

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

**Optimierung von Belichtungsdaten von Röntgenaufnahmen beim
Einsatz der digitalen Radiographie beim Pferd**

Diplomarbeit
Veterinärmedizinische Universität Wien
vorgelegt von

Ben Frank
Wien, im Mai 2020

Betreuer:

Univ.-Prof. Dr. med. vet. habil. Eberhard Ludewig

Klinische Abteilung für Bildgebende Diagnostik
Department für Kleintiere und Pferde
Veterinärmedizinische Universität Wien

Gutachter:

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Fragestellung	1
2	Literatur.....	3
2.1	Prinzipien der Bildaufzeichnung mit digitalen Detektoren.....	3
2.1.1	Prinzipien der Bildaufzeichnung mit Speicherfoliensystemen.....	3
2.1.2	Prinzipien der Bildaufzeichnung mit Flachbilddetektoren	4
2.1.3	Leistungspotential digitaler Detektoren und Detektive Quanteneffizienz.....	5
2.2	Merkmale digitaler Röntgenaufnahmen	6
2.2.1	Dynamikumfang und Belichtungsspielraum.....	6
2.2.2	Signal-Rausch Verhältnis und Bildqualität	8
2.3	Einsatz von Dosisindikatoren zur Kontrolle der Bildempfängerdosis.....	8
2.3.1	Exposure Index	9
2.3.2	Einsatz unter klinischen Bedingungen	10
2.3.3	Rechtsgrundlagen für die Anwendung von Dosisindikatoren in Österreich ...	11
3	Material und Methode	12
3.1	Präparate	12
3.2	Übersicht zum Versuchsaufbau und -ablauf.....	12
3.3	Röntgentechnik.....	13
3.3.1	Röntgengerät	13
3.3.2	Detektoren.....	14
3.4	Durchführung der Messungen	14
3.5	Untersuchte Projektionen.....	15
3.6	Auswertung und Darstellung der Ergebnisse.....	16
4	Ergebnisse.....	17
4.1	Ergebnisse Typ Pony/ Fohlen.....	18
4.2	Ergebnisse Typ Warmblut.....	23
4.3	Ergebnisse Typ Noriker	28
5	Diskussion	33
6	Schlussfolgerung	35
7	Zusammenfassung	36
8	Summary	37

Abkürzungsverzeichnis

CR	<i>Computed radiography</i>	Speicherfoliensystem
DFP	<i>Dose area product</i>	Dosisflächenprodukt
DI	<i>Deviation index</i>	Deviation Index
DQE	<i>Detective quantum efficiency</i>	Detektive Quanteneffizienz Quantenwirkungsgrad
DR	<i>Digital radiography</i>	Flachbilddetektor
DSR	<i>Dual-side reading</i>	Beidseitig auslesbare Folie
EI	<i>Exposure index</i>	Dosisindikator
EIt	<i>Target exposure index</i>	Target Exposure Index
FDA	<i>Focus detector distance</i>	Fokus-Detektor-Abstand
FFS	<i>Film screen system</i>	Film-Folien-System
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>	
IP	<i>Image plate</i>	Speicherfolie
ISS	<i>Irradiation side sampling</i>	Irradiation-Side-Sampling
MedStrSchV		Medizinische Strahlenschutzver- ordnung
NIP	<i>Needle imaging plate</i>	Nadelkristalldetektor
PIP	<i>Powder imaging plate</i>	Pulverstrukturierte Folie
ROI	<i>Region of interest</i>	Region-of-Interest
SNR	<i>Signal-to-noise ratio</i>	Signal-Rausch-Verhältnis
SSR	<i>Single side reading</i>	Einseitig auslesbare Folie
S-Wert	<i>S-value</i>	Fujifilm Dosisindikator
TFT	<i>Thin-film transistor</i>	Dünnschichttransistor

1 Einleitung und Fragestellung

Die digitale Bildaufzeichnung hat die Radiologie von Grund auf verändert. Dank der digitalen Radiographie hat sich das Zeitfenster zwischen Belichtung und finalem Röntgenbild erheblich verkürzt, weil die Filmverarbeitungsschritte wegfallen (Vano 2005). Die ambulante Pferdepraxis profitiert besonders von der vergleichsweise mühelosen Anfertigung und der schnellen Auswertung der Röntgenaufnahmen.

