die Bildqualität (Hartung et al. 2010).

2.6.1 Digitale Radiographie mit Speicherfolien

Die digitale Radiographie mit Speicherfolien wird auch als digitale Lumineszenzradiographie oder „Computed Radiography“ (CR) bezeichnet (Hartung et al. 2010). Speicherfolien, die mit verschiedenen photostimulierbaren Leuchtstoffen überzogen sind, dienen als indirekte Detektoren. Diese sind in Kassetten eingebaut, die jenen des konventionellen Systems ähneln (Mattoon 2006, Hartung et al. 2010). Das Eintreffen von Röntgenstrahlen führt zur Anregung von Elektronen, was Information entstehen lässt. Diese wird anschließend von den photostimulierbaren Leuchtstoffen gespeichert. Während des separaten Ausleseprozesses mittels Scanner führt ein Laserstrahl die Elektronen in ihren Ruhezustand zurück (Hartung et al. 2010). Die dabei anfallende Energie wird in Licht transformiert, welches nachfolgend durch einen Photomultiplier in eine analoge elektrische Ladung umgewandelt und verstärkt wird. Anschließend kommt es zur Digitalisierung des elektrischen Signals. Die Speicherfolie wird in die Kassette zurückgesetzt und kann für nachfolgende Röntgenaufnahmen eingesetzt werden (Mattoon 2006, Hartung et al. 2010).

2.6.2 Digitale Radiographie mit Flachbilddetektoren

Die digitale Radiographie mit Flachbilddetektoren wird auch „Direct Digital Radiography“ (DDR) genannt. Flachbilddetektoren setzen sich aus einer Halbleitermatrix zusammen. Dabei entspricht ein Matrixelement je einem Bildpixel (Hartung et al. 2010). Es wird zwischen opto-direkten (indirekte Konversion) und elektro-direkten (direkte Konversion) Flachbilddetektoren

unterschieden (Mattoon 2006, Hartung et al. 2010, Drost 2011). Im indirekt konvertierenden System sind eine Szintillatorschicht, eine Photodiode aus amorphem Silizium sowie ein Dünnschichttransistor integriert (Mattoon 2006). Opto-direkte Detektoren transformieren die einfallenden Röntgenquanten beim Auftreffen auf den Szintillator zunächst in Licht. Anschließend wird das Licht in der Photodiode in eine elektrische Ladung umgewandelt (Mattoon 2006, Hartung et al. 2010, Drost 2011). Direkt konvertierende Systeme nutzen zur Bildkonstruktion einen Photoleiter aus amorphem Selen sowie einen Dünnschichttransistor (Mattoon 2006). Bei diesen Systemen erübrigt sich die Transformierung in Licht. Die Röntgenstrahlen werden in der Photoleiterschicht direkt in ein elektrisches Signal konvertiert. Anschließend wird die Information sowohl bei direkten als auch bei indirekten Systemen ausgelesen, digitalisiert und verarbeitet (Mattoon 2006, Hartung et al. 2010, Drost 2011). Die Auslesung findet dabei in der dünnen Transistorschicht statt (Drost 2011).

2.6.3 Kenngrößen der Bildqualität

Anschließend wird auf die für diese Arbeit wichtigsten Parameter der Bildqualität eingegangen.

2.6.3.1 Ortsauflösung

Ein digitales Röntgenbild setzt sich aus einer Vielzahl von Pixel, Bildpunkten, zusammen (Mattoon 2006, Körner et al. 2007, Hartung et al. 2010). Dabei wird jedem Pixel ein elektrisches Signal zugeordnet, welches mit der Schwächung der Röntgenstrahlen an einer definierten Stelle im Objekt korreliert (Mattoon 2006, Körner et al. 2007). Das zweidimensionale Pixelgefüge wird als Matrix bezeichnet. In der vom System definierten Skala existiert für jedes Pixel ein passender Grauwert (Mattoon 2006, Körner et al. 2007, Hartung et al. 2010). Um einem Pixel einen Grauwert zuzuordnen, werden analoge Bilddaten durch einen Analog-Digital-Konverter in binäre Zahlen transformiert. Hierzu werden die Zahlen Null und Eins eingesetzt. Die Zahl Null wird für Schwarz und die Zahl Eins für Weiß herangezogen. Die dazu verwendete Einheit ist das „Bit“. Die Anzahl aller detektierbaren Grauwerte nennt sich Speichertiefe. Digitale Detektoren sind dazu befähigt eine große Menge an Grautönen zu unterscheiden. Bildmatrix und Speichertiefe sind für die Exaktheit einer Aufnahme entscheidend (Hartung et al. 2010).

Das Ortsauflösungsvermögen ist definiert als die kleinste Distanz, bei der die Differenzierung zweier benachbarter Bildmerkmale voneinander möglich ist (Mattoon 2006, Körner et al. 2007, Hartung et al. 2010). Es wird von der Kantenlänge der Pixel sowie deren Entfernung zueinander bestimmt und in Linienpaare pro Millimeter (Lp/mm) angeführt. Je kleiner die Pixel

sind und je höher deren Anzahl ist, desto besser ist das räumliche Auflösungsvermögen. Eine große Anzahl an Pixel resultiert jedoch nicht stetig in einer hohen Ortsauflösung, da diese durch die Streuung maßgeblich reduziert werden kann. Digitale Systeme besitzen ein geringeres Auflösungsvermögen als Film-Folien-Systeme (Körner et al. 2007).

2.6.3.2 Dynamikbereich

Der Dynamikbereich ist die Summe aller Schwärzungsdifferenzen (Hartung et al. 2010). Darunter wird der Bereich der Dosiswerte verstanden, die vom Detektor beim Eintreffen der Strahlung erfasst werden und zum Entstehen eines Bildes beitragen (Cowen et al. 2007). Digitale Röntgenverfahren sind durch einen linearen Verlauf der Schwärzungskurve, auch Gradationskurve genannt, und einen großen Dynamikumfang gekennzeichnet (Körner et al. 2007, Hartung et al. 2010, Drost 2011). Im Gegensatz dazu besitzt das konventionelle Röntgen eine S-förmige Schwärzungskurve innerhalb eines schmalen Belichtungsumfangs, was das Risiko einer Fehlbelichtung steigen lässt. Digitale Systeme können hingegen bei stark divergierender Belichtung eine akzeptable Aufnahme ohne Qualitätsverlust erzeugen. Die gleichzeitige Abbildung von Geweben unterschiedlicher Absorption wird ermöglicht. Folglich sind weniger Röntgenbilder erforderlich, was die Dosisexposition verringert (Körner et al. 2007, Hartung et al. 2010).

2.6.3.3 Signal-Rausch-Verhältnis

Die Qualität einer Röntgenaufnahme wird zudem vom Signal-Rausch-Verhältnis bestimmt. Bei Reduktion der Dosis nimmt das Signal-Rausch-Verhältnis ab und die Aufnahme wird unterbelichtet. Dadurch wird das Bildrauschen verstärkt, während Bilddetails abhandenkommen. Die Röntgenaufnahme erscheint körniger. Überbelichtung führt zu einer längeren Belichtungszeit, somit zu einer verstärkten Unschärfe und einer höheren Strahlenbelastung (Hartung et al. 2010).

2.6.3.4 Quantenwirkungsgrad

Mithilfe des Quantenwirkungsgrades, auch Detective Quantum Efficiency (DQE) genannt, kann die Bildqualität indirekt bewertet werden. Dieser Parameter informiert darüber, wie effizient ein Detektor Röntgenstrahlung in ein brauchbares Bildsignal überführt (Cowen et al. 2007, Hartung et al. 2010). Je höher der Quantenwirkungsgrad ist, desto weniger Dosis ist notwendig, um eine qualitativ hohe Röntgenaufnahme anzufertigen (Körner et al. 2007, Hartung et al. 2010).

2.6.3.5 Kontrast

Der Kontrast beschreibt den Helligkeitsunterschied zwischen zwei angrenzenden Pixeln bzw. Grauwerten (Hartung et al. 2010, Thrall 2013). Durch die Kontrastauflösung können benachbarte Bildmerkmale voneinander differenziert werden. Der Grad des Kontrasts ist abhängig von der Dicke, der physikalischen Dichte, der Atomzahl des Gewebes und der Energie der Photonen. Ein geringer Kontrastumfang ergibt sich aus einer geringen Anzahl an Grauwerten, die jeweils zu einem Pixel zugehörig sind. Dabei sind lediglich schwarze, weiße sowie Pixel mit einem geringen Umfang an Grauwerten verfügbar. Eine größere Menge an zuordenbaren Grautönen resultiert in einer umfassenden Kontrastskala (Thrall 2013). Ein hoher Kontrast kann durch einen geringen Wert an kV sowie durch eine große Differenz benachbarter Gewebedichten bedingt sein. Letzteres tritt vor allem bei Thorax- oder Skelettröntgenbildern auf. Eine niedrige Streustrahlenmenge am Empfänger sowie eine steile Schwärzungskurve steigern den Kontrast ebenso. Ein hoher Kontrast bzw. stark konträre Grauwerte zwischen Strukturen erleichtern die Abbildung von Details. Ist der Kontrast jedoch zu hoch, können Schwächungsdifferenzen verloren gehen. Dies ist vor allem in Regionen mit hohen Dichteunterschieden von Bedeutung (Hartung et al. 2010). Um den Kontrast gegebenenfalls zu verringern, können folgende Methoden angewandt werden (Hartung et al. 2010):

- Steigerung der kV bei gleichzeitiger Reduktion der Milliampere pro Sekunde (mAs)
- Nutzung von flachen Schwärzungskurven
- Herabsetzung der Streustrahlung durch Anwendung eines Streustrahlenrasters

2.6.3.6 Schärfe

Die Schärfe einer Aufnahme ist durch eine große Anzahl an erkennbaren Bilddetails gekennzeichnet. Ein gewisses Maß an Unschärfe ist nie zu vermeiden. Unschärfe lässt sich in geometrische Unschärfe, Material-, Bewegungs- und Streustrahlenunschärfe unterteilen (Hartung et al. 2010). Da dies nicht den Fokus der Arbeit darstellt, wird nicht weiter darauf eingegangen.

