Aus dem Department für Kleintiere und Pferde der Veterinärmedizinischen Universität Wien Klinische Abteilung für Bildgebende Diagnostik Leiter: Univ.-Prof. Dr. med. vet. habil. Eberhard Ludewig

Vergleichende röntgenologische Untersuchungen zum Zieldosisindikator eines indirekten Flachbilddetektors an drei Katzen – eine erweiterte Fallstudie

Diplomarbeit

Wissenschaftliche Arbeit zur Erlangung des akademischen Grades MAGISTER MEDICINAE VETERINARIAE

Veterinärmedizinische Universität Wien

vorgelegt von

Michael Trabitsch

Wien, im Juli 2022

Wissenschaftliche Betreuung:

Ao. Univ. Prof. Dr. Sibylle Kneissl Klinische Abteilung für Bildgebende Diagnostik Department für Kleintiere und Pferde Veterinärmedizinische Universität Wien

Gutachter:

Ao. Univ. Prof. Dr. Christian Peham Klinische Abteilung für Pferdechirurgie Universitätsklinik für Pferde Veterinärmedizinische Universität Wien

Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, Michael Trabitsch, dass ich diese Diplomarbeit eigenständig verfasst habe und sie nicht an anderer Stelle eingereicht, oder veröffentlicht wurde. Es wurden keine anderen, als die erwähnten Hilfsmittel und Literaturstellen einbezogen. Ich habe die entscheidenden Arbeiten selbst durchgeführt und alle zuarbeitend Tätigen mit ihrem Beitrag zur Arbeit angeführt.

1	Zusammenfassung und Abstract					
	1.1	Zusammenfassung				
	1.2	Abstract	viii			
2	Einl	eitung und Fragestellung	1			
	2.1	Vorwort	1			
	2.2	Digitale Radiographie in der Veterinärmedizin	2			
	2.2.	1 Speicherfoliensysteme (CR-Systeme)	2			
	2.2.2	2 Digital radiography (DR-Systeme)				
	2.2.2	3 Dynamikumfang, Signal-Rausch-Verhältnis und Bildrauschen	4			
	2.2.4	4 Quantenwirkungsgrad	5			
	2.2.3	5 Zieldosisindikator				
	2.2.0	6 Strahlenschutz in der Veterinärmedizin				
	2.3	Ziele der Arbeit bzw. Forschungsfrage				
3	Mat	aterial und Methoden				
	3.1	Voruntersuchungen				
	3.2	Tiere				
3.3 Röntgenphantom		Röntgenphantom				
	3.4	Flachbilddetektor	14			
	3.5 Röntgenapparat		15			
	3.6 Durchführung der Röntgenuntersuchungen					
	3.7	Datenerhebung und -auswertung				
	3.8	Röntgensoftware				
4	Erge	ebnisse				
5	Disk	cussion				
	5.1	Der "optimale" S-Wert				
	5.2	Bilderserien- und Tierzahl				
	5.3	Auftauungsartefakt				
	5.4	Interspezifische Übertragung des "optimalen" S-Wertes				
	5.5 Der Zieldosisindikator und weitere Modelle zur Dosisreduktion in der					
	Veterin	närmedizin				
6	Abk	ürzungsverzeichnis	a			
7	Abbildungs-/Tabellennachweis/Formelverzeichnisc					

1 Zusammenfassung und Abstract

1.1 Zusammenfassung

Der Zieldosisindikator bzw. S-Wert gibt die Menge an Strahlung an, die der Detektor aufnimmt. Demnach ist der S-Wert ein wichtiges Werkzeug um in einer (veterinär)medizinischen Einrichtung Strahlenschutz und zugleich hohe Bildqualität garantieren zu können.

Das Ziel dieser Arbeit war S-Werte für Röntgenbilder von Menschen mit jenen von Katzen zu vergleichen. Für sieben Körperregionen (Kopf, Oberarm und Ellbogen bzw. Oberschenkel und Knie, Unterarm und Handgelenk bzw. Unterschenkel und Sprunggelenk, Mittelhand und Finger bzw. Mittelfuß und Zehen, Brustkorb, Bauch, Becken) wurden 14 Bilderserien von Katzenkadavern mit variierenden Röhrenspannungs- und Röhrenstromstärke Werten für einen indirekten Flachbilddetektor (X-DR XL WiFi Gen 2./EXAMION GmbH, Deutschland) angefertigt. Von allen Regionen wurden Grundbilderpaare angefertigt. In der Folge wurden optimal belichtete Röntgenbilder mit Hilfe eines Punkteschemas, das den Grauwert von Knochen, Weichteilen und eines gleichzeitig abgebildeten Röntgenphantoms berücksichtigt, selektiert.

Die S-Werte für die selektierten Röntgenaufnahmen lagen zwischen 391 und 1240 und Projektionsübergreifend im Mittel bei 568. Die firmenseitig bereit gestellten S-Werte des Menschen liegen zwischen 400 und 800. Die ermittelten Resultate zeigen Übereinstimmung der S-Werte des Menschen mit denen der Katze.

Die Ergebnisse dieser Arbeit untermauern spezies-übertragbare Zieldosisindikatorrichtwerte und helfen den Anwender:innen Fehlbelichtungen zu reduzieren.

1.2 Abstract

The exposure indicator or S-value indicates the amount of radiation that the detector absorbs. Accordingly, the S-value is an important tool to be able to guarantee radiation protection and at the same time high image quality in a (veterinary)-medical facility.

The aim of this study was to compare S-values for radiographs of humans with those of cats. For seven body regions (head, upper arm and elbow respectively (resp.) thigh and knee, forearm and wrist resp. lower leg and hock joint, *metacarpus* and fingers resp. *metatarsus* and toes, *thorax, abdomen, pelvis*) 14 image series of cat carcasses with varying tube voltage and tube current values for an indirect flat panel detector (X-DR XL WiFi Gen 2./EXAMION GmbH, Germany) were made. Orthogonal x-ray images were acquired from all regions. Subsequently, optimally exposed x-ray images were selected using a point scheme that considers the gray value of bones, soft tissues and an x-ray phantom imaged at the same time.

The S-values for the selected x-rays were between 391 and 1240 and on average 568 across all projections. The S-values for humans provided by the company are between 400 and 800. The results obtained show that the S-values for humans correspond with those of the cat.

The results of this work underpin species-transferable exposure indicator values and help users to reduce incorrect exposure.

2 Einleitung und Fragestellung

2.1 Vorwort

Ich möchte mich bei meinen Freund:innen, sowie Studienkolleg:innen für die vergangenen sechs Jahre voller Freude und Wissen, Hochs und Tiefs herzlich bedanken. Ihr habt diese Zeit für mich zu einer unvergesslichen gemacht!

Ganz besonders möchte ich mich aber bei meiner Familie bedanken, welche mich durch dieses Studium, sowie während des Entstehungsprozesses dieser Diplomarbeit begleitet hat und mir immer zur Seite gestanden ist und ohne die all dies keinesfalls möglich gewesen wäre. Ihr habt mir immer die notwendigen Möglichkeiten gegeben, um meine Leidenschaften und Ziele verfolgen zu können, dafür bin ich euch unendlich dankbar.

Außerdem möchte ich mich bei Frau Karin Kurz, sowie ihrem gesamten (EXAMION GmbH, Deutschland) Team für die Kommunikation und Bereitstellung der Humanbelichtungsdaten, bzw. S-Werte bedanken.

Weiterer Dank gilt Herrn Johann Ryschawy für die Mithilfe bei der gemeinsamen Durchführung der praktischen Tätigkeiten und Datenerhebung. Johann hat mir in diesen Tagen die praktische Radiologie mit seiner langjährigen Erfahrung auf humorvolle Art und Weise nähergebracht.

Weiters bedanke ich mich bei meinem Onkel, Herrn Dr. med. vet. Michael Stremnitzer für seine Unterstützung, sowie Frau Mag. med. vet. Daniela Posch und ihrem Team für die Betreuung im Röntgenraum vor Ort.

Ein großes Dankeschön gilt Frau Mag. med. vet. Michaela Klingler, sowie Herrn Mag. med. vet. Ben Frank und Herrn Mag. med. vet. Matthias Seeber, welche sich die Zeit genommen haben, ihr Wissen sowie ihre auf dem Gebiet der Radiologie gewonnenen Erkenntnisse mit mir zu teilen.