Einige strahlenschutzrelevante Risiken brachte die Implementierung der neuen Bildaufzeichnung jedoch mit sich. Der in analogen Röntgenaufnahmen bestehende Bezug zwischen Bildschwärzung und Strahlendosis ist in digitalen Aufnahmen nicht gegeben (Ludewig et al. 2007). Es ist also, anders als in der analogen Radiographie, der Aufnahme nicht direkt anzusehen ob sie überbelichtet ist (Vano 2005). Digitale Empfänger verfügen über einen weitaus größeren Dynamikumfang als analoge Systeme. Zwei Faktoren können die Strahlenbelastung zusätzlich erhöhen. Erstens verleiten beim Einsatz von Flachbilddetektoren kurze Zeitintervalle zwischen dem Auslösen der Strahlung und der Darstellung des Bildes am Monitor dazu, Aufnahmen unnötigerweise zu wiederholen (Vano 2005). Zweitens besteht eine positive Korrelation zwischen Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und Bildempfängerdosis (Martin et al. 1999), welche zum Einsatz höherer Dosen einlädt. Daraus resultierende, routinemäßige Überbelichtungen werden in der Humanmedizin als Exposure Creep bezeichnet (Gibson und Davidson 2012) und sorgen in den letzten Jahren für rege Diskussionen (Gibson und Davidson 2012, Mc Fadden et al. 2018).

Um diese Überbelichtung zu erkennen hat die Firma Fujifilm den S-Wert als Dosisindikator (AAPM 2009) etabliert. Der S-Wert gibt Auskunft über die Strahlendosis, die den Empfänger erreicht. Fujifilm stellt für jeden Empfänger eine Zielgröße für den S-Wert mit korrespondierender Bildempfängerdosis zur Verfügung. Das primäre Ziel besteht in der Überwachung der Patientendosis in der Humanmedizin. Mehrere Studien, hauptsächlich aus der Pädiatrie, haben die Entwicklungen in den letzten Jahren vorangetrieben (Moore et al. 2012, Knight 2014, Jones et al. 2015). Bei der Ermittlung der ‚optimalen‘ Dosis werden die Projektion, die Patientendimension und auch die diagnostische Zielstellung einbezogen (Jamil et al. 2018, Herrmann et al. 2019).

Auf der Grundlage bestehender Rechtsverordnungen sind alle Bemühungen darauf auszurichten bei der Untersuchung von Tieren die Exposition von Menschen gering zu halten (Bundesministerium für Digitalisierung und Wirtschaftsstandort 2017). Das betrifft in erster Linie Haltepersonen, die sich während einer Röntgenuntersuchung im Kontrollbereich aufhalten (Ludewig et al. 2010). Da davon auszugehen ist, dass keine Schwellendosis für stochastische Strahlenschäden existiert, ist es von großer Wichtigkeit die Exposition von Haltepersonen so niedrig wie möglich zu halten (ICRP 2007). Außerdem hat man sich in den letzten Jahren die Frage gestellt, inwiefern auch in der Veterinärmedizin Richtwerte für die Patientendosis und eine entsprechende Dosisüberwachung etabliert werden sollen (Pentreath 2016, Clement 2018). Diese Diskussion verleiht den Untersuchungen zusätzliche Relevanz.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es Belichtungstabellen für Standardprojektionen für unterschiedlich große Pferde zu erstellen. Für drei, neu in der klinischen Abteilung für bildgebende Diagnostik installierte Bildaufzeichnungssysteme, wurden im Rahmen von Kadaverstudien die Expositionsparameter (Röhrenspannung, Röhrenstromzeitprodukt) entsprechend angepasst. Als Grundlage zur Adjustierung dienen die vom Hersteller angegebenen Werte des Dosisindikators für den jeweiligen Empfänger.