2.6.4 Verarbeitung

Die Bildverarbeitung stellt eine entscheidende Komponente der digitalen Radiographie dar. Sie dient der Erhöhung der Bildqualität und findet nach der Belichtung und Auslesung statt (Prokop und Schaefer-Prokop 1997). Die dabei angewandte Verarbeitungssoftware ist firmenspezifisch und dem jeweiligen Detektor zugewiesen. Der davor gewonnene

Rohdatensatz wird modifiziert und in eine diagnostisch verwertbare Aufnahme überführt (Lo und Puchalski 2008). Nach Abschluss dieses Prozesses können die Aufnahmen digital am Monitor angezeigt werden (Prokop und Schaefer-Prokop 1997, Mattoon 2006, Widmer 2008). Der Fokus der Verarbeitung liegt in der Abbildung des vollständigen Objektbereichs. Weiters soll der lokale Kontrast optimiert sowie das Rauschen unterbunden werden. Da das Ortsauflösungsvermögen von den Eigenschaften des Detektors bestimmt wird, kann es durch die Verarbeitungstechniken nicht manipuliert werden. Die Intention der Bildverarbeitung liegt in der bestmöglichen Darstellung der digitalen Information, der optimalen Abbildung vorhandener Pathologien und im Erreichen von hohem diagnostischem Erfolg. Durch die gewollte Verstärkung eines Bildfaktors kann jedoch ein anderer für die Bildqualität bedeutender Faktor unterdrückt werden. Dies birgt vor allem dann Gefahren, wenn durch die Verarbeitungsparameter diagnostisch bedeutsame Information verschleiert wird. Außerdem kann die digitale Verarbeitung zum Anstieg des Bildrauschens sowie zum Auftreten von Artefakten führen (Prokop und Schaefer-Prokop 1997).

Die Bildverarbeitung setzt sich laut Lo und Puchalski (2008) aus Vorverarbeitung, Verarbeitung und Nachverarbeitung zusammen (Lo und Puchalski 2008). Nachgehend wird alleinig der Prozess der Verarbeitung behandelt.

Der Schwerpunkt der Verarbeitung liegt in der Modulation von Amplitude und Raumfrequenz (Prokop und Schaefer-Prokop 1997). Im Folgenden wird ausschließlich auf die Raumfrequenzverarbeitung eingegangen.

Bei der Raumfrequenzverarbeitung werden die Frequenzen einer Röntgenaufnahme moduliert, was in der Minimierung des Dynamikumfangs, der Erhöhung des lokalen Kontrasts sowie der Verstärkung der Schärfe von Konturen resultiert. Es wird zwischen hohen und niedrigen Ortsfrequenzen unterschieden. Informationen mit hohen Ortsfrequenzen korrelieren mit kleinen Bilddetails und verstärken die Schärfe von Objektkonturen, erhöhen also den Kontrast. Außerdem sind sie für das Rauschen im Bild hauptverantwortlich. Im Gegensatz dazu geben niedrige Ortsfrequenzen Auskunft über die Veränderungen der Bilddichte und korrelieren mit niedrigem Kontrast. Bei der Verarbeitung sollen hohe Ortsfrequenzen hervorgehoben und niedrige minimiert werden, um Bilddetails und Objektkonturen gut zu betonen. Dies resultiert, wie oben erwähnt, in einem reduzierten Dynamikumfang sowie einem erhöhten lokalen Kontrast (Prokop und Schaefer-Prokop 1997).

Für die Frequenzverarbeitung wird meist die sogenannte Unschärfmaskierungsfilterung (UMF, „unsharp masking“) verwendet (Prokop und Schaefer-Prokop 1997). Das Röntgenbild soll dabei durch den Einsatz bestimmter Verarbeitungsalgorithmen ästhetischer erscheinen (McLear et al. 2004, Drost et al. 2008). Die Bildinformation wird in hohe und niedrige Ortsfrequenzen gegliedert, indem eine unscharfe Kopie des Originalbildes angefertigt und anschließend vom Originalbild subtrahiert wird. Die unscharfe Kopie wird konstruiert, indem der Durchschnitt der Bildpixel gebildet oder eine Tiefpass-Filterung durchgeführt wird. Dadurch werden entweder hohe Ortsfrequenzen hervorgehoben oder niedrige unterdrückt. Nach der Subtraktion der unscharfen Maske vom Original, wird das dabei erhaltene Bild inklusive eines Gewichtungsfaktors zum Originalbild hinzugefügt, um ein hochfrequenzverstärktes Bild zu erhalten. Es besteht auch die Option, das unscharfe Bild mit einem Gewichtungsfaktor vom Originalbild zu subtrahieren, was die niedrigen Frequenzen unterdrückt. Beides resultiert in einer Kantenanhebung, also in einer Hervorhebung von Bereichen mit hohem Kontrast. Durch hohe Verstärkungsfaktoren kann jedoch an Grenzflächen mit großem Absorptionsunterschied ein Kantenartefakt, das Überschwingerartefakt, auftreten (Prokop und Schaefer-Prokop 1997).

2.6.5 Überschwingerartefakt

2.6.5.1 Definition von Artefakten

Artefakte sind unerwünschte Merkmale, welche keine Entsprechung im abgebildeten Objekt eines Röntgenbildes finden. Sie können eine Pathologie fälschlicherweise vortäuschen, aber auch verbergen (Jiménez et al. 2008). Folglich stellen Artefakte potenzielle Ursachen für Fehldiagnosen im radiologischen Befund dar (Walz-Flannigan et al. 2012). Die Einführung des digitalen Röntgens hat zu neuartigen Artefakten geführt. Diese sind in jedem Schritt der digitalen Bildentstehung zu erwarten (Jimenez und Armbrust 2009). Laut Jimenez und Armbrust (2009) muss eine Radiologin/ein Radiologe das Artefakt erkennen und nachvollziehen können, zu welchem Schritt der digitalen Bildentstehung dieses zugeordnet ist, um eine Röntgenaufnahme korrekt zu interpretieren (Jimenez und Armbrust 2009).

2.6.5.2 Definition und Entstehung des Überschwingerartefakts

Das bereits erwähnte Kantenartefakt wird als Überschwingerartefakt, auch Rebound-Effekt genannt, bezeichnet. Es entsteht im digitalen Röntgen durch einen frequenzverarbeitenden Algorithmus im Zuge der Unschärfmaskierung (siehe Kapitel 2.6.4) (Oestmann et al. 1991). Es ist somit für digitale Systeme spezifisch (Lo und Puchalski 2008). Das Artefakt erscheint an Grenzflächen von benachbarten Objekten mit starken Dichteunterschieden. Es ist durch eine schmale, schwarze Linie reduzierter Röntgendichte parallel zur Grenzfläche verlaufend

charakterisiert (Oestmann et al. 1991). Dieses Phänomen verändert röntgenologische Merkmale derartig, dass es zu Fehldiagnosen kommen kann (Tan und Boothroyd 1997).

2.6.5.3 Überschwinger in der Humanmedizin

In der Humanmedizin wurde in der Studie von Oestmann et al. (1991) das Überschwingerartefakt um metallische Implantate festgestellt. Dabei erweckte es den Anschein einer Implantatlockerung. Dieser Studie zufolge konnte das Artefakt auch eine Osteomyelitis maskieren (Oestmann et al. 1991). Prokop und Schaefer-Prokop (1997) beschrieben ebenso, dass dieses Phänomen Knochenresorption um Prothesen vortäuschen kann. Laut Prokop und Schaefer-Prokop (1997) wurden aufgrund dieser Artefakte auch kantenlose Bildmerkmale verschleiert. Dazu zählten Pathologien wie Infiltrate, Knötchen oder Skelettmetastasen ohne scharfe Kontur (Prokop und Schaefer-Prokop 1997). In einer weiteren Studie war das Überschwingerartefakt um eine thorakolumbalen Prothese zu erkennen. Die Autorinnen/die Autoren kamen ebenfalls zu dem Entschluss, dass dies eine adäquate Befundung der Knochenstruktur behindern und irrtümlicherweise zu der Verdachtsdiagnose Osteomyelitis führen kann (Tan und Boothroyd 1997). Auch Walz-Flannigan et al. (2012) sahen das Artefakt zwischen Knochen und Metall und interpretierten es als Implantatlockerung (Walz-Flannigan et al. 2012). Solomon et al. (1991) stellten fest, dass das Artefakt eine Zwerchfellverkalkung simulieren und infolgedessen eine Asbestexposition vermutet werden kann (Solomon et al. 1991).