Abschließend bedanke ich mich herzlich bei Frau Ao. Prof. Dr. Sibylle Kneissl für die stetige Unterstützung und Betreuung der Arbeit, sowie die Auswertung der Daten. Frau Professor Kneissls geduldige und lösungsorientierte Herangehensweise an während des Entstehungsprozesses aufgetretener Probleme, habe ich sehr zu schätzen gelernt. Sie hatte immer ein offenes Ohr für meine Fragen und hat sich stets um eine rasche Kommunikation bemüht.

2.2 Digitale Radiographie in der Veterinärmedizin

Mit dem Beginn des 21. Jahrhunderts stellten viele veterinärmedizinische Einrichtungen ihre Röntgensysteme auf digitale Radiographiesysteme um (1). Benutzte man zuvor noch hauptsächlich Film-Folien-Systeme, so finden heutzutage großteils digitale Systeme (Speicherfoliensysteme (CR), Flachbilddetektoren/digitale Radiographie (DR)) ihre praktische Anwendung in der Tiermedizin (1). Digitale Systeme bieten analogen Systemen gegenüber Vorteile und ermöglichen eine Verbesserung des radiologischen Tätigkeitsbereichs. (2) Einige der Vorteile der digitalen Radiographie liegen in dem großem Dynamikumfang, der Möglichkeit der Nachbearbeitung des Bildmaterials, der Möglichkeit das Röntgenbild auf verschiedenen Endgeräten zu betrachten und in der vergleichsweise einfachen Lagerung bzw. Aufbewahrung des angefertigten Bildmaterials. Ihr großer Dynamikumfang ist bei inkorrekter Anwendung zugleich auch ihr Hauptnachteil. Durch diesen besitzen digitale Systeme eine sehr große Toleranz gegenüber Überbelichtung (2). Diese Überbelichtung geht jedoch zu Lasten des Patienten, sowie der zugehörigen Haltepersonen, welche somit in den meisten Fällen ungerechtfertigt einer erhöhten Menge Strahlung ausgesetzt werden. Besonders kritisch muss in diesem Zusammenhang der Strahlenschutz für Haltepersonen und die zu untersuchenden Tiere (3-5) betrachtet werden. Aufgrund des großen Dynamikumfangs und der digitalen Bildkorrektur ist der Zusammenhang zwischen Überexposition und Überbelichtung dem finalen Röntgenbild nicht direkt anzusehen. In den folgenden Absätzen werden Funktionsweisen sowie Unterschiede von CR- und DR-Systemen erläutert.

2.2.1 Speicherfoliensysteme (CR-Systeme)

CR-Systeme ähneln in Anwendbarkeit und Funktion analogen Systemen (6). Hier reagiert eine, auf einer Röntgenplatte aufgetragene photostimulierbare Phosphorschicht (PSP) mit elektromagnetischerbzw. Gammastrahlung. **CR-Systeme** werden auch als "Speicherfoliensysteme" bezeichnet. Die PSP bei CR-Systemen besteht idR. aus einer Bariumfluorohalogenidschicht, in welcher Elektronen durch Stimulation von elektromagnetischer Strahlung auf ein höheres Energieniveau angehoben werden. Die Röntgenplatte befindet sich in einer Röntgenkassette, welche die PSP vor äußeren Einwirkungen (Lichtverschmutzung, mechanische Beschädigung, etc.) schützen soll. Nach der Belichtung wird die Kassette in ein Lesegerät eingebracht. In diesem werden die in der PSP angeregten Elektronen mit Hilfe eines Infrarotlasers in ihr ursprüngliches, energiearmes Stadium zurückgeführt. Bei diesem Vorgang emittieren die zuvor angeregten Elektronen Licht im Blaubereich, welches durch einen Lichtleiter in einen Photoelektronenvervielfacher übergeleitet und verstärkt wird. Abschließend wird die gewonnene analoge, in eine digitale Information konvertiert und es entsteht ein Bild auf dem Monitor. Im Anschluss wird die PSP mit einem intensiven weißen Licht beleuchtet und somit werden auch die restlichen Elektronen in ihren Ausgangszustand überführt. Die Platte ist danach wieder einsatzbereit (6).

2.2.2 Digital radiography (DR-Systeme)

DR-Systeme können in direkte und indirekte Radiographieverfahren unterteilt werden, wobei im Folgenden besonderes Augenmerk auf direkte Verfahren gelegt wird.

Bei direkten Verfahren wird zwischen indirektem Flachbilddetektorsystem, direktem Flachbilddetektorsystem, sowie Systemen mit ladungsgekoppeltem Bauteil (Charge Coupled Device Imaging (CCD)), unterschieden (7).

Bei indirekten Flachbilddetektoren trifft Röntgenstrahlung ebenfalls zuerst auf eine PSP, wird aber anschließend auf eine Photodiode weitergeleitet, welche aus amorphem Silicium (a-Si:H) besteht. Diese Photodiode transformiert die Lichtinformation in elektrische Spannung, welche schließlich zu einer dritten Schicht, bestehend aus dünnen Flachbildtransistoren, transferiert wird. Diese Ebene besteht aus einer Matrix von kleinen Detektorelementen (DEL). Jedes dieser Elemente besteht aus einer Pixelfläche, einer Speichereinheit und einem Schalter und ist schlussendlich für die Erzeugung eines Pixels bzw. picture elements verantwortlich. Die Speichereinheit verwahrt die auf das DEL treffende Information (elektrische Spannung), der Schalter ist für die Weitergabe an das Computersystem verantwortlich (8, 9). Eine wichtige Eigenschaft der Pixelfläche ist ihr Füllfaktor. Der Füllfaktor gibt an, wie groß der Anteil der Fläche des DEL für Bildinformation genutzt wird und kann in Form eines Prozentwerts angegeben werden, wobei ein Füllfaktor von beispielsweise 80 % angibt, dass 20 % der Fläche mit elektronischen Bauteilen belegt ist. Dieser ist maßgeblich für die Auflösung des Röntgenbildes. Je größer der Füllfaktor, desto höher sind auch Auflösung, sowie Kontrast des Bildes (10).

CCD-Systeme beinhalten ein lichtempfindliches Bauteil, mit welchem je nach Bauweise, zweidimensionale Bilder verschiedenen Ursprungs (sichtbare Wellenlänge, nah-Infrarot-, Ultraviolett, UV- und Röntgenstrahlung) eingefangen werden können. Diesem vorgeschalten werden an erster Stelle eine PSP (idR. mit einer Beschichtung aus Cäsiumiodid (CsI), silber-aktiviertem Zinksulfid (ZnS:Ag), Natriumiodid (NaI), Scheelit bzw. Calciumwolframat (Ca[WO₄]) oder Terbium dotiertem Gadolinium-Oxysulfid (Gd₂O₂S:Tb) (11), welche die auftreffende Röntgenstrahlung stoppt und wiederum in sichtbares Licht umwandelt. Anschließend wird das Licht über eine Fiberoptik zu einer Linse geleitet, dort fokussiert und schlussendlich zum CCD geleitet und dort mit Hilfe eines Sensorchips gewonnen. Danach wird die Bildinformation auf dieselbe Art und Weise weiterverarbeitet, wie bei einem CR-System. Als Resultat erhält man ein Bild von guter Auflösung, mit bis zu 5 Linienpaaren pro mm (lp/mm) (7, 6).

2.2.3 Dynamikumfang, Signal-Rausch-Verhältnis und Bildrauschen

Im Vergleich mit analogen Systemen (1:30) weisen digitale (1:10.000 und mehr) einen größeren Dynamikumfang auf, weshalb optisch keine direkte Korrelation zwischen Belichtungsdosis und optimaler Belichtung besteht. Es ist demnach möglich mit wesentlich geringerer Strahlenexposition ein vergleichbar gut belichtetes Röntgenbild zu generieren. Werden digitale Systeme hingegen unterbelichtet, so nimmt das Signal-Rausch-Verhältnis ab und das Bild beginnt "grieselig" bzw. "körnig" zu werden und das Bildrauschen nimmt zu. Mit steigendem Bildrauschen nimmt schließlich die Detaildarstellbarkeit des Bildes ab (12).