Die Arbeit leistet damit einen Beitrag für eine strahlenschutzgerechte Arbeitsweise bei der Anfertigung von Röntgenaufnahmen bei Pferden. Gleichzeitig bildet sie die Grundlage für weitere Untersuchungen zu Dosisinflüssen auf die Bildqualität bei diesen Anwendungen.

2 Literatur

2.1 Prinzipien der Bildaufzeichnung mit digitalen Detektoren

Im Wesentlichen unterscheidet man Speicherfoliensysteme (CR) von Festkörperdetektoren (DR). In dieser Studie kommen zwei Speicherfoliensysteme und ein Flachbilddetektor zum Einsatz.

2.1.1 Prinzipien der Bildaufzeichnung mit Speicherfoliensystemen

Das namensgebende Element eines Speicherfoliensystems ist eine Polyesterfolie die mit einem Leuchtstoff beschichtet ist. Diese Speicherfolie oder Image Plate (IP) ist in eine schützende Kassette eingebettet und bildet mit ihr zusammen die detektierenden Komponenten des CR- Systems.

Wird die Folie nun Röntgenstrahlen ausgesetzt, werden Elektronen in der Leuchtstoffschicht angeregt und metastabil auf einem höheren Energieniveau fixiert. Durch diesen Prozess kann die Folie die mithilfe von Röntgenquanten gelieferte Information speichern.

In späterer Folge wird die Speicherfolie von der zweiten Komponente des CR-Systems, dem Auslesegerät, entnommen und ausgewertet. Das Auslesegerät tastet die Folie mit einem Laserstrahl ab. Die metafixierten Elektronen werden kontrolliert angeregt und kehren auf ihr ursprüngliches Energieniveau zurück. Bei diesem Vorgang wird Licht freigesetzt. Man spricht von photostimulierter Lumineszenz. Das emittierte Licht wird von einem Photomultiplier erfasst, in elektrische Ladung umgewandelt und liefert die Grundlage für das digitale Bild (Ludewig et al. 2007, Ludewig 2011).

Dieses Prinzip wird in verschiedenen Ausführungen von Herstellern vertrieben. Herkömmliche auf Phosphor basierende Speicherfolien sind sogenannte Pulverstrukturierte Folie (PIP). Der Phosphor liegt hier in granularer Form, eingebettet in der Leuchtstoffmatrix, vor. In den Nadelkristalldetektoren (NIP) ist der Phosphor in Nadelstruktur, senkrecht zur Detektoroberfläche angeordnet. NIPs benötigen ein etwas anderes Ausleseverfahren als PIPs (Ludewig 2011). Sie sind den herkömmlichen PIPs was der Quantenwirkungsgrad und die Detaildarstellung betrifft überlegen (Tebrün et al. 2019).

Die in dieser Studie verwendeten unterschiedlichen Speicherfolien sind PIPs, deren Ausleseverfahren auf dem oben erläuterten Prinzip basieren, sich jedoch leicht voneinander unterscheiden. Es kommt eine einseitig auslesbare Folie (SSR) und eine doppelseitig auslesbare

Folie (DSR) zur Anwendung. Der Unterschied besteht darin, dass das emittierte Licht beim Auslesevorgang im DSR von „zwei Seiten“ der Folie erfasst wird und somit eine höhere Quantenausbeute zu erwarten ist (Ludewig 2011). Ein SSR System erfasst die photostimulierte Lumineszenz ausschließlich von einer Seite der Folie. Speicherfolien, die ein DSR ermöglichen, sind transparent und haben in der Regel eine dickere Leuchtstoffschicht (Rivetti et al. 2010, Tsuda et al. 2014).