2.6.5.4 Überschwinger in der Veterinärmedizin

McLear et al. (2004) bemerkten auf postoperativen Röntgenaufnahmen um Metallimplantate einen schmalen, dichtearmen Halo und vermuteten eine Implantatlockerung (McLear et al. 2004). Laut Drost et al. (2008) konnte das Artefakt ebenso eine Implantatlockerung simulieren (Drost et al. 2008). In der Studie von Drees et al. (2009) wurde das Überschwingerartefakt an der Wirbelsäule in CT-Aufnahmen eines Hundes beobachtet. Das Phänomen zog sich entlang des knöchernen Wirbelkanals und wurde als doppelter Ring bestehend aus einem inneren hyperdensen und einem äußeren hypodensen Anteil beschrieben. Bei Unterbrechung des Wirbelkanals im Bereich von Bandscheiben wurde das Phänomen nicht registriert. Die Autorinnen/die Autoren erklärten sich den doppelten Ring als Kantenanhebung an der Grenzfläche zwischen knöchernen Wirbelkanal und Epiduralraum. Das Artefakt könnte als

Rand des Rückenmarks mit benachbartem epiduralem Fettgewebe missinterpretiert werden (Drees et al. 2009).

2.7 Computertomographie

Die CT stellt ein wichtiges Schnittbildverfahren in der veterinärmedizinischen Diagnostik dar. Das Prinzip basiert auf der Dämpfung von Röntgenstrahlen, welche von der Dichte des abzubildenden Objekts bestimmt wird. Eine CT-Anlage setzt sich aus der Scaneinheit mit einer um den Patienten rotierenden Röntgenröhre, dem Detektor, dem Tisch sowie dem Computersystem zusammen. Es wird zwischen sequenziellen und spiralen Scannern unterschieden. Beim erst genannten wird eine Schicht des Körpers transversal gescannt, wodurch ein Bild im Querschnitt entsteht. Bei der Spiral-CT hingegen wird eine gesamte Region bzw. der gesamte Körper lückenlos mit hoher Geschwindigkeit digital rekonstruiert. Die lückenlose Darstellung wird durch die Drehung der Röhre um den Patienten bei zeitgleichem Vorschub des Tisches erreicht (Thrall 2013). Die Mehrzeilen-CT stellt eine weiterentwickelte Version der Spiral-CT dar und verfügt über auf mehreren Zeilen angeordnete Detektoren. Mit diesen ist die Rekonstruktion verschiedener Regionen in einer noch kürzeren Zeitspanne möglich (Ohlerth und Scharf 2007). Die durch Materie gedämpften Röntgenquanten werden durch den Detektor in Licht und anschließend in digitale Signale konvertiert. Ein spezielles Computersystem verarbeitet die vom Detektor zugeführten Informationen. Diese können sowohl in allen Ebenen als auch als dreidimensionale Projektion dargestellt werden (Thrall 2013). Die untersuchte Region wird schichtweise abgebildet, wodurch Überlagerungen von Strukturen vermieden werden (Tidwell 1999, Ohlerth und Scharf 2007, Thrall 2013). Das abgebildete Gewebe wird in Form einer Matrix bestehend aus Voxel wiedergegeben, verarbeitet und am Monitor als Gefüge von Pixel visualisiert (Ohlerth und Scharf 2007, Thrall 2013). Die Menge der gedämpften Strahlung wird am CT-Bild in Graustufen wiedergespiegelt und in Hounsfield-Einheiten (HU) angegeben. Materie mit einem höheren Absorptionsgrad als Wasser besitzt einen höheren Hounsfield-Wert und vice versa. Aufgrund der hohen Kontrastauflösung in der CT werden im Gegensatz zur Radiographie Gewebeunterschiede detaillierter abgebildet (Tidwell 1999, Thrall 2013). Daher kann Weichteilgewebe mithilfe der Hounsfield-Skala von Flüssigkeit differenziert werden (Thrall 2013). Für einen ausführlicheren Einblick in die CT empfehlen sich Standardwerke der Bildgebenden Diagnostik wie jenes von Thrall.

3 Material und Methode

In diesem Abschnitt wird auf die Archivstudien, bei denen Daten aus dem Tierspitalinformationssystem (TIS) und dem Bildarchiv der Veterinärmedizinischen Universität Wien untersucht wurden, eingegangen. Des Weiteren wird das an der Bildgebenden Diagnostik der Vetmeduni durchgeführte Experiment vorgestellt.

3.1 Archivstudien

3.1.1 Archivstudie A

Im Rahmen dieser Archivstudie wurden Daten von Patienten aus dem TIS der Vetmeduni retrospektiv untersucht. Der Vergleich des analogen mit dem digitalen System in Bezug auf die röntgenologische Diagnose „Pneumothorax“ stand im Interesse dieser Studie.

3.1.1.1 Patientenauswahl

Es wurden Daten von Katzen aus dem TIS ausgehoben, von denen eine Röntgenuntersuchung in den Jahren 2007 und 2010 durchgeführt wurde. Diese wurden anschließend in einer Excel-Tabelle aufgelistet.

3.1.1.2 Tierspitalinformationssystem

Das TIS steht berechtigten Personen der Veterinärmedizinischen Universität Wien seit dem Jahr 2001 zur Verfügung. Dieses System trägt zur lückenlosen Dokumentation von Daten der Patienten sowie der Patientenbesitzerinnen/der Patientenbesitzer bei (Veterinärmedizinische Universität Wien).

3.1.1.3 Röntgen

Die Patienten aus dem Jahr 2007 wurden mit einem analogen Film-Foliensystem abgebildet, während die Röntgenbilder aus dem Jahr 2010 mit einer digitalen Speicherfolienradiographie mit dem Detektor Direct View CR 850, Carestream (Kodak, Melk, Österreich) angefertigt wurden. An der Vetmeduni wurde die analoge gegen die digitale Radiographie im Jahr 2010 ausgetauscht.

3.1.1.4 Datenauswertung

Beide Datensätze wurden nach der röntgenologischen Diagnose „Pneumothorax“ gefiltert. Anschließend wurden die Prozentsätze beider Jahre ermittelt und miteinander verglichen.

3.1.2 Archivstudie B

Im Zuge dieser Archivstudie wurden Daten von Patienten aus dem TIS sowie dem Bildarchiv der Vetmeduni retrospektiv analysiert. Ziel war es, das Vorkommen des Überschwingerartefakts an der Lungen-Zwerchfellgrenze im digitalen Röntgen zu evaluieren. Weiters wurde in Erfahrung gebracht, ob das Artefakt mit einem Pneumothorax verwechselt werden könnte. Zudem wurde untersucht, ob bei Patienten mit einem Traumavorbericht bzw. mit zusätzlichen traumatischen Befunden häufiger die röntgenologische Diagnose „Pneumothorax“ gestellt wurde.

3.1.2.1 Patientenauswahl

Im Rahmen dieser Studie wurden Daten von Katzen, von denen im Zeitraum 2010 bis 2013 und 2018 bis 2020 eine Röntgenstudie angefertigt sowie die röntgenologische Diagnose „Pneumothorax“ festgestellt wurde, aus dem TIS der Vetmeduni exportiert. Für eine Beschreibung des TIS kann in Kapitel 3.1.1.2 nachgelesen werden. Der festgelegte Untersuchungszeitraum wurde in Abhängigkeit der verwendeten Detektoren unterschiedlicher Firmen definiert, was in Kapitel 3.1.2.2 erläutert wird. Jeweils 100 Fälle der beiden Zeiträume wurden beliebig ausgewählt und in einer Excel-Tabelle zusammengefasst. Davon wurden Röntgenbilder von 50 Patienten jeder Gruppe aus dem Archiv der Bildgebenden Diagnostik aufgehoben und einer radiologischen Beurteilung unterzogen.

Patienten mit folgenden Kriterien wurden von der Archivstudie ausgeschlossen:

- Mängel bezüglich Bildqualität
- Thorax in nur einer Ebene abgebildet
- Vorhandensein einer Thoraxdrainage, welche einen iatrogenen Pneumothorax verursachen könnte

3.1.2.2 Röntgen

Die Röntgenbilder des Thorax wurden mit dem Gerät AXIOM Iconos R200 C20 (Siemens, Erlangen, Deutschland) angefertigt. Der erste Datensatz beinhaltete Aufnahmen des Unternehmens Eastman Kodak Company (New York, Vereinigte Staaten) und wurde mit dem Detektor Direct View CR 850, Carestream (Kodak, Melk, Österreich) erstellt. Die Aufnahmen aus den Jahren 2018 bis 2020 wurden von Fujifilm Holdings K.K. (Tokio, Japan) mit dem Detektor FCR Profect CS plus (FUJIFILM Österreich GmbH, Wien, Österreich) produziert. Das Speicherfoliensystem der Firma Kodak wurde im Jahr 2018 durch das direkt digitale System der Firma FUJIFILM Österreich GmbH ersetzt.

3.1.2.3 Bild- und Datenauswertung

Die Auswertung fand über ein für die Bildwiedergabe zertifiziertes Endgerät durch Ao.Univ.-Profⁱⁿ Drⁱⁿ med.vet. Sibylle Kneissl statt. Verwendet wurde dabei die Workstation JiveX 5.3 RC04 (VISUS Health IT GmbH, Bochum, Deutschland). Um zu gewährleisten, dass die zu beurteilende Radiologin nüchtern auf die Röntgenbilder zugeht, wurden die Patientendaten vor der Beurteilung anonymisiert. Weder der Grund der Vorstellung noch der gestellte Befund der Radiologinnen/der Radiologen waren zum Zeitpunkt der Analyse bekannt. Die Beurteilung der Röntgenaufnahmen erfolgte in drei separaten Phasen. Die Röntgenbilder wurden in jeder Phase wiederholt auf dieselben Merkmale untersucht. In unklaren Fällen wurde die Meinung einer zweiten Radiologin eingeholt.