Das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) beschreibt das Verhältnis von verwertbarem Signal zu totalem Störsignal in einem Röntgenbild. Das SNR ist abhängig von der Menge an auf den Detektor auftreffender Strahlung und dem Quantenwirkungsgrad (DQE) des Detektors (10). Das SNR ist einer der wichtigsten Parameter, um beschreiben zu können, wie gut ein Objekt vom Untersucher wahrgenommen werden kann. Wenn das SNR \geq fünf ist, ist die Wahrscheinlichkeit sehr hoch, dass ein definiertes Objekt in einem Röntgenbild wahrgenommen werden kann. Je mehr sich die SNR gegen null annähert, desto schwerer wird

es für den Untersucher das Objekt zu erkennen. Diese Erkenntnis wird nach dem USamerikanischen Physiker Alber Rose auch als "Rose-Kriterium" bezeichnet (8). Bildrauschen findet seine Einteilung in Quanten- und Systemrauschen (13) und wird vom Untersucher als "körnige" bzw. "grieselige" Erscheinungen im Bild beschrieben. Das Quantenrauschen ist für den größten Teil des Bildrauschens verantwortlich (13). Quantenrauschen entsteht, wenn am Bildempfänger (IR) nicht ausreichend Information (Photonen) zur Verarbeitung vorliegt. Als Lösung des Problems muss die Anzahl an eintreffender Information (Röntgenstrahlung), durch eine Steigerung der Milliamperesekunden (mAs) am Röntgengerät, erhöht werden (10). Systemrauschen ist das Resultat von ungewünschten Signalen durch den standardmäßigen

Betrieb des Systems. Es handelt sich um Hintergrundinformation, welche nicht positiv zur Bildqualität beiträgt, vergleichbar mit dem "white noise", welches hörbar ist, wenn zwischen Radiosendern gewechselt wird (10).

2.2.4 Quantenwirkungsgrad

Der Quantenwirkungsgrad (DQE) ist eine Kennzahl für die Sensitivität und Genauigkeit, mit der der IR die auf ihn auftreffende Röntgenstrahlung verwerten kann (10). Der DQE ist abhängig von dem SNR, dem Quantenrauschen und dem Systemrauschen. Je höher die Zahl, desto besser erfolgt die Verwertung der auftreffenden Röntgenstrahlung. Digitale Radiographiesysteme haben eine DQE von 0,3–0,7 (30–70%). Daraus lässt sich schlussfolgern, dass Detektoren mit einer hohen DQE weniger Strahlung für eine optimale Belichtung benötigen, als Detektoren mit niedriger DQE (10). Je höher die DQE, desto besser ist das SNR des Detektors (13). Es gilt jedoch zu beachten, dass für Detektoren mit hoher DQE nicht immer niedrige Strahlungsdosen für eine optimale Belichtung ausreichen, da die Bildqualität noch von vielen weiteren Faktoren beeinflusst wird (10). Der Quantenwirkungsgrad wird als Standard angesehen, mit dem in wissenschaftlichem Zusammenhang die Leistung eines Detektors beurteilt werden kann (8).



Abb. 1: Quantenwirkungsgrad in Anlehnung an Adler et. al. (10).

Über-, bzw. unterbelichtete Aufnahmen stellen sich in digitalen Systemen aufgrund des großen Dynamikumfangs, sowie der automatischen Softwarekorrektur oft nicht sofort als solche dar. Daraus resultiert, dass Untersucher besonders nach dem Umstieg von analogen auf digitale Systeme zur Überexposition des Patienten neigen. Aus diesen Gegebenheiten hat sich der Begriff "Exposure Creep" herauskristallisiert, der den kontinuierlichen Anstieg der Patientendosen im Zusammenhang mit digitalen Systemen beschreibt (14, 15).



Abb. 2: Röntgenbild eines Oberschenkels einer Katze aus der Versuchsreihe im Seitenvergleich: Links überbelichtet (60 kV, 6 mAs), rechts optimal belichtet (55 kV, 2,0 mAs). Trotz markanter Belichtungsunterschiede zeigen sich kaum Kontrast bzw. Bildumfangsveränderungen.

Folglich wurde im Hinblick auf den Strahlenschutz im Zusammenhang mit digitalen Systemen nach einer Lösung gesucht, welche dem Röntgenpersonal direkte Rückmeldung über die eingesetzte Strahlendosis und der damit erreichten Bildqualität gibt, mit dem Ziel, ein diagnostisches Bild zu generieren und gleichzeitig die Patientendosis so niedrig als technisch möglich zu halten (16).

2.2.5 Zieldosisindikator

Der Zieldosisindikator oder auch "Exposure Index" (EI), gibt die Menge an Strahlung an, die der Detektor bzw. IR aufnimmt (10). Demnach ist der EI ein wichtiges Werkzeug um in einer (veterinär)medizinischen Einrichtung Strahlenschutz und zugleich hohe Bildqualität garantieren zu können (16). Der EI ist abhängig von der belichteten Fläche, dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt und der Strahlenabschwächung durch das belichtete Objekt bzw. der tatsächlich am IR ankommenden Strahlung. Der EI stellt ein wichtiges Werkzeug für die Beurteilung der Bildqualität, aber auch für die Beurteilung der auf den Patienten eingewirkten Strahlung und demnach des Strahlenschutzes dar (10). Aus der kontinuierlichen Überbelichtung und der daraus resultierenden erhöhten Strahlenexposition der Patienten entstand der bereits zuvor genannte Begriff "Exposure Creep" (14, 15). Durch die Identifizierung (17), sowie die Erkenntnis der Existenz dieses Phänomens (15) konnten Lösungen, welche sich Anhand der ALARA (,,as slow as reasonably achievable/acceptable") -Prinzipien orientieren (18), entwickelt werden. Je nach Autor und Möglichkeiten der medizinischen Einrichtung werden unter anderem verschiedene Formen des bereits zuvor ausgeführten EI, in Kombination mit einem auf dem Gebiet der Radiologie ausreichend geschulten Personal als Lösung des Problems beschrieben (18, 19, 15).

Der erste EI wurde von der Firma (FUJIFILM Corporation, Japan) entwickelt (14). Schließlich zogen die Detektorhersteller nach und entwickelten ihre eigenen herstellerspezifischen Indikatorsysteme, welche unterschiedlich kalkuliert werden (10). Der Zieldosisindikator wurde durch eine Initiative der "International Electronica Commission" 2008 und der "Task Group 116" der "American Association of Physicists in Medicine" 2009 standardisiert. (14) Er wird aus den sogenannten "Rohdaten" ermittelt. Diese sind Daten, welche nach einer ersten, unausweichlichen digitalen Bildkorrektur entstehen, welche für jedes Pixel individuell erfolgt. Hier werden beispielsweise erste Bildverstärkungsmaßnahmen durchgeführt, oder zu dunkle Pixel korrigiert (14). Nach dieser Vorkorrektur sind die Daten bereit für die eigentliche Bildverarbeitung und werden demnach als "for processing pixels" oder "Q" -Werte bezeichnet. Diese Daten unterlaufen danach eine Segmentierung, bei welcher die Software Pixel, die für den Endnutzer von Bedeutung sind, zu identifizieren versucht. Diese sind in der Regel patientenbezogen, es sind also Pixel mit Informationen über anatomische Strukturen. Aus diesen Daten wird anschließend der Zieldosisindikatorwert erhoben (14).

Je nach Hersteller werden verschiedene Kategorisierungen eingesetzt. Eine davon ist die "Sensitivity Number", oder auch "S-Wert" genannt. Hierbei handelt es sich um einen einheitlosen Wert, welcher negativ proportional zur Belichtung ist (Fujifilm Medical Systems 2004, (10) (hohe S-Werte signalisieren eine Unterbelichtung). Ein S-Wert von 200 ist das Produkt von ungefähr 1 Milliröntgen (mR) an auf dem IR ankommender Strahlung. Optimal belichtete Detektoren der Firma (FUJIFILM Corporation, Japan) produzieren S-Werte zwischen 150 und 250 (10).

Die "optimalen" S-Werte der Firma (EXAMION GmbH, Deutschland) für den in den Versuchsreihen eingesetzten Detektor beziehen sich ausschließlich auf humanmedizinische Anwendungen und belaufen sich nach Firmenempfehlungen für Extremitätenprojektionen auf 400-800. Für Aufnahmen mit Belichtungsautomatik, welche vorwiegend für Projektionen im Stamm angewendet werden, wird eine Detektordosis von 3 μ Gy als Abschaltdosis eingestellt. Diese entspricht einem S-Wert von 666. Für die in Zwei-Punkt-Technik, ohne Belichtungsautomatik belichteten Extremitätenaufnahmen, liegt der S-Wert in der Regel etwas unter 666.

Der S-Wert errechnet sich somit nach Angaben der Firma (EXAMION GmbH, Deutschland) wie folgt:

$$S - Wert = \frac{2000}{Detektordosis} => Detektordosis = \frac{2000}{S - Wert}$$

Formel 1: Formel zur Errechnung des S-Werts bzw. der Detektordosis der Firma (EXAMION GmbH, Deutschland).