2.1.2 Prinzipien der Bildaufzeichnung mit Flachbilddetektoren

Flachbilddetektoren benötigen im Gegensatz zu Speicherfoliensystemen keine externe Ausleseeinheit. Die Umwandlung von Röntgenquanten bezogener Information in elektrisches Signal erfolgt im Detektor selbst. Man unterscheidet zwei Umwandlungsverfahren: Opto-direkt und elektro-direkt (opto-indirekt) (Yaffe und Rowlands 1997). Beide Systeme beinhalten eine Matrix aus Halbleiterelementen, die sogenannten Dünnschichttransistor (TFT)-Arrays. Ein TFT besteht aus einem Messelement und einem Schaltelement.

Bei opto-direkten Detektoren treffen Röntgenquanten zuerst auf eine Szintillator-Schicht (Cäsiumjodid oder Gadoliniumoxisulfid) welche die Röntgenstrahlung in Licht umwandelt. Dieses Licht wird vom Messelement des TFT (hier Photodiode aus amorphem Silizium) erfasst und in elektrische Ladung umgewandelt (Ludewig 2011).

Elektro-direkte Detektoren verzichten auf den Zwischenschritt ‚Licht‘. Sie verfügen über eine TFT Schicht welche bei Bestrahlung direkt Elektronen freisetzt und registriert. Die Messelemente sind hier in Form von Kondensatoren angelegt und geben das Signal an die Schaltelemente weiter (Yaffe und Rowlands 1997, Ludewig et al. 2007).

Die in den Untersuchungen zur Verwendung kommenden Flachbilddetektoren sind opto-direkte Detektoren deren Funktionsweise leicht von dem herkömmlichen opto-direkten Prinzip abweicht. Sie verwenden im Gegensatz zu den meisten Flachbilddetektoren die sogenannte Irradiation-Side-Sampling (ISS) Technologie. Der Unterschied liegt in der Anordnung der oben erläuterten Schichten. Die Photodiode ist in einem ISS System auf der Strahleneintrittsseite angelegt. Dies ermöglicht eine Reduktion der Streustrahlung im Detektorinneren und eine Verbesserung der Detektiven Quanteneffizienz (Rivetti et al. 2013).

2.1.3 Leistungspotential digitaler Detektoren und Detektive Quanteneffizienz

Die Detektive Quanteneffizienz (DQE) gilt allgemein als wichtigster Parameter zur Beurteilung des Leistungspotentials digitaler Detektoren (IEC 2015). Sie beschreibt das Vermögen eines Detektors, Röntgenquanten in digitale Information umzuwandeln. Es kommt bei dieser Umwandlung zu einem gewissen Informationsverlust, der sich in einer Abnahme der SNR im Detektor bemerkbar macht. Die DQE beschreibt die Fähigkeit eines Detektors die SNR eines Bildes in seinem Inneren konstant zu halten (IEC 2003).

$$DQE(f) = (SNR_{Ausgang})^2(f) : (SNR_{Eingang})^2(f)$$

Mit	f	Ortsfrequenz
	$SNR_{Eingang}$	Rauschen im Bild vor dem Detektor
	$SNR_{Ausgang}$	Rauschen im Bild nach dem Detektor

(Ludewig und Hecht 2012)

Eine Zunahme von Bildrauschen im Umwandlungsprozess kann durch Fluktuationen bei der Absorption oder durch Elektronikrauschen (Electronic noise) erfolgen. Dies geht mit einem Informationsverlust einher und wirkt sich negativ auf die DQE aus (Ludewig 2011).

Die DQE eines Detektors hängt stark mit den Absorptionseigenschaften der Szintillatorschicht und der applizierten Röhrenspannung zusammen. So erreicht zum Beispiel ein Detektor mit einer 600 μm dicken CsI-Schicht bei einer Röhrenspannung von 70 kV eine DQE von 77%. Arbeitet man mit einer Röhrenspannung von 120 kV, beträgt die DQE für den gleichen Detektor 52% (Spahn 2005).