Die Röntgenaufnahmen wurden auf folgende Merkmale examiniert:

- Überschwingerartefakt an der Lungen-Zwerchfellgrenze
- Pneumothorax
- Zusätzlicher traumatischer Befund

Alter sowie Geschlecht der Patienten wurden dem TIS entnommen. Zudem wurde untersucht, ob die Patienten anamnestisch ein Trauma erlitten haben. Zu den zusätzlichen traumatischen Befunden zählten Fraktur, (Sub-)Luxation, Pleuraerguss, Lungenkontusion, subkutanes Emphysem sowie andere Röntgenzeichen, die für einen traumatischen Insult sprachen. Frakturen, die aufgrund des kritischen klinischen Zustands der Patienten später diagnostiziert wurden, wurden nicht miteinbezogen. Die erhobenen Daten wurden anschließend mit Hilfe des Kalkulationsprogramms Microsoft Excel tabellarisch erfasst und ausgewertet.

3.1.3 Archivstudie C

Im Zuge der Archivstudie C wurden Bilderpaare von Patienten der Vetmeduni rückblickend analysiert. Es wurde versucht, das Überschwingerartefakt detaillierter zu charakterisieren, indem nicht nur Röntgen-, sondern auch CT-Aufnahmen befundet wurden.

3.1.3.1 Patientenauswahl

Röntgen- und CT-Bilder von fünf ausgewählten Katzen wurden aus dem Bildarchiv des Tierspitals exportiert. Dabei handelte es sich um Patienten, bei denen das Artefakt an der Lungen-Zwerchfellgrenze röntgenologisch sichtbar war. Die verwendeten Aufnahmen waren in zwei Ebenen vorhanden und wiesen eine gute Bildqualität auf.

3.1.3.2 Röntgen

Das Röntgengerät AXIOM Iconos R200 C20 (Siemens, Erlangen, Deutschland) kam wie in Archivstudie B zum Einsatz. Abhängig vom Untersuchungszeitpunkt wurden auch dieselben Detektoren verwendet (siehe Kapitel 3.1.2.2).

3.1.3.3 Computertomographie

Die Schnittbilder wurden mit der CT-Anlage Emotion 16 (Siemens, Erlangen, Deutschland) angefertigt.

3.1.3.4 Bildauswertung

Die Bildauswertung erfolgte visuell durch Ao.Univ.-Profⁱⁿ Drⁱⁿ med.vet. Sibylle Kneissl an einem zertifizierten Endgerät und der Workstation JiveX 5.3 RC04 (VISUS Health IT GmbH, Bochum, Deutschland). Bei einem ausgewählten Fall wurden zusätzlich Pixelmessungen entlang des Artefakts durchgeführt. Traten Unsicherheiten auf, wurde eine zweite Radiologin zur Hilfe geholt.

Die Bilderpaare wurden auf nachstehende Merkmale untersucht:

- Überschwingerartefakt an der Lungen-Zwerchfellgrenze
- Pneumothorax

Informationen zur Anamnese sowie zu weiteren Befunden wurden, wenn vorhanden, eingeholt.

3.2 Experiment

Bei diesem Experiment wurde versucht das Überschwingerartefakt außerhalb des Patienten zu demonstrieren. Zudem wurde in Erfahrung gebracht, ob das Phänomen durch die Änderung des Verarbeitungsalgorithmus manipulierbar wäre. Im Zuge dessen wurden digitale Röntgen- und CT-Aufnahmen angefertigt.

3.2.1 Materialien

Als Phantom diente eine mit Flüssigkeit gefüllte Glasflasche mit gekrümmtem Boden. Vor der Durchführung des Versuchs wurde das Flaschenetikett entfernt, um Bildqualitätsmängel zu vermeiden. Des Weiteren wurden eine digitale Röntgenanlage, Lagerungshilfen für die Fixation der Glasflasche sowie eine CT benötigt.

3.2.2 Röntgen

Zur Anwendung kamen das Röntgengerät AXIOM Iconos R200 C20 (Siemens, Erlangen, Deutschland) und der Detektor FCR Profect CS plus (FUJIFILM Österreich GmbH, Wien, Österreich).

3.2.3 Computertomographie

Die CT-Anlage Emotion 16 (Siemens, Erlangen, Deutschland) wurde für die Erstellung der CT-Bilder in transversaler und sagittaler Schnittführung verwendet.

3.2.4 Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement (MRE)

Der sogenannte Bildverarbeitungsfaktor „Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement“ MRE wurde bei der wiederholten Aufnahme der Röntgenbilder reduziert, um dessen Auswirkung auf das Überschwingerartefakt zu analysieren. Dieser Faktor passt den Grad der Frequenzanhebung an und ist einer von drei Parametern, die das Verfahren „Multi-Objective Frequency Processing“ (MFP) (MRB, MRT, MRE) charakterisieren. Dieses wurde im Jahr 1998, als Radiologinnen/Radiologen begannen Kontrastartefakte des digitalen Röntgens wahrzunehmen, von der Firma Fujifilm Medical Co. entwickelt. Es handelt sich um ein firmeninternes Frequenzverarbeitungstool, welches die Bildschärfe reguliert und Frequenzen steigern lässt. Signale mit hoher Kontrastdichte werden abgeschwächt, während Signale mit geringer Kontrastdichte erhöht werden. Es sorgt somit für eine verbesserte Kontrastregulierung und reduziert den Übergang von Flächen hoher zu Flächen geringer Dichte. Es dient der Optimierung der Bildqualität und strebt die Reduzierung des Überschwingerartefakts an (FUJIFILM 2014).

3.2.5 Durchführung

Bei der Durchführung des Experiments wurde auf einwandfreie Bildqualität geachtet. Die Röntgen- und CT-Aufnahmen wurden von Personen angefertigt, die im Folgenden nicht in diese Arbeit involviert waren. Ao.Univ.-Profⁱⁿ Drⁱⁿ med.vet. Sibylle Kneissl war zu jedem Zeitpunkt des Versuchs anwesend. Im Röntgenuntersuchungsraum der Veterinärmedizinischen Universität Wien wurden digitale Röntgenaufnahmen des Phantoms in beiden Ebenen angefertigt und die Lagerung durch Ao.Univ.-Profⁱⁿ Drⁱⁿ med.vet. Sibylle Kneissl dokumentiert. Zunächst wurde eine dorsoventrale Aufnahme erstellt, bei der die Röntgenröhre über und der Detektor unter der Glasflasche gelegen sind (siehe Abb. 1A). Anschließend wurde eine Platte neben der Flasche platziert, parallel zur Röntgenröhre ausgerichtet und ein laterales Röntgenbild angefertigt (siehe Abb. 1B). Dabei wurde die

Flasche mittels Lagerungshilfen im Zentrum des Lichtfeldes positioniert und in ihrer Lage fixiert. Die CT-Aufnahmen entstanden im Anschluss im CT-Raum des Tierspitals. Nachfolgend wurden erneut Röntgenbilder in einer Ebene produziert und dabei der Verarbeitungsfaktor „Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement“ (MRE) minimiert.

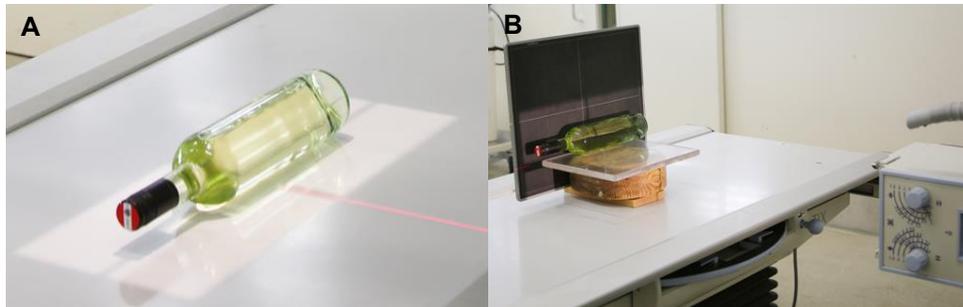


Abb. 1: Lagerungsbild der dorsoventralen (A) und lateralen (B) Röntgenaufnahme der Glasflasche.

A: Der Detektor befindet sich unter dem zu untersuchenden Objekt, die darüber befindliche Röntgenröhre ist nicht zu sehen. B: Die Platte ist neben der Glasflasche positioniert und parallel zur Röntgenröhre ausgerichtet. Die Glasflasche wird mittels Lagerungshilfen in ihrer Position fixiert.

© Bildgebende Diagnostik Vetmeduni

3.2.6 Bildauswertung

Die Aufnahmen wurden von Ao.Univ.-Profⁱⁿ Drⁱⁿ med.vet. Sibylle Kneissl an der Workstation JiveX 5.3 RC04 (VISUS Health IT GmbH, Bochum, Deutschland) mit einem dafür vorgesehenen Endgerät beurteilt. Sowohl im Röntgen als auch in der CT wurden das Vorhandensein und die Charakteristik des Überschwingerartefakts visuell sowie mittels Pixelmessungen evaluiert. Zudem wurde der Ausprägungsgrad des Phänomens nach der Manipulation im Röntgen analysiert.