2.2.6 Strahlenschutz in der Veterinärmedizin

In Österreich ist der Strahlenschutz im Allgemeinen über das Strahlenschutzgesetz (StrSchG.) (20) in Verbindung mit der allgemeinen Strahlenschutzverordnung (AllgStrSchV.) (21) geregelt. Zum Schutz von Personen vor Schäden durch Anwendung ionisierender Strahlung im Bereich der Medizin wird in der AllgStrSchV. unter § 1 auf die Medizinische Strahlenschutzverordnung (MedStrSchV.) (22) verwiesen und unter Abschnitt 16, § 42 "Anwendung ionisierender Strahlung in der Veterinärmedizin" ausgeführt. Dieser Paragraf verweist auf mehrere Abschnitte, sowie Paragrafen aus dem Humanmedizinischen Teil der Verordnung, welche auch in der Veterinärmedizin ihre Anwendungen finden. Er beschränkt sich allerdings auf den "Schutz von Personal und sonstigen Personen", auf welchen in §§ 13 und 29 eingegangen wird. Die im August 2020 im Zuge des aktuell geltenden StrSchG. erschienene Novelle der MedStrSchV., bringt keine Änderungen des Abschnitt 16, § 42 "Anwendung ionisierender Strahlung in der Veterinärmedizin" mit sich.

Der Schutz der zu untersuchenden Tiere erfolgt in Österreich lediglich durch das Tierschutzgesetz, welches diese unter § 5 durch das "Verbot der Tierquälerei" schützt.

Ein expliziter Verweis bzw. eine Erwähnung im Zusammenhang mit Referenzdosiswerten oder Angaben zum Dosis-Flächen-Produkt zur Reduktion der Strahlenexposition, wie dem humanmedizinischen Teil der MedStrSchV. zu entnehmen ist (Anlage 1), findet sich im Veterinärmedizinischen Abschnitt nicht (22).

2.3 Ziele der Arbeit bzw. Forschungsfrage

Ziel der Diplomarbeit war es, herauszufinden, ob a) die aus der Humanmedizin stammenden Angaben zum Zieldosisindikator (S-Wert) für einen indirekten Flachbilddetektor für die Katze übernommen werden können, b) welcher Zieldosisindikatorwert für welche Projektion des Katzenkörpers, anhand der ermittelten Daten, anzustreben ist, sowie c) eine Belichtungstabelle für die Katze einem externen Kooperationspartner der Vetmeduni zur Verfügung zu stellen. All diese Maßnahmen sollen im Sinne des Strahlenschutzes die Exposition von Mitarbeiter:innen durch das Verringern von Fehlaufnahmen, als auch zu stark belichteten Röntgenaufnahmen, so gering wie möglich halten.

3 Material und Methoden

An drei Arbeitstagen wurden insgesamt drei tote Katzen mit einem indirekten Flachbilddetektor (X-DR XL WiFi Gen 2./EXAMION GmbH, Deutschland), in sieben verschiedenen Regionen mit vergleichbarer Belichtung (Kopf, Oberarm + Ellbogen \triangleq Oberschenkel + Knie, Unterarm + Handgelenk \triangleq Unterschenkel + Sprunggelenk, Mittelhand + Finger \triangleq Mittelfuß + Zehen, Brustkorb, Bauch, Becken) in jeweils zwei, zueinander orthogonalen Projektionsrichtungen, einer Röntgenuntersuchung zugeführt. Es wurde von jedem Tier passend zur untersuchten Körperregion und Projektionsrichtung die Objektdicke ermittelt, sowie die Größe des Lichtfensters notiert. Auf jedem angefertigten Röntgenbild wurde ein Röntgenphantom mitabgebildet um vergleichbare, qualitative Aussagen über die Belichtung treffen zu können. Weiters wurde jedes Röntgenbild nach dessen Anfertigung digital beschriftet.

Es wurden Bilderserien der jeweiligen Regionen und Projektionsrichtungen angefertigt, welche in der Folge von einer ausgebildeten Veterinärradiologin (Ao. Univ. Prof. Dr. Sibylle Kneissl) anhand eines für die Diplomarbeit entwickelten Punkteschemas ausgewertet und hinsichtlich ihrer Bild/Belichtungsqualität evaluiert wurden. Das Punkteschema berücksichtigt die Grauwerte der standardisiert beigelegten Phantome, verglichen mit denen der Tierkörper wie folgt: Luft: schwarz, Fett: dunkelgrau, Weichteile: mittelgrau, Spongiosa: hellgrau-heterogen, Kompakta: hellgrau-homogen, Kontrastmittel: weiß. Die Phantome waren mit Wasser, Luft und Kontrastmittel gefüllte Spritzen (Voruntersuchungen) bzw. ein Röntgenphantom (XCUBEFAN Radiologie-Würfelphantom, Erler-Zimmer GmbH Deutschland). Die Bilder wurden nach ihrer Belichtung bewertet, ohne zuvor einen Einblick in S-Wert Empfehlungen der Firma (EXAMION GmbH, Deutschland), bzw. die S-Werte der ermittelten Bilder erhalten zu haben. Der digitale S-Wert, der sich für das am besten belichtete Bild einer Region und ihrer Projektionsrichtung ergab, wurde als Belichtungsrichtwert für diese Region und ihre Projektionsrichtung, für diesen Detektor sowie den Gegebenheiten am Röntgengerät vor Ort, festgelegt. Anschließend wurden die ermittelten S-Werte mit den bereits vorhandenen Daten der Firma (EXAMION GmbH, Deutschland), welche aus der Humanmedizin stammen, für diese Region und Projektionsrichtung verglichen und abschließend eine Aussage über deren Gültigkeit für die veterinärmedizinische Anwendung an der Katze getroffen.

3.1 Voruntersuchungen

Im Zuge von Voruntersuchungen wurden mehrere Bilderserien angefertigt, um Informationen über die Ansprechbarkeit des Detektors gegenüber der Röntgenstrahlung bzw. der Einstellungen am Röntgengerät zu erhalten. In diesem Zusammenhang wurden mehrere tote Katzen in unterschiedlichen Projektionsrichtungen und Körperregionen geröntgt. Somit konnten wichtige Daten und Anhaltspunkte, besonders in Bezug auf optimale Kilovolt- (kV) und mAs Werte für die späteren Untersuchungen gewonnen werden. Es wurde ein erstes Punkteschema entworfen, bei dem die belichteten Regionen mit einem selbstentworfenen Röntgenphantom (mit Luft, Wasser und Bariumsulfat gefüllte Spritzen) verglichen und bewertet wurden.



Abb. 3: Im Zuge der Voruntersuchungen angefertigtes Röntgenbild einer Katze im *dorsoventralen* Strahlengang. Im rechten oberen Bildabschnitt ist ein aus mit Luft, Wasser und Bariumsulfat gefüllten Spritzen gefertigtes Röntgenphantom zu sehen.

Unterbelichtete Strukturen wurden mit der Zahl eins, optimal belichtete mit der Zahl zwei und überbelichtete mit der Zahl drei bewertet. Weiters konnte man sich mit den Räumlichkeiten, der Workstation inklusive der Röntgensoftware, sowie dem Röntgenequipment (Bleischürzen, etc.) vertraut machen.

3.2 Tiere

Als Untersuchungstiere wurden drei mittelalte bis alte, tote Katzen herangezogen. Die Tiere waren alle zuvor eingefroren und wurden mindestens 24–36 Stunden vor den Untersuchungen bei Raumtemperatur aufgetaut. Anschließend wurden sie gewogen und die Körperdicken der ROI vermessen.

3.3 Röntgenphantom

Bei den Voruntersuchungen wurden drei Spritzen mit unterschiedlichen röntgenologischen Dichten (Luft, Wasser, Bariumsulfat-Kontrastmittel) befüllt und auf den Röntgenbildern mitabgebildet.

Um standardisierte, vergleichbare Grauwerte generieren zu können, wurde für die finalen Röntgenbilderserien ein kommerziell erwerbbares Röntgenphantom (XCUBEFAN Radiologie-Würfelphantom, 20 mm Größe der Firma Erler-Zimmer GmbH, Deutschland) herangezogen. Das Phantom setzt sich aus drei verschiedenen Arten von Würfeln zusammen: orange mit einem CT-Wert von ca. 0 und Dichte 1,06, gelb mit CT-Wert ca. 1000 und Dichte 1,21, blau mit CT-Wert ca. 500 und Dichte 1,4, welche jeweils 20 mm³ messen.