2003 definierte die International Electrotechnical Commission (IEC) eine Methode die DQE von digitalen Detektoren unter verschiedenen standardisierten Bedingungen zu messen (IEC 2003). Die zuletzt 2015 überarbeitete Methode (IEC 62220-1-1) ermöglicht es verschiedene Systeme miteinander zu vergleichen.

Angaben zur DQE verschiedener Detektoren variieren leicht je nach Autor. Während für die SSR- Speicherfolie (IP ST-VI, Fujifilm, Japan) eine DQE von ca. 24-21% zu erwarten ist, beschreibt man für die DSR Speicherfolie (IP HR-BD, Fujifilm, Japan) eine DQE von 33-30% unter gleichen Bedingungen (Monnin et al. 2006). Flachbilddetektoren mit ISS Technologie erreichen bedingungsabhängig eine DQE von 60-50% (Rivetti et al. 2013).

Detektoren mit hoher DQE haben bei gleicher Dosis eine höhere SNR als Systeme mit niedriger DQE. Dies birgt Potential zur Dosisreduktion, insbesondere wenn man die diagnostische Fragestellung in die Anwendung einfließen lässt (Ludewig 2011).

2.2 Merkmale digitaler Röntgenaufnahmen

2.2.1 Dynamikumfang und Belichtungsspielraum

Digitale Detektoren sind fähig stark variierende Strahlung zu erfassen. Sie verfügen über einen sehr breiten Dynamikumfang (1:10000 bis 1:40000). Ein digitaler Empfänger gibt bedingt durch den in diesen Systemen bestehenden linearen Zusammenhang von Dosis und Signal, über eine sehr breite Dosisspanne ein brauchbares Signal ab. Gut veranschaulichen lässt sich dieses Verhältnis, wenn man die sog. Hurter-Driffield Kurven eines Film-Folien-Systems (FFS) und eines Digitalen Detektors übereinanderlegt (**Abb. 1**).

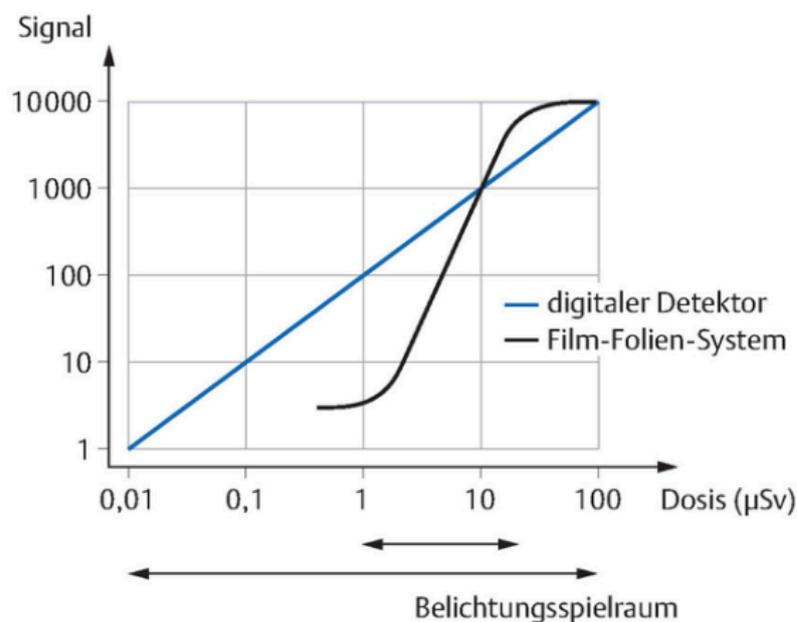


Abb. 1. Darstellung des Belichtungsspielraumes eines digitalen Detektors im Vergleich zum FFS