4 Ergebnisse

4.1 Archivstudien

4.1.1 Archivstudie A

Die Diagnose „Pneumothorax“ wurde im Jahr 2007 bei 29 (0,97 %; n=2995) Katzen, im Jahr 2010 bei 51 (1,55 %; n=3286) Katzen gestellt.

4.1.2 Archivstudie B

In der ersten Phase der Beurteilung wurde eine schwarze, dichterereduzierte Linie mit unterschiedlicher Breite in laterolateraler sowie ventrodorsaler Ebene festgestellt. Die Erscheinung dieser schwarzen Linie korreliert mit dem Überschwingerartefakt. Bei Vorhandensein von intrapleuraler Flüssigkeit wurde das Phänomen maskiert. Bei der zweiten Beurteilung wurde das Artefakt entlang der Lungen-Zwerchfellgrenze auf mehr Röntgenbildern als bei der ersten Beurteilung erkannt. In manchen Aufnahmen war es zusätzlich entlang der Herzsilhouette bildgebend. Bei der dritten Befundung war das Phänomen an den beschriebenen Stellen noch häufiger zu erkennen als zuvor. Die strahlendurchlässige Linie konnte an der Lungen-Zwerchfellgrenze, entlang der Herzsilhouette sowie an nahezu jeder Stelle mit benachbarten, sich in ihrer Dichte stark unterscheidenden Objekten festgestellt werden. Je öfters die Röntgenbilder beurteilt wurden, desto häufiger wurde auch anstelle eines Pneumothorax das Überschwingerartefakt an der Lungen-Zwerchfellgrenze erkannt.

Die Radiologin, deren Meinung bei unklaren Fällen eingeholt wurde, stellte bei der Beurteilung von einigen Röntgenbildern eine andere Diagnose als die Erstradiologin. Bei Patienten beispielsweise, bei denen die erst zu beurteilende Radiologin das Artefakt und keinen Pneumothorax beobachtet hatte, diagnostizierte die Zweitbeurteilende das Gegenteilige.

Auf die Analyse der in den Excel-Tabellen erfassten Daten bezüglich Überschwingerartefakt, Pneumothorax, Alter, Geschlecht, Traumaanamnese sowie zusätzlichen traumatischen Röntgenbefunden wird nicht eingegangen, da es sich aufgrund der oben beschriebenen Schwierigkeiten um nicht repräsentative Daten handelt.

4.1.3 Archivstudie C

Eine strahlendurchlässige, schwarze Linie von unterschiedlicher Breite wurde an kontrastreichen Grenzflächen sowohl in Röntgen- als auch in CT-Aufnahmen rekonstruiert. Die Linie erstreckte sich entlang der Lungen-Zwerchfellgrenze im Röntgen und folgte der Lungenoberfläche in der CT. Verdichtungen der Lunge, wie pulmonale Fissuren oder interstitielle Infiltrationen, ließen den Halo verschwinden. Die Pixelwerte im Bereich der Linie

glichen jenen des Lungengewebes. Die strahlendurchlässige Linie täuschte im Röntgenbild einer Katze einen Pneumothorax vor.

4.1.3.1 Lungenknoten

Sowohl in der laterolateralen Röntgenaufnahme (siehe Abb. 2A) als auch in den transversalen (siehe Abb. 2B) und horizontalen (siehe Abb. 2C) CT-Rekonstruktionen war eine röntgendurchlässige Linie (Pfeile) mit variabler Breite entlang der Lungengrenze erkennbar. Diese Linie wurde durch einen Lungenknoten (Kreise) unterbrochen.

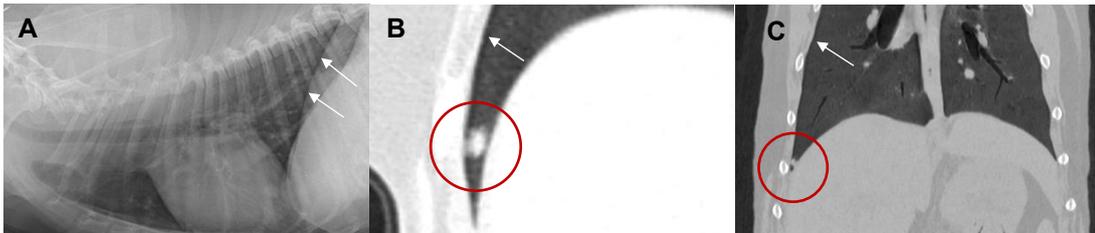


Abb. 2: Bilderpaar eines Katzenthorax mit Lungenknoten (T/2021/003716).

A: laterolaterale Röntgenaufnahme (DR); B: transversale CT-Rekonstruktion (128 Zeilen);
C: horizontale CT-Rekonstruktion

© Bildgebende Diagnostik Vetmeduni

4.1.3.2 Milde, chronische Lungenerkrankung

In den Röntgen- (siehe Abb. 3A) und CT-Bildern (siehe Abb. 3B, C) war eine strahlendurchlässige Linie (Pfeile) unterschiedlicher Breite entlang der Lunge zu sehen. Diese Linie verschwand an jenen Stellen, an denen Lungenfissuren (Kreise) auftraten. Das veränderte Lungenparenchym deutete auf eine milde, chronische Lungenerkrankung hin.

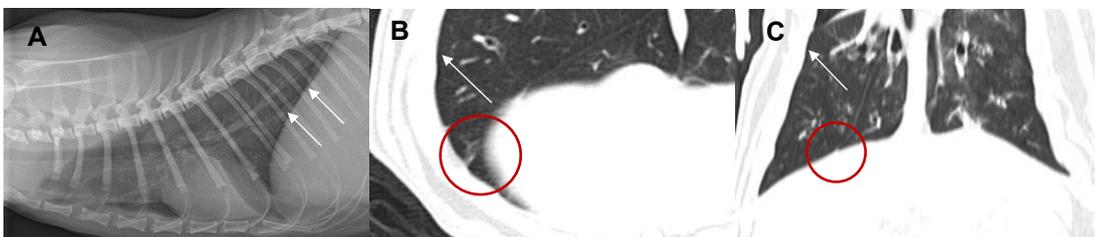


Abb. 3: Bilderpaar eines Katzenthorax mit milder, chronischer Lungenerkrankung (T/2021/011354).

A: laterolaterale Röntgenaufnahme (DR); B: transversale CT-Rekonstruktion (128 Zeilen);
C: horizontale CT-Rekonstruktion

© Bildgebende Diagnostik Vetmeduni

4.1.3.3 Schwere, chronische Lungenerkrankung

In der laterolateralen Röntgenaufnahme (siehe Abb. 4A) war eine schwarze Linie (Pfeile) von unterschiedlicher Weite entlang der Lungenränder bildgebend. Sie wurde von bis an die Oberfläche reichenden interstitiellen Infiltrationen unterbrochen. Auch in den CT-Aufnahmen (siehe Abb. 4B, C) war dieses Phänomen (Pfeile) inklusive Infiltrationen (Kreise) rekonstruierbar.

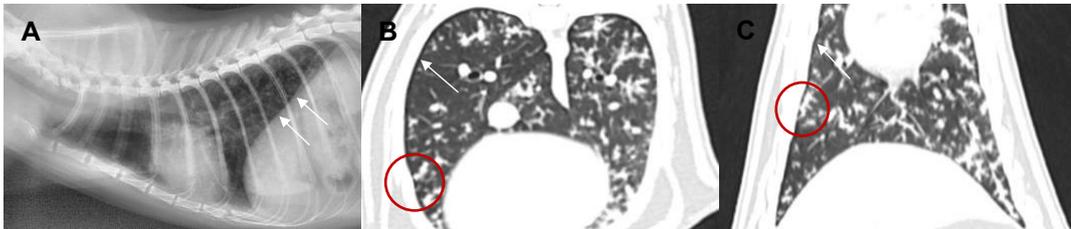


Abb. 4: Bilderpaar eines Katzenthorax mit schwerer, chronischer Lungenerkrankung (T/2020/000465).

A: laterolaterale Röntgenaufnahme (CR); B: transversale CT-Rekonstruktion (16 Zeilen);
C: horizontale CT-Rekonstruktion

© Bildgebende Diagnostik Vetmeduni

4.1.3.4 Lungenknoten und Lungenfissur

Nachfolgend sind Röntgen- und CT-Bilder einer einjährigen Katze mit Traumaanamnese dargestellt. In den Röntgenaufnahmen (siehe Abb. 5A) war eine schwarze, strahlendurchlässige Linie (Pfeile) entlang der Lungen-Zwerchfellgrenze augenfällig. Auch in den CT-Rekonstruktionen (siehe Abb. 5B, C) war eine schwarze, strahlendurchlässige Linie (Pfeile) entlang der Lungengrenze sichtbar, welche durch einen pulmonalen Knoten bzw. einer pulmonalen Fissur (Kreise) vorübergehend maskiert wurde. Pixelmessungen innerhalb der Linie entsprachen den Werten des Lungengewebes.

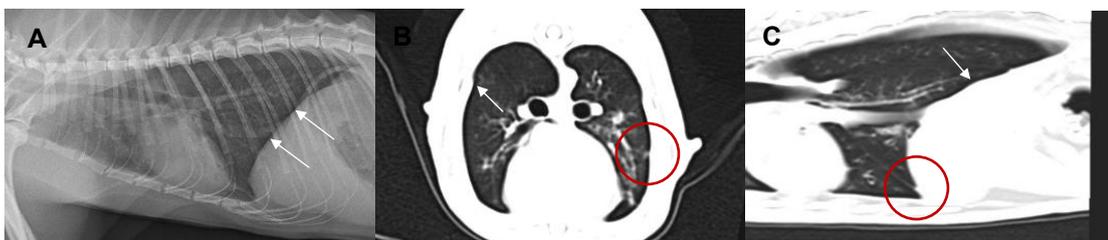


Abb. 5: Bilderpaar eines Katzenthorax mit Lungenknoten und Lungenfissur (T/2018/005148).