Abb. 4: Röntgenphantom (XCUBEFAN Radiologie-Würfelphantom, Erler-Zimmer GmbH, Deutschland), 20 mm³ Größe pro Würfel auf Röntgentisch.

Der CT-Wert wird in Houndsfieldeinheiten (HE) auf der Houndsfieldskala angegeben und beschreibt, wie Röntgenstrahlung durch das von ihr durchdrungene Gewebe abgeschwächt wird. Wasser entspricht 0 HE, Luft hat -1000 HE, jegliches Material, welches Röntgenstrahlung stärker als Wasser abschwächt einen HE-Wert von > 0 besitzt und Material, welches Röntgenstrahlung weniger stark abschwächt als Wasser, < 0 HE (7).

3.4 Flachbilddetektor

Bei dem für die Untersuchungen benutzten Detektor handelt es sich um einen indirekten Flachbilddetektor der Firma (EXAMION GmbH, Deutschland). Der Detektor (X-DR XL WiFi Gen 2, EXAMION GmbH, Deutschland) fängt das Bild über eine indirekte Umwandlung der Strahlung mittels einer amorphen Siliciumschicht, welche die Information an die Detektorelemente (DEL) weiterleitet, ein.

Der Detektor misst 460 x 460 x 15,1 mm (Breite x Höhe x Tiefe) und wiegt 4,7 kg. Er umfasst eine Pixelmatrix von 3072 px (Pixel) x 3072 px mit einem Abstand von 139 μ m. Sein Bildbereich beträgt 43 x 43 cm mit einer Graustufenkapazität von 14 Bit pro Pixel, also $2^{12} =$ 16384 Graustufen. Aufgrund eines eingebauten Lithium-Polymer-Akkus mit ca. vier Stunden Arbeitszeit besteht auch die Möglichkeit der portablen Nutzung. Der Detektor wird von einem Gehäuse, welches aus einer Magnesium-Aluminium-Legierung besteht, geschützt.

3.5 Röntgenapparat

Bei dem eingesetzten Röntgengerät handelt es sich um das (EXAMION Univet HF, EXAMION GmbH, Deutschland) - Gerät. Unter den technischen Spezifikationen gibt der Hersteller eine "Generatorausgangsleistung von 37,5 kW/400 mA" an. Die Röhrenspannung beträgt "40–100 kV", der Röhrenstrom "0,1-100 mAs" mit Schaltzeiten von "0,001–1,25 Sekunden". Der Film-Fokus-Abstand (FFA) ist nicht verstellbar und beträgt "100 cm".



Abb. 5: Röntgengerät (Examion Univet HF, EXAMION GmbH, Deutschland)

Es stehen 352 Organprogramme zur Auswahl. Das Gerät ist mit einem zweistufigen Fußschalter mit Sicherheitsfunktion ausgestattet. Es ist somit durch die Betätigung der ersten Stufe des Fußschalters möglich, die Röntgenröhre für die Exposition vorzubereiten und bei vollständigem Betätigen des Schalters die Exposition durchzuführen. Dies erlaubt es Bewegungsartefakte, wie sie beispielsweise bei Aufnahmen des Brustkorbes durch physiologische Atembewegungen des Patienten entstehen würden, zu umgehen und Röntgenaufnahmen in Phasen der maximalen Inspiration bzw. der Atemruhe zu generieren. Die Tischplatte ist schwimmend, in zwei Richtungen führbar und misst 160 x 68 cm.



Abb. 6: Einstellungsmöglichkeiten der Tiefenblende am Röntgengerät.

Beim Strahler handelt es sich um einen Röntgenstrahler mit Drehanode und Doppelfokus.

Die Drehanode dreht sich während der Belichtung und gibt Wärme effizienter an das Vakuum und das Kühlmedium ab als eine Festanode und ermöglicht somit hohe Dosisleistungen. Fast alle auf dem Gebiet der diagnostischen Radiographie eingesetzten Röntgengeräte sind Aufgrund ihres hohen Dosisleistungsbedarfs mit Drehanoden ausgestattet (10). Festanoden werden in Niedrigenergieeinheiten verbaut, wie sie beispielsweise für Dentalröntgengeräte benötigt werden. (10)

Der Doppelfokus bezeichnet eine Anlagerung von Doppelfilamenten, deren Konformation (Länge, Breite) maßgeblich für die Detaildarstellbarkeit der Röntgenröhre verantwortlich ist (10). Die Filamente bestehen aus einem thorierten Wolframdraht und werden in Spulenform im Kathodenbereich der Röntgenröhre angebracht (10). Die Funktion der Doppelfilamente besteht darin, den Elektronen ausreichend Widerstand entgegenzusetzen, um eine thermionische Entladung, also das Freisetzen von Elektronen an einer erhitzen Metalloberfläche, zu ermöglichen und schließlich eine ausreichend große thermionische Wolke zur Röntgenphotonengeneration zu gewährleisten (10). Die Tiefenblende ist manuell einstellbar und mit einer Halogenlampe ausgestattet.

3.6 Durchführung der Röntgenuntersuchungen

Bei jeder Röntgenuntersuchung wurde die maximale Objektdicke in Projektionsrichtung in Zentimeter gemessen.

Danach erfolgte eine an die ROI angepasste Röntgenlagerung des Tierkörpers, sodass der Zentralstrahl die ROI in ihrem Zentrum durchdringen konnte und diese direkt dem Tisch auflag. Die Region des Kopfes wurde im *frontomandibulären (FM)* und *laterolateralen (LL)* Strahlengang geröntgt, die des Oberschenkels und Knies im *craniocaudalen (CrCd)* und *mediolateralen (ML)* Strahlengang. Die Regionen des Unterschenkels und Sprunggelenks, sowie des Mittelfußes und der Zehen wurden im *dorsoplantaren (DPl)* und *ML* Strahlengang belichtet. Der Brustkorb wurde im *ventrodorsalen (VD)* und *LL* Strahlengang, der Bauch sowie das Becken im *dorsoventralen (DV)* und *LL* Strahlengang geröntgt.

Um vergleichbare Daten generieren zu können wurde der Tierkörper nach Beginn der Erstellung der Bilderserie einer Projektionsrichtung nicht mehr bewegt bzw. manipuliert.

Als Nächstes wurde die Tiefenblende bzw. das Lichtvisier an die jeweilige Projektionsrichtung, sowie ROI angepasst, notiert und danach nicht mehr verstellt. Schließlich wurde das Röntgenphantom am freien Bildrand platziert.



Abb. 7: Katze auf Röntgentisch in Bauchlage mit Röntgenphantomen, für die Anfertigung einer Bilderserie des Kopfes im *FM* Strahlengang. Das Licht weist das Belichtungsfeld aus. Die Messschablone misst eine Objektdicke von ca. 6 cm, gemessen am dicksten Punkt.



Abb. 8: Katze auf Röntgentisch in Rückenlage mit Röntgenphantomen, für die Anfertigung einer Bilderserie des *Abdomens* im *VD* Strahlengang. Das Licht weist das Belichtungsfeld aus.

Bevor mit den Röntgenuntersuchungen begonnen wurde, wurden die notwendigen Strahlenschutzmaßnahmen getroffen (Anlegen von Schürzen, Schilddrüsenschutz, Handschuhen, niedrigste Anzahl an notwendigen Personen im Röntgenraum, geschlossene Türe, Dosimeter unterhalb der Schutzausrüstung, getragen am Hosenbund). Bei der Durchführung der Röntgenuntersuchungen wurde sich an den aus den Voruntersuchungen bekannten Werten, bzw. anhand von persönlichen Erfahrungswerten des begleitenden Röntgentechnikers orientiert. Es wurden Bilderserien mit variierenden kV/mAs Werten angefertigt. Diese beinhalteten mindestens eine unterbelichtete, eine optimal belichtete, sowie eine überbelichtete Aufnahme. Anschließend wurden die verwendeten kV/mAs Werte protokolliert und auf den erstellten Röntgenbildern mitbeschriftet. Körperregionen mit ähnlicher Gewebezusammensetzung und Dicke wie beispielsweise Oberarm und Unterarm wurden in derselben Belichtungskategorie zusammengefasst. Demnach wurden Bilderserien für folgende Belichtungskategorien angefertigt:

- Kopf: *LL* und *FM*
- Oberarm + Ellbogen \triangleq Oberschenkel + Knie: *ML* und *caudocranial* (*CdCr*)
- Mittelhand + Finger \triangleq Mittelfu β + Zehen: *ML* und *DPa* bzw. *DPl*
- Brustkorb: *LL* und *DV*
- Bauch: *LL* und *VD*
- Becken + Wirbelsäule: *LL* und *VD*