Quelle: Dosisabhängigkeit, Signal-Rausch-Verhältnis. In: Hartung K, Ludewig E, Tellhelm B, Hrsg. Röntgenuntersuchung in der Tierarztpraxis. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2010. doi:10.1055/b-004-129945

Der Belichtungsspielraum ist für digitale Detektoren wesentlich größer als für analoge Systeme. Durch Signalnormierung entstehen auch bei über- bzw. unterbelichteten Aufnahmen auswertbare Bilder (**Abb. 2**). Der direkte Bezug zwischen Bildempfängerdosis und Bildhelligkeit ist in der digitalen Radiographie daher nicht gegeben. Dies kann Schwierigkeiten dabei bereiten zu erkennen ob die Aufnahme adäquat belichtet ist (Vano 2005).

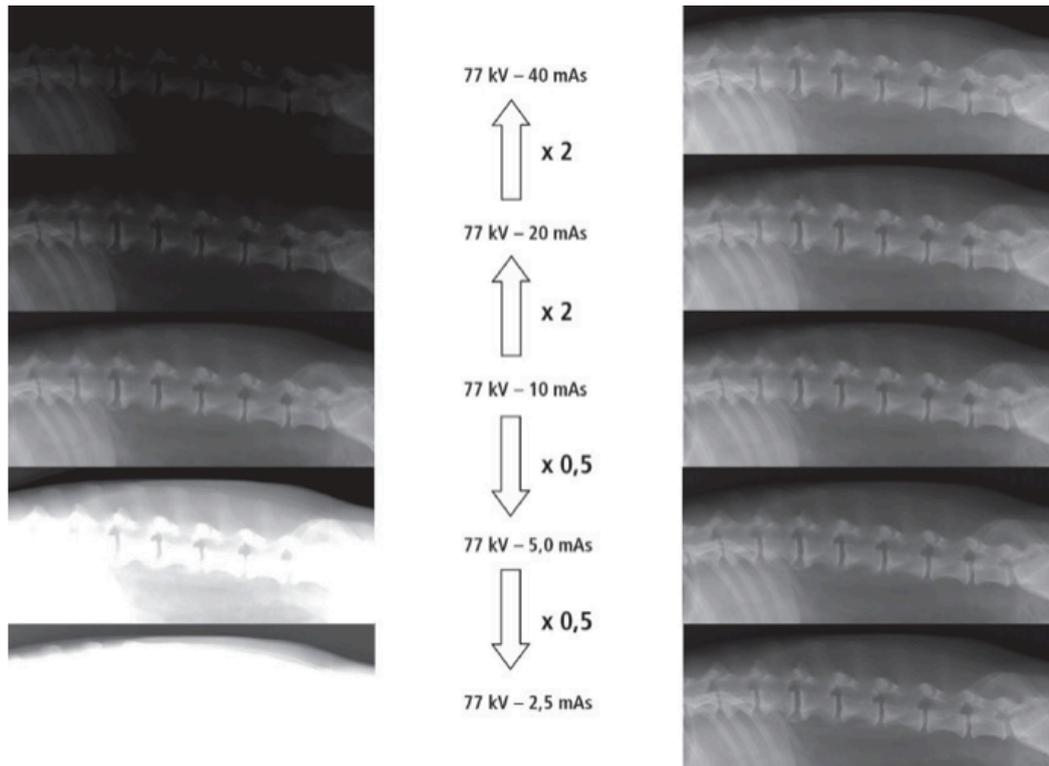


Abb. 2. Belichtungsserie eines Hundes mit einem FFS (links) und einem digitalen Detektor (rechts). Sie verbildlicht die Dosiseinflüsse auf die Bildschwärzung von FFS im Vergleich zu digitalen Detektoren.