A: laterolaterale Röntgenaufnahme (DR); B: transversale CT-Rekonstruktion (16 Zeilen);
C: sagittale CT-Rekonstruktion

© Bildgebende Diagnostik Vetmeduni

4.1.3.5 Fehldiagnose Pneumothorax

Die folgenden Röntgenaufnahmen (siehe Abb. 6A, B) stammen von einer neun Jahre alten Katze mit offener Bauchwandwunde. Bei der Vorstellung des Patienten wurde ein Pneumothorax diagnostiziert. Bei der erneuten Beurteilung im Zuge dieser Arbeit stellte die Erstradiologin anstatt eines Pneumothorax das Überschwingerartefakt als schwarze Linie (Pfeile) entlang der Lungen-Zwerchfellgrenze fest. Die zusätzlich befragte Radiologin konnte freie Luft im Pleuraspalt nicht ausschließen. In der CT gab es keinerlei Hinweise auf einen Pneumothorax.



Abb. 6: Röntgenbilder eines Katzenthorax mit der Fehldiagnose Pneumothorax (T/2012/009945).

A: laterolaterale Aufnahme; B: dorsoventrale Aufnahme

© Bildgebende Diagnostik Vetmeduni

4.2 Experiment

In der lateralen Röntgenaufnahme (siehe Abb. 7A) war eine strahlendurchlässige, schwarze Linie (Pfeile) am gekrümmten Flaschenboden entlang der kontrastreichen Grenzfläche zwischen Glas und Flüssigkeit zu sehen. Eine ähnliche Linie (Pfeile) konnte um Luftblasen an den Grenzflächen zu Flüssigkeit bzw. Glas in beiden CT-Rekonstruktionen (siehe Abb. 7B, C) demonstriert werden. Die Pixelmessungen innerhalb der schwarzen Linie waren nicht niedriger als die des benachbarten Objekts.

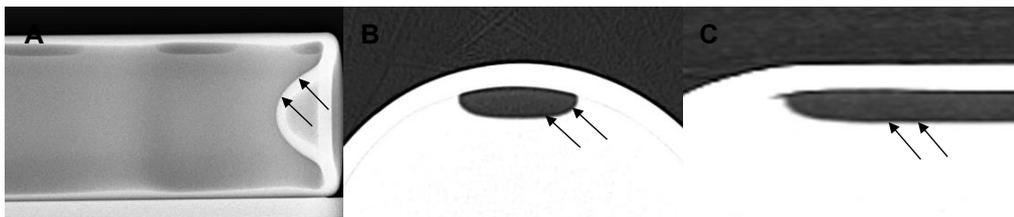


Abb. 7: Experiment Glasflasche (P/2021/008001).

A: laterale Röntgenaufnahme (DR); B: transversale CT-Rekonstruktion (16 Zeilen);
C: sagittale CT-Rekonstruktion

© Bildgebende Diagnostik Vetmeduni

In der untenstehenden Abbildung sind die Röntgenaufnahmen (siehe Abb. 8 A, B) der Glasflasche vor und nach der Manipulation zu sehen. In der Abbildung 8A lag der Faktor MRE bei fünf, während er in der Abbildung 8B eins betrug. Die Reduktion des Verarbeitungsparameters resultierte in einer verminderten Ausbildung der strahlendurchlässigen Linie, die nahezu nicht mehr zu erkennen war (siehe Abb. 8B). Zudem verschwanden die zuvor sichtbaren Ränder des Positionierblocks (siehe Abb. 8B).

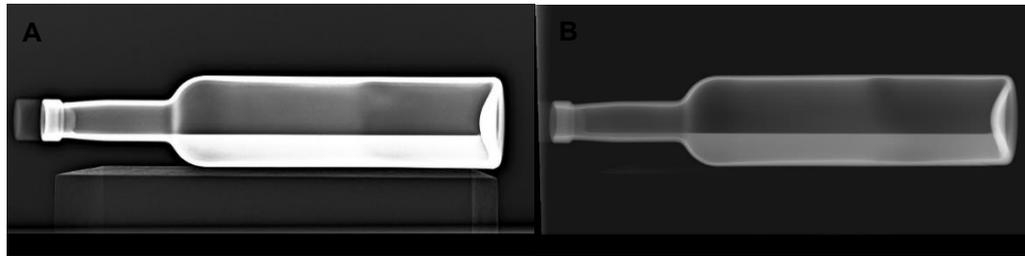


Abb. 8: Manipulation des Verarbeitungsfaktors MRE (P/2021/008001).

A: MRE: 5; B: MRE: 1

© Bildgebende Diagnostik Vetmeduni

5 Diskussion

Diese Studie versuchte das Auftreten und die Charakteristik des Überschwingerartefakts an der Lungen-Zwerchfellgrenze von Katzen zu analysieren. Zudem wurde in Erfahrung gebracht, ob das Phänomen einen Pneumothorax nachahmen könnte. Die Reproduzierbarkeit außerhalb des Patienten und die Manipulation des Artefakts standen ebenso im Interesse dieser Arbeit.

Die Berechnungen der Archivstudie A ergaben im Jahr 2007 eine Inzidenz von 0,97 %, während sie im Jahr 2010 bei 1,55 % lag. Das Wort „Pneumothorax“ wurde also beim Einsatz von digitalen Systemen deutlich häufiger als röntgenologische Diagnose verwendet, als beim Einsatz von analogen Systemen. Dies könnte durch das Überschwingerartefakt bedingt sein, was wiederum die Hypothese erhärten würde, dass dieses Artefakt einen Pneumothorax vortäuschen könnte. Es könnte angenommen werden, dass die beurteilenden Radiologinnen/Radiologen nicht bzw. unzureichend über die Problematik des Überschwingerartefakts Bescheid wussten, vor allem, da der digitale Datensatz aus dem Jahr direkt nach der Umstellung von analogen zu digitalen Systemen stammte und, wie Lo und Puchalski (2008) erwähnten, das Überschwingerartefakt ein spezifisches Phänomen des digitalen Verfahrens darstellt (Lo und Puchalski 2008).

Im Zuge der Archivstudie B war im Röntgenbild eine schwarze, dichterereduzierte Linie mit variabler Breite an der Lungen-Zwerchfellgrenze bildgebend. Oestmann et al. (1991) beschrieben das Überschwingerartefakt ebenso als Region reduzierter Röntgendichte. Es tritt an Grenzflächen von Objekten mit hohen Dichtedifferenzen auf (Oestmann et al. 1991). Die Lungen-Zwerchfellgrenze ist solch eine Region, da sich die Lunge unter physiologischen Bedingungen gasdicht und das Zwerchfell weichteildicht darstellen. Bei Vorhandensein einer pathologischen Menge an intrapleuraler Flüssigkeit verschwand das Phänomen. Dies lag vermutlich daran, dass der Dichtesprung zwischen Lunge und Zwerchfell durch die Anwesenheit einer größeren Menge an Flüssigkeit zu gering war, um das Phänomen auszulösen. Die Annahme von Solomon et al. (1991), dass das Artefakt am Zwerchfell eine Verkalkung und somit eine Asbestexposition nachahmen könnte (Solomon et al. 1991), kann nicht verifiziert werden.

Entlang der Herzsilhouette sowie an anderen Grenzflächen mit großen Dichtesprüngen wurde das Phänomen ebenso festgestellt. Auf jene Bereiche wird jedoch nicht weiter eingegangen, da diese nicht den Fokus der Arbeit entsprechen.

Mit jeder erneuten Beurteilung der Röntgenbilder stieg die Anzahl der Artefakt-Diagnosen an, während freie intrapleurale Luft immer häufiger ausgeschlossen wurde. Ob es sich tatsächlich um das Artefakt und nicht um einen Pneumothorax handelte, konnte im Zuge dieser Archivstudie nicht beantwortet werden. Hierfür wären CT-Rekonstruktionen notwendig gewesen. Die CT stellt nämlich aufgrund hoher Sensitivität und Spezifität den Goldstandard für die Feststellung eines Pneumothorax dar (Wall et al. 1983, Goodman et al. 1999). Die formulierte Hypothese, dass das Artefakt einen Pneumothorax vortäuschen könnte, kann daher mithilfe dieser Archivstudie weder belegt noch entkräftet werden.

Die bei unsicheren Fällen auftretenden Diskrepanzen zwischen den beurteilenden Radiologinnen zeigten, dass die Entscheidungsfindung durch Subjektivität gekennzeichnet war. Um diesem Problem entgegenzuwirken und eine sichere Diagnose zu stellen, müsste die CT als Goldstandard eingesetzt werden.

Eine weitere Einschränkung dieser Studie ist, dass der Datensatz von nur einer Radiologin, bei Unsicherheiten von zwei, begutachtet wurde. Trotz der langjährigen Erfahrung der Radiologinnen, ist die geringe Anzahl an Betrachterinnen als Schwachpunkt anzusehen.

Angesichts der auftretenden Unsicherheiten und Problemen, ist diese Archivstudie als Versuch einer retrospektiven Analyse mit Limitationen anzusprechen.