3.7 Datenerhebung und -auswertung

Die Daten wurden an den Versuchstagen erhoben und über das universitätsinterne Picture Archiving and Communication System (PACS) an Frau Kneissl weitergeleitet. Für die Wahl der kV/mAs Werte und Abstände wurde sich anhand der in den Voruntersuchungen angefertigten Aufnahmen, sowie an den Erfahrungen des Radiologietechnikers orientiert. Die Aufnahmen wurden schließlich röntgenologisch hinsichtlich ihrer Bildqualität mit Hilfe einer adaptierten Version des durch die Voruntersuchungen entworfenen Punkteschemas (0, 1, 2, 3; Luft-, Wasser-, Weichteil-, Fett-, Knochendicht) beurteilt und bewertet. Hierbei wurden die Dichten des Tierkörpers mit denen des Röntgenphantoms wie folgt verglichen: Unterbelichtet = 0, optimal belichtet = 1-2, überbelichtet = 3. Die kV/mAs Einstellung, welche für die jeweilige Region und Projektionsrichtung vorwiegend mit der Zahl 2 beurteilt wurde, wurde als optimale Belichtungseinstellung gewertet. Für einige Körperregionen wurden spezielle anatomische Strukturen als Zusatzkriterien mit dem gleichen Zahlensystem bewertet und in die Beurteilung mit einbezogen. Beispielsweise für die Aufnahmen des Kopfes im laterolateralen Strahlengang flossen zusätzlich zur Bildqualität des Phantoms auch die Bildqualität der abgebildeten *Endoturbinalia*, sowie des Rachens in die Bewertung mit ein. Für die dorsoventralen Aufnahmen des Kopfes zusätzlich die Keilbeinhöhle, sowie der äußere Gehörgang und für die Beurteilung des Beckens im *ventrodorsalen* Strahlengang der Enddarm und das *Acetabulum*.

Die Auswertung und Beurteilung der Röntgenbilder erfolgte durch Frau Kneissl an der Klinischen Abteilung für Bildgebende Diagnostik an der Veterinärmedizinischen Universität Wien. Abschließend wurden die S-Werte für die Einstellungen der am besten belichteten Regionen und Projektionsrichtungen eruiert und tabellarisch zusammengefasst.

3.8 Röntgensoftware

Für die Untersuchungen und Datenerhebungen vor Ort wurde die (EXAMION GmbH, Deutschland) eigene Röntgensoftware (X-AQS, EXAMION GmbH, Deutschland) eingesetzt. Hier wird aus den Organprogrammen das für die Röntgenuntersuchung zutreffende Körperteil ausgewählt und die gewünschten kV/mAs Werte eingetragen. Auf die Funktion zur Zuschaltung eines Röntgenrasters wurde aufgrund der geringen Objektdicken der Katzenkörper verzichtet.

4 Ergebnisse

Die Auswertung ergab, dass die von uns anhand der Bildqualität ermittelten Belichtungswerte je Körperregion, sowie Projektionsrichtung, für diesen Detektor sowie seinen Gegebenheiten vor Ort wie folgt lauten:

Körperregion/ Projektionsrichtung	mAs	kV	Objektdicke	Lichtfenster	μGy	S-Wert
Kopf/LL	4	55	6,5 cm	13 x 13 cm	4,42	453
Kopf/FM	5	52	6 cm	13 x 15 cm	4,66	429
Oberarm + Ellbogen ≙ Oberschenkel + Knie/ <i>ML</i>	2	55	2 cm	9 x 18 cm	4,74	422
Oberarm + Ellbogen ≙ Oberschenkel + Knie/ <i>CdCr</i>	2	55	2,5 cm	16,5 x 11,5 cm	4,98	402
Unterarm + Handgelenk ≙ Unterschenkel + Sprunggelenk/ML	1	55	2 cm	19 x 15 cm	4,40	455
Unterarm + Handgelenk ≙ Unterschenkel + Sprunggelenk/ <i>DPa</i> bzw. <i>DPl</i>	1	55	2 cm	9 x 17 cm	1,61	1240
Mittelhand + Finger ≙ Mittelfuß + Zehen/ <i>ML</i>	2	50	2 cm	13 x 18 cm	2,40	834
Mittelhand + Finger ≙ Mittelfuß + Zehen/DPa ≙ DPl	2	55	1 cm	13 x 18 cm	3,11	644

Tabelle 1.: Belichtungstabelle für die Katze für einen indirekten Flachbilddetektor (X-DR XL WiFi Gen 2, EXAMION GmbH, Deutschland)

Brustkorb/LL	4	55	7,5 cm	24 x 24 cm	5,12	391
Brustkorb/DV	5	50	10 cm	24 x 30 cm	2,74	729
Bauch/LL	4	50	5,5 cm	20 x 20 cm	4,26	470
Bauch/VD	6	48	6 cm	17 x 26 cm	4,68	427
Becken + Wirbelsäule/LL	4	50	7,5 cm	13,5 x 14 cm	3,05	655
Becken + Wirbelsäule/VD	4	50	3,5 cm	13 x 13 cm	4,95	404
Mittelwert (\overline{X}) Katze Extr	3,79 µGy	S = 610				
Standardabweichung (σ) Ka Kopf	-	S = 295				
X Katze S	4,13 µGy	S = 513				
σ Katze S	-	S = 143				
X Katze alle Kö	3,52/3,94 µGy	S = 568				
σ Katze alle Kör	_	S =	= 239			

Die ermittelten "optimalen" S-Werte erstrecken sich projektionsrichtungs- sowie körperregionsübergreifend gesamt im Mittelwert um 568 mit einer Standardabweichung von 239. Bezogen auf den Gesamt-S-Mittelwert 568 entspricht dies einer Detektordosis von 3,52 μ Gy, auf den Mittelwert der S-Werte der zugehörigen Projektionen einer Detektordosis von 3,94 μ Gy. Der "optimale" S-Wert für die Katze, für diesen Detektor liegt somit Projektionsübergreifend bei 568.

Verglichen mit den uns zur Verfügung gestellten Werten der Firma (EXAMION GmbH, Deutschland) für die Humanmedizin (Extremitäten S-Wert < 666 (400–800), Körperstamm S-Wert = 666) lässt sich sagen, dass die von uns ermittelten S-Werte der Katze sich denen des Menschen ähneln und somit eine Vergleichbarkeit gegeben ist. Eine direkte Übertragung der S-Werte bzw. Belichtungsdaten vom Menschen auf die Katze ist allerdings nicht ratsam (3) bzw. nur begrenzt möglich, worauf in der Diskussion eingegangen wird.

5 Diskussion

5.1 Der "optimale" S-Wert

Bei den gewonnen Zieldosisindikator- bzw. Belichtungswerten handelt es sich um Richtwerte, die für die jeweiligen Aufnahmebedingungen (Projektionsrichtung, Körperdicke, Film-Detektor-Abstand, Lichtfenstergröße, Röntgengerät, Detektor, Organprogramme) gelten und von diesen abhängig sind, weshalb eine Vereinheitlichung bzw. Verallgemeinerung dieser nur bedingt möglich ist. Die ermittelten Werte folgen dem Dosis-Nutzen-Verhältnis, welches sich nach der diagnostisch notwendigen Bildqualität richtet, mit dem Ziel ein Mittel zwischen guter Belichtung und vergleichsweise geringer Patientendosis zu finden. Außerdem ist zu erwähnen, dass der ermittelte S-Wert von verschiedenen weiteren Faktoren, wie beispielsweise dem Röntgenphantom als zusätzlich mitabgebildete Struktur, der Streustrahlung (23), der Größe des Lichtfensters (24), oder der digitalen Nachbearbeitung des Bildes beeinflusst wird und demnach den Gegebenheiten am Röntgengerät vor Ort angepasst und angeglichen werden muss (25). Besonders das mitabgebildete Röntgenphantom, sowie die daraus resultierende Notwendigkeit eines größeren Lichtfensters (24) beeinflussen den S-Wert zusätzlich.

5.2 Bilderserien- und Tierzahl

Einige wenige S-Werte, wie beispielsweise der Wert für Unterarm + Handgelenk \triangleq Unterschenkel + Sprunggelenk in *CdCr* Projektionsrichtung liegt mit einem S-Wert von 1240 deutlich über den restlichen ermittelten Werten. Dieser "Ausreißerwert" lässt sich dahingehend erklären, dass der Radiologin eine zu geringe Anzahl an auswertbarem Bildmaterial zur Verfügung gestellt wurde, und hier weitere kV/mAs Zwischenschritte erforderlich gewesen wären, um eine genauere Aussage treffen zu können.

Eine Limitation der ermittelten Werte stellt zudem die Tieranzahl dar, welche für die finalen Untersuchungen mit Röntgenphantomen nur drei Individuen einschließt. Außerdem wurden nicht in allen Belichtungsregionen dieselbe Anzahl an Belichtungen durchgeführt, wodurch für Projektionen mit vielen Aufnahmen genauere und für Projektionen mit wenigen Aufnahmen ungenauere Ergebnisse erzielt werden konnten.

Weiters ergab die Begutachtung der Röntgenbilder des Kopfes im dorsoventralen Strahlengang initial für das bestbelichtete Bild einen S-Wert von 5737. Nach erneuter Überprüfung,

besonders in Anbetracht der anderen ermittelten Werte, entschied man sich für eine Belichtung von 5 mAs und 52 kV mit einem S-Wert von 429, welcher sämtlichen anderen Belichtungen deutlich ähnlicher ist. Auch hier wäre es von Vorteil gewesen weitere kV/mAs Schritte zwischen den verschiedenen Belichtungen gemacht zu haben, um eine genauere Aussage treffen zu können. Da jedoch die zeitlichen Ressourcen des Radiologietechnikers, sowie der Lokalität vor Ort und die Verfügbarkeit toter Katzen für die Röntgenuntersuchungen stark begrenzt waren entschied man sich für die Wahl größerer kV/mAs Zwischenschritte, um die Zeit bestmöglich nutzen zu können.

5.3 Auftauungsartefakt

Da es sich ausschließlich um tote, zuvor eingefrorene und für die Versuchsreihen wieder aufgetaute Katzen handelte, stellte sich bei den Brustkorbaufnahmen das Lungenfeld vorwiegend flüssigkeitsdicht verschattet dar. Dies ist auf ein Artefakt zurückzuführen, welches sich durch veränderte osmotische Drücke im Intra- sowie Extrazellularraum, durch das Einfrieren (und Entstehen von Eiskristallen) und anschließende Auftauen der Tierkörper, zurückzuführen ist (26). Diese Gegebenheiten erschwerten die Beurteilung der "optimalen" Belichtung des Lungenfeldes und Ermittlung dessen Belichtungswerte zusätzlich. Mehrere Versuche die Kadaver zu intubieren und somit Luft mit Hilfe eines Beatmungsbeutels als Negativkontrast in die Lungen einzubringen, zeigten keine deutliche Besserung der röntgenologischen Darstellbarkeit des Lungenfeldes. Ein nicht eingefrorener Tierkörper stand während der gesamten Versuchszeit nicht zur Verfügung.

5.4 Interspezifische Übertragung des "optimalen" S-Wertes

Eine Übertragung der S-Werte vom Menschen auf die Katze und umgekehrt ist aus technischensowie biologischen Gründen nicht ratsam. Da sich Krankheitsbilder zwischen Menschen und anderen Säugetieren ähneln ist anzunehmen, dass in ihrer Diagnostik und Behandlung ebenfalls Parallelen zu finden sind (3), jedoch Unterschiede in der Dosisaufnahme der Gewebe bestehen (3).

5.5 Der Zieldosisindikator und weitere Modelle zur Dosisreduktion in der Veterinärmedizin

Zur Verwendung des Zieldosisindikators zur Dosisreduktion in der Veterinärmedizin im Bereich der Kleintiere liegt nur in begrenztem Ausmaß Literatur vor.

Eine aktuelle Studie von Souza et al. beschreibt mehrere Möglichkeiten und deren Kombination zur Bildoptimierung und Dosisreduktion bei Brustkorbröntgen von Hunden. Zuerst wurden mit Hilfe Röntgenphantomen Bilderserien Gewinnung EIvon zur von und Eintrittsflächendosiswerten angefertigt. Zur Evaluierung der Bildqualität wurde unter anderem eine Kombination des EI mit einer niedrigen Eintrittsflächendosis bzw. einem selbstentworfenen visuellen, subjektiven Graduierungssystem (Sichtbarkeit von Trachea, Processus spinosi, Vena cava caudalis, Zwerchfellkuppel, Herzsilhouette und Rippenpaaren) herangezogen (27).

Weitere Studien wählten als Ansatz den Zusammenhang zwischen Belichtungseinstellung sowie Dosisaufnahme des veterinären Röntgenpersonals, jedoch nicht direkt den Zieldosisindikator (28, 29).

Eine andere Studie beschreibt die Entwicklung eines Konzepts für ein Computerprogramm als "Digitaler Aufnahmehelfer" zur Vermeidung von Strahlenschäden, sowie zur Verbesserung der Aufnahmequalität (30).

Die Integration des Zieldosisindikators als Modell zur Dosisreduktion bei Pferden wurde von Frank 2020 beschrieben (31).

6 Abkürzungsverzeichnis

ALARA	As slow as reasonably achievable/acceptable
AllgStrSchV	Allgemeine Strahlenschutzverordnung
a-Si:H	Amorphes Silicium
Ca[WO ₄]	Scheelit bzw. Calciumwolframat
CCD	Charge coupled device, Ladungsgekoppeltes Bauteil
CR	Computed radiography, Speicherfoliensystem
CrCd	Craniocaudal
CsI	Cäsiumiodid
DEL	Detektorelement
DPa	Dorsopalmar
DP1	Dorsoplantar
DQE	Detective quantum efficiency, Quantenwirkungsgrad
DR	Digital radiography, Flachbilddetektor
DV	Dorsoventral
EI	Exposure Index, Zieldosisindikator
FFA	
FM	Frontomandibulär
Gd ₂ O ₂ S:Tb	Terbium dotiertes Gadolinium-Oxysulfid
НЕ	Houndsfieldeinheit
IR	Image Receptor, Bildempfänger
KV	Kilovolt
LL	Laterolateral
lp/mm	Linienpaare pro Millimeter
mAs	Milliamperesekunden
MedStrSchV	
ML	
mR	

NaI......Natriumiodid PACS.....Picture Archiving and Communication System, Bildablage- und Kommunikationssystem PSP.....Photostimulierbare Phosphorschicht Px.....Pixel resp.....respectively, respektive ROI......Region of interest, Bereich von Interesse SNR.....Signal-to-Noise-Ratio, Signal-Rausch-Verhältnis StrSchG.....Strahlenschutzgesetz TFT......Thin flat panel transistor/thin film transistor UV.....Ultraviolett VD.....Ventrodorsal ZnS:Ag.....Silber-aktiviertes Zinksulfid

7 Abbildungs-/Tabellennachweis/Formelverzeichnis

Abb. 1: Quantenwirkungsgrad in Anlehnung an Adler et. al. (10); Seite 6

Abb. 2: Röntgenbild eines Oberschenkels einer Katze aus der Versuchsreihe im Seitenvergleich: Links überbelichtet (60 kV, 6 mAs), rechts optimal belichtet (55 kV, 2,0 mAs). Trotz markanter Belichtungsunterschiede zeigen sich kaum Kontrast bzw. Bildumfangsveränderungen; Seite 7

Abb. 3: Im Zuge der Voruntersuchungen angefertigtes Röntgenbild einer Katze im dorsoventralen Strahlengang. Im rechten oberen Bildabschnitt ist ein aus mit Luft, Wasser und Bariumsulfat gefüllten Spritzen gefertigtes Röntgenphantom zu sehen; Seite 12

Abb. 4: Röntgenphantom (XCUBEFAN Radiologie-Würfelphantom, Erler-Zimmer GmbH, Deutschland), 20 mm³ Größe pro Würfel auf Röntgentisch; Seite 14

Abb. 5: Röntgengerät (Examion Univet HF, EXAMION GmbH, Deutschland); Seite 16

Abb. 6: Einstellungsmöglichkeiten der Tiefenblende am Röntgengerät; Seite 17

Abb. 7: Katze auf Röntgentisch in Bauchlage mit Röntgenphantomen, für die Anfertigung einer Bilderserie des Kopfes im FM Strahlengang. Das Licht weist das Belichtungsfeld aus. Die Messschablone misst eine Objektdicke von ca. 6 cm, gemessen am dicksten Punkt., Seite 19

Abb. 8: Katze auf Röntgentisch in Rückenlage mit Röntgenphantomen, für die Anfertigung einer Bilderserie des Abdomens im VD Strahlengang. Das Licht weist das Belichtungsfeld aus., Seite 20

Abb. 10: Bild der Belichtungstabelle für den Detektor (X-DR XL WiFi Gen 2, EXAMION GmbH, Deutschland) für die Katze, nach Trabitsch, Kneissl, Ryschawy. Juli 2022, Seite h

Tabelle 1.: Belichtungstabelle für die Katze für einen indirekten Flachbilddetektor (X-DR XL WiFi Gen 2, EXAMION GmbH, Deutschland), Seite 24, 25

Formel 1: Formel zur Errechnung des S-Werts bzw. der Detektordosis der Firma (EXAMION GmbH, Deutschland); Seite 9

8 Literaturverzeichnis

1. Drost WT. Transitioning to digital radiography. J Vet Emerg Crit Care (San Antonio) 2011; 21(2):137–43.

2. Vano E. ICRP recommendations on 'Managing patient dose in digital radiology'. Radiat Prot Dosimetry 2005; 114(1-3):126–30.