In Archivstudie C wurde eine schwarze, dichterereduzierte Linie unterschiedlicher Breite nicht nur in der digitalen Radiographie, sondern auch in der CT demonstriert. Dabei folgte die dichterereduzierte Linie der Lunge entlang kontrastreicher Grenzflächen. Die Charakteristik der beobachteten Linie im Röntgen entspricht den Beschreibungen von Oestmann et al. (1991), was bereits zuvor diskutiert wurde. Es konnten keine Studien gefunden werden, in denen das Artefakt in der CT entlang der Lunge beschrieben wurde. Lediglich die Studie von Drees et al. (2009) stellte das Phänomen entlang der knöchernen Wirbelsäule in CT-Rekonstruktionen eines Hundes fest. Auf Höhe der Bandscheiben wurde die Linie unterbrochen (Drees et al. 2009). Bei dieser Studie konnte eine Unterbrechung durch pulmonale Verdichtungen beobachtet werden. Dies spricht dafür, dass es sich bei der beschriebenen Linie um das Überschwingerartefakt handelt. Die durchgeführten Pixelmessungen entsprachen den Werten des benachbarten Lungengewebes. Auch dies korreliert mit dem Überschwingerartefakt.

Im Kapitel 4.1.3.5 wurde das Bilderpaar einer Katze, welche eine traumatisch bedingte Verletzung aufwies, evaluiert. Dabei wurde ein Pneumothorax diagnostiziert, was nachfolgend durch eine CT-Rekonstruktion widerlegt werden konnte. Die Hypothese, dass der Rebound-

Effekt an der Lungen-Zwerchfellgrenze im Röntgen einen Pneumothorax vortäuschen könnte, ist damit bestätigt. Außerdem wird durch diesen Fall die Annahme bekräftigt, dass bei Patienten mit traumatischem Hintergrund und gleichzeitigem Auftreten des Überschwingerartefakts Radiologinnen/Radiologen zu der röntgenologischen Diagnose „Pneumothorax“ verleiten werden. Die Tatsache, dass ein Pneumothorax meist durch ein Trauma ausgelöst wird (Myer 1978, Suter 1984), könnte hier eine entscheidende Rolle spielen. Radiologinnen/Radiologen nehmen eventuell dadurch das Artefakt falsch wahr und interpretieren es als Pneumothorax. Die Feststellung von Doubilet und Herman (1981), dass eine suggestive Anamnese zu einer Erhöhung der falsch positiven Diagnosen führen kann (Doubilet und Herman 1981), kann mit dieser Problematik in Verbindung gesetzt werden. Auch Griscom (2002) ist der Meinung, dass die Krankengeschichte zwar hilfreich ist, sie Radiologinnen/Radiologen jedoch in die Irre führen kann (Griscom 2002). In dieser Studie konnte beobachtet werden, dass nicht nur die Anamnese, sondern auch weitere Befunde, die auf ein Trauma hindeuteten, eine Rolle spielen könnten.

Bei dem im Kapitel 4.1.3.5 beschriebenen Fall diagnostizierte die Erstradiologin das Überschwingerartefakt, während die Zweitradiologin einen Pneumothorax zu sehen glaubte. Dies deutet erneut auf die Subjektivität der röntgenologischen Beurteilung hin und unterstreicht abermals die Wichtigkeit der CT als Goldstandard.

In dieser Studie konnte das Artefakt ausschließlich mit einem nicht-punktionswürdigen Pneumothorax verwechselt werden. Dieser ist laut Thrall (2013) durch eine zarte, schwarze Linie charakterisiert (Thrall 2013), was der Erscheinung des Artefakts ähnelt. Mittel- bis hochgradige Ansammlungen von Luft im Pleuraspalt führen zu Röntgenmerkmalen, die nicht mit dem Überschwingerartefakt gleichzusetzen sind. Aus den in dieser Studie überprüften Fällen lässt sich ableiten, dass die Existenz des Überschwingerartefakts entlang der Lungen-Zwerchfellgrenze ein akademisches, jedoch kein klinisches Problem auslösen könnte.

Der Vergleich von Röntgen- mit CT-Aufnahmen im Zuge dieser Archivstudie hat geholfen, das Artefakt besser zu verstehen, jedoch ist die geringe Anzahl an Begutachterinnen auch bei dieser Studie als Limitation zu werten.

Im Rahmen des Experiments konnte das Phänomen sowohl im Röntgen als auch in der CT erfolgreich reproduziert werden. Es stellte sich wie in den beurteilten Röntgen- und CT-Aufnahmen der Patienten als strahlendurchlässige Linie entlang von Grenzflächen mit hohen Dichtesprüngen dar. Da auch die gemessenen Pixelwerte, jenen des benachbarten Objekts

entsprachen, wird bei der im Phantom auftretenden Linie vom Überschwingerartefakt ausgegangen.

Durch Reduzierung des Verarbeitungsfaktors MRE gelang es, das Artefakt beinahe vollständig zu eliminieren. Bei der Manipulation wurde alleinig der Parameter MRE betrachtet. Das Frequenzverarbeitungsverfahren der Firma Fujifilm Medical Co. ist jedoch von drei verschiedenen Faktoren abhängig (FUJIFILM 2014). Um die beiden anderen Faktoren, die Wechselwirkungen aller drei Parameter zueinander sowie deren gemeinsame Auswirkung auf das Artefakt besser zu verstehen, ist in Zukunft eine Multi-Observer-Studie mit Phantomen notwendig, bei der alle Parameter des Verfahrens miteinbezogen werden. So könnte das Artefakt und dessen Manipulierbarkeit noch detaillierter nachvollzogen werden.

Nicht zu vergessen ist, dass Verarbeitungsalgorithmen und demzufolge das verwendete Frequenzverarbeitungstool MFP firmenspezifisch sind (FUJIFILM 2014). Die Erkenntnisse über die Manipulierbarkeit des Artefakts mittels MRE, welche durch dieses Experiment gewonnen wurden, sind deshalb nicht auf Detektoren anderer Firmen übertragbar.

Der Fakt, dass auch die Aufnahmen dieses Experiments von nur zwei Radiologinnen befundet wurden, resultiert in einer zusätzlichen Einschränkung.

Aus dieser Arbeit geht hervor, dass Radiologinnen/Radiologen über das Überschwingerartefakt im digitalen Röntgen Bescheid wissen sollten, um mögliche falsche Entscheidungen bezüglich Diagnosefindung verhindern zu können.

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es, das Überschwingerartefakt der digitalen Radiographie an der Lungen-Zwerchfellgrenze von Katzen zu evaluieren. Es wurde ermittelt, ob bei dem Einsatz digitaler Systeme häufiger die Diagnose „Pneumothorax“ verwendet wurde als bei dem Einsatz analoger Systeme. Zudem wurde in Erfahrung gebracht, ob das Artefakt einen Pneumothorax vortäuschen und ob Trauma als Vorstellungsgrund Einfluss auf die Diagnosefindung nehmen könnte. Des Weiteren wurde versucht, das Phänomen außerhalb des Patienten zu demonstrieren und es durch Änderung des Verarbeitungsalgorithmus zu manipulieren.

Im Zuge dieser Studie wurden Patienten- und Bilddaten aus dem Tierspitalinformationssystem sowie dem Bildarchiv der Veterinärmedizinischen Universität Wien exportiert. Röntgen- und Computertomographieaufnahmen wurden einer erneuten Befundung unterzogen. Für die Reproduzierbarkeit und Manipulation des Artefakts außerhalb des Patienten wurde ein Experiment mittels Glasflasche durchgeführt.

Das Wort „Pneumothorax“ wurde in der digitalen Radiographie deutlich häufiger als röntgenologische Diagnose verwendet, als in der analogen. Eine schwarze, strahlendurchlässige Linie von variabler Breite war sowohl in Röntgen- als auch in Computertomographieaufnahmen entlang der Lungengrenze bildgebend. Diese befand sich an Grenzflächen von Objekten mit hohen Dichteunterschieden und korreliert mit dem Überschwingerartefakt. Das Artefakt kann als Pneumothorax missinterpretiert werden, vor allem dann, wenn die Patienten aufgrund eines Traumas vorgestellt werden. Dieser Studie zufolge kann das Phänomen zu akademischen, jedoch nicht zu klinischen Problemen führen, da es ausschließlich mit einem nicht-punktionswürdigen Pneumothorax verwechselt wurde. Das Artefakt konnte außerhalb des Patienten erfolgreich repräsentiert und durch die Änderung des Verarbeitungsparameters „Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement“ beinahe vollständig eliminiert werden.

Da der Fokus der Manipulation alleinig auf den Faktor „Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement“ lag und die anderen beiden Parameter des verwendeten Verarbeitungsverfahrens außer Acht gelassen wurden, ist in Zukunft eine Multi-Observer-Studie mit Phantomen erforderlich, bei der alle drei Faktoren berücksichtigt werden.

Das Wissen über das Überschwingerartefakt ist essenziell, um die damit einhergehenden Gefahren, die nach den Ergebnissen dieser Studie akademischer Natur sind, verhindern zu können.

7 Summary

The aim of this study was to evaluate the Überschwinger artefact of digital radiography at the feline lung-diaphragm interface. It was determined whether the diagnosis "pneumothorax" was used more frequently when using digital systems than when using analogue systems. In addition, it was investigated whether the artefact could simulate a pneumothorax and whether trauma as a reason for presentation could influence the diagnosis. Furthermore, an attempt was made to demonstrate the phenomenon outside the patient and to manipulate it by changing the processing algorithm.

In the course of this study, patient and image data were exported from the Animal Hospital Information System and the image archive of the University of Veterinary Medicine Vienna. X-ray and computed tomography images were subjected to a re-diagnosis. For reproducibility and manipulation of the artefact outside the patient, an experiment using a glass bottle was performed.

The word "pneumothorax" was used significantly more often as a radiographic diagnosis in digital radiography than in analogue. A black, radiolucent line of variable width was imaging along the lung border in both X-ray and computed tomography images. This was located at interfaces of objects with high density differences and correlated with the Überschwinger artefact. The artefact can be misinterpreted as pneumothorax, especially when patients present due to trauma. According to this study, the phenomenon can lead to academic but not clinical problems, as this was exclusively mistaken for a low-grade pneumothorax. The artefact was successfully represented outside the patient and almost completely eliminated by changing the processing parameter "Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement".

Since the focus of the manipulation was solely on the factor "Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement" and the other two parameters of the processing method used were disregarded, a multi-observer study with phantoms in which all three factors are considered will be required in the future.

Knowledge of the Überschwinger artefact is essential to prevent the associated dangers, which according to the results of this study are academic in nature.

8 Anhang

8.1 Abkürzungsverzeichnis

bzw.	beziehungsweise
CR	Computed Radiography
CT	Computertomographie
kV	Kilovolt
mAs	Milliampere pro Sekunde
MFP	Multi-Objective Frequency Processing
MRE	Multi-Objective Frequency Processing / Enhancement
TIS	Tierspitalinformationssystem

8.2 Literaturverzeichnis

- Aronson E, Reed AL. 1995. Radiology corner: pneumothorax: ventrodorsal or dorsoventral view: does it make a difference? *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 36(2): 109-110.
- Barrs VR, Swinney GR, Martin P, Nicoll RG. 1999. Concurrent *Aelurostrongylus abstrusus* infection and salmonellosis in a kitten. *Australian Veterinary Journal*, 77(4): 229-232.
- Cooper ES, Syring RS, King LG. 2003. Pneumothorax in cats with a clinical diagnosis of feline asthma: 5 cases (1990–2000). *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care*, 13(2): 95-101.
- Cowen AR, Davies AG, Kengyelics SM. 2007. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. *Clinical Radiology*, 62(12): 1132-1141.
- Doubilet P, Herman PG. 1981. Interpretation of radiographs: effect of clinical history. *American Journal of Roentgenology*, 137(5): 1055-1058.
- Drees R, Dennison SE, Keuler NS, Schwarz T. 2009. COMPUTED TOMOGRAPHIC IMAGING PROTOCOL FOR THE CANINE CERVICAL AND LUMBAR SPINE. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 50(1): 74-79.
- Drost WT. 2011. Transitioning to digital radiography. *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care*, 21(2): 137-143.
- Drost WT, Reese DJ, Hornof WJ. 2008. Digital radiography artifacts. *Vet Radiol Ultrasound*, 49(1 Suppl 1): 48-56.
- FUJIFILM c. 2014. Reference Guide (Image Processing Parameters).
- Goodman TR, Traill ZC, Phillips AJ, Berger J, Gleeson FV. 1999. Ultrasound detection of pneumothorax. *Clinical Radiology*, 54(11): 736-739.
- Grandage J. 1974. The radiology of the dog's diaphragm*. *Journal of Small Animal Practice*, 15(1): 1-18.
- Griffon DJ, Walter PA, Wallace LJ. 1994. Thoracic Injuries in Cats with Traumatic Fractures. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 07: 98-100.
- Griscom NT. 2002. A Suggestion: Look at the Images First, Before You Read the History. *Radiology*, 223(1): 9-10.
- Hartung K, Ludewig E, Tellhelm B. 2010. Röntgenuntersuchung in der Tierarztpraxis : 31 Tabellen. 2., überarb. u. erw. Aufl.. Enke : MVS Medizinverlage Stuttgart.
- Holland M, Hudson J. 2020. Feline diagnostic imaging. Thirst Edition. NJ: Wiley Blackwell.
- Holloway A, McConnell JF. 2013. BSAVA manual of canine and feline radiography and radiology: a foundation manual. Thirst Edition. Gloucester: British Small Animal Veterinary Association.

- Jimenez DA, Armbrust LJ. 2009. Digital radiographic artifacts. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 39(4): 689-709.
- Jiménez DA, Armbrust LJ, O'Brien RT, Biller DS. 2008. Artifacts in digital radiography. *Vet Radiol Ultrasound*, 49(4): 321-332.
- Kern DA, Carrig CB, Martin RA. 1994. RADIOGRAPHIC EVALUATION OF INDUCED PNEUMOTHORAX IN THE DOG. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 35(6): 411-417.
- Kolata RJ. 1981. Management of thoracic trauma. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 11(1): 103-120.
- Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer K-J, Reiser MF, Treitl M. 2007. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. *RadioGraphics*, 27(3): 675-686.
- Liu DT, Silverstein DC. 2014. Feline secondary spontaneous pneumothorax: A retrospective study of 16 cases (2000–2012). *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care*, 24(3): 316-325.
- Lo WY, Puchalski SM. 2008. Digital image processing. *Vet Radiol Ultrasound*, 49(1 Suppl 1): S42-47.
- Mattoon J. 2006. Digital radiography. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 19(03): 123-132.
- McLear RC, Handmaker H, Schmidt W, Walls C, Gottfried S, Siegel E. 2004. 'Überschwinger. or "Rebound effect" Artifact in computed radiographic imaging of metallic implants in veterinary medicine. *Vet Radiol Ultrasound*, 45: 266.
- Milne ME, McCowan C, Landon BP. 2010. Spontaneous Feline Pneumothorax Caused by Ruptured Pulmonary Bullae Associated With Possible Bronchopulmonary Dysplasia. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 46(2): 138-142.
- Mooney ET, Rozanski EA, King RGP, Sharp CR. 2012. Spontaneous pneumothorax in 35 cats (2001–2010). *Journal of Feline Medicine and Surgery*, 14(6): 384-391.
- Myer W. 1978. Pneumothorax: A Radiography Review. *Veterinary Radiology*, 19(1): 12-15.
- Oestmann JW, Prokop M, Schaefer C, Galanski M. 1991. Hardware and software artifacts in storage phosphor radiography. *Radiographics*, 11(5): 795-805.
- Ohlerth S, Scharf G. 2007. Computed tomography in small animals – Basic principles and state of the art applications. *The Veterinary Journal*, 173(2): 254-271.
- Prokop M, Schaefer-Prokop CM. 1997. Digital image processing. *Eur Radiol*, 7(11): 73-82.
- Schaefer-Prokop CM, De Boo DW, Uffmann M, Prokop M. 2009. DR and CR: Recent advances in technology. *European Journal of Radiology*, 72(2): 194-201.

Solomon SL, Jost RG, Glazer HS, Sagel SS, Anderson DJ, Molina PL. 1991. Artifacts in computed radiography. *American Journal of Roentgenology*, 157(1): 181-185.

Suter PF. 1984. *Thoracic radiography : a text atlas of thoracic diseases of the dog and cat.* Wettswill : Suter.

Tan TH, Boothroyd AE. 1997. Uberschwinger artefact in computed radiographs. *Br J Radiol*, 70(832): 431.

Thrall DE. 2013. *Textbook of veterinary diagnostic radiology.* Sixth edition. St. Louis, Mo.: Elsevier Saunders.

Tidwell AS. 1999. Advanced imaging concepts: A pictorial glossary of CT and MRI technology. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, 14(2): 65-111.

Tseng LW, Waddell LS. 2000. Approach to the patient in respiratory distress. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, 15(2): 53-62.

Wall SD, Federle MP, Jeffrey RB, Brett CM. 1983. CT diagnosis of unsuspected pneumothorax after blunt abdominal trauma. *American Journal of Roentgenology*, 141(5): 919-921.

Walz-Flannigan A, Magnuson D, Erickson D, Schueler B. 2012. Artifacts in digital radiography. *AJR Am J Roentgenol*, 198(1): 156-161.

White HL, Rozanski EA, Tidwell AS, Chan DL, Rush JE. 2003. Spontaneous pneumothorax in two cats with small airway disease. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 222(11): 1573-1575.

Widmer WR. 2008. ACQUISITION HARDWARE FOR DIGITAL IMAGING. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 49(s1): S2-S8.

8.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Lagerungsbild der dorsoventralen (A) und lateralen (B) Röntgenaufnahme der Glasflasche	27
Abb. 2: Bilderpaar eines Katzenthorax mit Lungenknoten (T/2021/003716).	29
Abb. 3: Bilderpaar eines Katzenthorax mit milder, chronischer Lungenerkrankung (T/2021/011354).	29
Abb. 4: Bilderpaar eines Katzenthorax mit schwerer, chronischer Lungenerkrankung (T/2020/000465).	30
Abb. 5: Bilderpaar eines Katzenthorax mit Lungenknoten und Lungenfissur (T/2018/005148).	30
Abb. 6: Röntgenbilder eines Katzenthorax mit der Fehldiagnose Pneumothorax (T/2012/009945).	31
Abb. 7: Experiment Glasflasche (P/2021/008001).	31
Abb. 8: Manipulation des Verarbeitungsfaktors MRE (P/2021/008001).	32

8.4 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Eigenschaften von analoger und digitaler Radiographie im Vergleich, nach Mattoon (2006) und Widmer (2008)	13
---	----