3. Pentreath RJ. Radiological protection and the exposure of animals as patients in veterinary medicine. J Radiol Prot 2016; 36(2):N42-5.

4. Martinez NE, van Bladel L. Radiation protection challenges in applications of ionising radiation on animals in veterinary practice. Ann ICRP 2020; 49(1_suppl):158–68.

5. Pentreath RJ, Applegate KE, Higley KA, Peremans K, Natsuhori M, Randall E et al. Radiological protection of the patient in veterinary medicine and the role of ICRP. Ann ICRP 2020; 49(1_suppl):169–81.

6. Brown M, Brown L. Lavin's Radiography for Veterinary Technicians. 6th. Saunders; 2017.

7. Thrall DE, editor. Textbook of veterinary diagnostic radiology. Seventh edition. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2018.

8. Bushberg JT. The essential physics of medical imaging. 3rd [completely rewritten and upd.] ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer / Lippincott Williams & Wilkins; 2012.

9. Zhao C, Kanicki J. Amorphous In-Ga-Zn-O thin-film transistor active pixel sensor x-ray imager for digital breast tomosynthesis. Med Phys 2014; 41(9):91902.

10. Adler AM, Balac V, Carlton RR. Principles of Radiographic Imaging: An Art and A Science, Edition 6. Cengage Learning; 2020.

11. Gruner SM, Tate MW, Eikenberry EF. Charge-coupled device area x-ray detectors. Review of Scientific Instruments 2002; 73(8):2815–42.

12. Hartung K, Ludewig E, Tellhelm B. Röntgenuntersuchung in der Tierarztpraxis. Stuttgart: Enke Verlag; 2010.

13. Samei E, Peck DJ. Hendee's Physics of Medical Imaging, Fifth Edition. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc; 2019.

14. Shepard SJ, Wang J, Flynn M, Gingold E, Goldman L, Krugh K et al. Report No. 116 - An Exposure Indicator for Digital Radiography; 2009.

15. Gibson DJ, Davidson RA. Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study. Acad Radiol 2012; 19(4):458–62.

16. Seibert JA, Morin RL. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. Pediatr Radiol 2011; 41(5):573–81.

17. Willis CE. Computed radiography: a higher dose? Pediatr Radiol 2002; 32(10):745-50; discussion 751-4.

18. Hayre CM, Cox WAS, editors. General radiography: Principles & practices. First edition. Boca Raton: CRC Press; 2020. (Medical imaging in practice). Available from: URL: https://www.taylorfrancis.com/books/9781003047278.

19. Hayre CM. 'Cranking up', 'whacking up' and 'bumping up': X-ray exposures in contemporary radiographic practice. Radiography 2016; 22(2):194–8.

20. Strahlenschutzgesetz – StrSchG. Bundesgesetz über Maßnahmen zum Schutz vor Gefahren durch ionisierende Strahlung; 2020.

21. Allgemeine Strahlenschutzverordnung – AllgStrSchV. Verordnung der Bundesministerin für Klimaschutz, Umwelt, Energie, Mobilität, Innovation und Technologie, des Bundesministers für Soziales, Gesundheit, Pflege und Konsumentenschutz und der Bundesministerin für Digitalisierung und Wirtschaftsstandort über allgemeine Maßnahmen zum Schutz vor Gefahren durch ionisierende Strahlung; 2020.

22. Medizinische Strahlenschutzverordnung - MedStrSchV. Verordnung der Bundesministerin für Gesundheit und Frauen über Maßnahmen zum Schutz von Personen vor Schäden durch Anwendung ionisierender Strahlung im Bereich der Medizin; 2017.

23. Fujifilm Medical Systems FUJIFILM Medical Systems CR Users Guide. Stemford:. FUJIFILM Medical Systems CR Users Guide; 2004.

24. Baker M. Investigation into Factors Influencing Fuji S-Value Using an Extremity Phantom. J Med Imaging Radiat Sci 2012; 43(1):34–7.

25. Knight SP. A paediatric X-ray exposure chart. J Med Radiat Sci 2014; 61(3):191-201.

26. Schäfer AT, Kaufmann JD. What happens in freezing bodies? Forensic Science International 1999; 102(2-3):149–58.

27. Souza SAS de, Alves AFF, Mamprim MJ, Pina DR. Quality and dose optimization in canine chest radiography using a digital radiography system. Radiation Physics and Chemistry 2022; 195:110085.

28. Copple C, Robertson ID, Thrall DE, Samei E. Evaluation of two objective methods to optimize kVp and personnel exposure using a digital indirect flat panel detector and simulated veterinary patients. Vet Radiol Ultrasound 2013; 54(1):9–16.

29. Stadlmann N, Neuwirth J, Gumpenberger M, Ludewig E. KTP: Untersuchungen zur Strahlenexposition von Haltepersonen bei HD-Aufnahmen des Hundes. Kleintierpraxis 2019:192–204.

30. Roßgoderer C. Erstellung eines "Digitalen Aufnahmehelfers" für die Kleintierradiologie; 2007. Available from: URL: https://epb.bibl.th-koeln.de/frontdoor/index/index/docid/163.

31. Frank B. Optimierung von Belichtungsdaten von Röntgenaufnahmen beim Einsatz der digitalen Radiographie beim Pferd; 2020.

9 Anhang

Die Belichtungstabelle wurde in dieser Form dem externen Kooperationspartner der Vetmeduni übergeben.

Belichtungstabelle für die Katze								
für den Detektor (X-DR XL WiFi Gen 2, EXAMION GmbH, Deutschland)								
Juli 2022								
Körnerregion/ mAs kV Objektdicke Lichtfenster "C., S.								
Projektionsrichtung					μGy	Wert		
Kopf/LL	4	55	6,5 cm	13 x 13 cm	4,42	453		
Kopf/FM	5	52	6 cm	13 x 15 cm	4,66	429		
Oberarm + Ellbogen ≙ Oberschenkel + Knie/ML	2	55	2 cm	9 x 18 cm	4,74	422		
Oberarm + Ellbogen ≙ Oberschenkel + Knie/CdCr	2	55	2,5 cm	16,5 x 11,5 cm	4,98	402		
Unterarm + Handgelenk ≙ Unterschenkel + Sprunggelenk/ML	1	55	2 cm	19 x 15 cm	4,40	455		
Unterarm + Handgelenk ≙ Unterschenkel + Sprunggelenk/DPa bzw. DPl	1	55	2 cm	9 x 17 cm	1,61	1240		
Mittelhand + Finger ≙ Mittelfuß + Zehen/ML	2	50	2 cm	13 x 18 cm	2,40	834		
Mittelhand + Finger ≙ Mittelfuß + Zehen/DPa ≙ DPl	2	55	1 cm	13 x 18 cm	3,11	644		
Brustkorb/LL	4	55	7,5 cm	24 x 24 cm	5,12	391		
Brustkorb/DV	5	50	10 cm	24 x 30 cm	2,74	729		
Bauch/LL	4	50	5,5 cm	20 x 20 cm	4,26	470		
Bauch/VD	6	48	6 cm	17 x 26 cm	4,68	427		
Becken + Wirbelsäule/LL	4	50	7,5 cm	13,5 x 14 cm	3,05	655		
Becken + Wirbelsäule/VD	4	50	3,5 cm	13 x 13 cm	4,95	404		
mAsMilliamperesekunden, kVKilovolt, LLLaterolateral, FMFrontomandibulär, MLMediolateral, CdCrCaudocranial, DPaDorsopalmar, DPlDorsoplantar, DVDorsoventral, VDVentrodorsal								

Abb. 9: Bild der Belichtungstabelle für den Detektor (X-DR XL WiFi Gen 2, EXAMION GmbH, Deutschland) für die Katze, nach Trabitsch, Kneissl, Ryschawy. Juli 2022