Quelle: Unter- und Überbelichtungen In: Hecht S, Hrsg. Röntgendiagnostik in der Kleintierpraxis. 2. Auflage. Stuttgart: Schattauer GmbH; 2012. doi:10.1055/b-005-148989

2.2.2 Signal-Rausch Verhältnis und Bildqualität

Das Signal-Rausch Verhältnis (SNR) beschreibt die Relation von brauchbarem zu störendem Signal im Röntgenbild (Ludewig 2011). Unter Bildrauschen versteht man die Summe der Störsignale in einer Röntgenaufnahme, die sich durch ein körniges Aussehen bemerkbar machen. Das SNR ist definiert als das Verhältnis der durchschnittlichen Signalamplitude in einer bestimmten Region und der Standardabweichung des Rauschens im homogenen Hintergrund des Röntgenbildes (Bushberg et al. 2012). Bildrauschen kann man in Quantenrauschen und in Systemrauschen unterteilen.

Das Quantenrauschen ist dosisabhängig und verringert sich mit steigender Bildempfängerdosis. Es kommt zu Stande, wenn zu wenige Röntgenquanten den Empfänger erreichen und zu wenig Signal abgegeben werden kann. Systemrauschen entsteht durch zufällige Elektronenfluktuationen und macht nur einen kleinen Teil des Bildrauschen aus (Bushberg et al. 2012). Mit vermehrtem Bildrauschen sinkt die Detailerkennbarkeit im Bild (Ludewig 2011). Das SNR beschreibt also indirekt wie gut einem Betrachter ein Objekt im Bild auffällt. Das sog. Rose Kriterium besagt, dass die Wahrscheinlichkeit eine normalverteilte Signalregion bei einer $SNR \geq 5$ zu bemerken sehr hoch ist (Bushberg et al. 2012). Mit zunehmender Bildempfängerdosis wird das Bildrauschen gesenkt, das SNR und damit auch die Bildqualität wird gesteigert (Seeram et al. 2016).

2.3 Einsatz von Dosisindikatoren zur Kontrolle der Bildempfängerdosis

Die in der Humanmedizin verzeichnete systematische Überbelichtung wird, wie bereits erwähnt, als Exposure Creep bezeichnet. Das beobachtete Phänomen spiegelt den positiven Bezug von Bildempfängerdosis und SNR in der Praxis wider. Es wird angenommen, dass diese Überbelichtung als Resultat von negativem Feedback der Radiologen an das technische Personal zustande kommt. Die Radiologen beschwerten sich über das ‚körnige‘ Bild. Die Aufnahmen werden also systematisch mit höheren Dosen angefertigt, um ein negatives Feedback der Radiologen und eventuelle Wiederholungsaufnahmen zu vermeiden (AAPM 2009, Lewis et al. 2019).

Wie **Abb. 2** zeigt ist einer digitalen Aufnahme eine Überbelichtung nicht anzusehen. Es bedarf also einem Parameter welcher Auskunft über die Bildempfängerdosis gibt. Diese Funktion übernimmt der Dosisindikator.

2.3.1 Exposure Index (EI)

Der erste Dosisindikator wurde von der Firma Fujifilm herausgebracht (AAPM 2009). Andere Hersteller folgten und entwickelten ihre eigenen Indikatoren, die sich in der Berechnungsmethode, Skala, Kalibrierung und Bezeichnung unterschieden (AAPM 2009). Dieser Zustand führte zu großer Verwirrung unter den Anwendern, weshalb zwei Initiativen den Dosisindikator standardisierten. Eine Initiative wurde von der IEC 2008 veröffentlicht. Die zweite Initiative folgte ein Jahr später von der Task Group 116 der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 2009 (Mothiram et al. 2014). Die AAPM betont in ihrer Veröffentlichung, dass die Prinzipien ihrer Publikation mit der der IEC übereinstimmen (AAPM 2009).

Der Exposure Indicator oder Exposure Index (EI) wird dementsprechend von der IEC als „measure of the detector response to radiation in the relevant region of an image“ definiert (ÖVE 2013). Die DIN EN 62494-1 definiert den Dosisindikator in deutscher Sprache als ein Maß für das im Bildempfänger eines digitalen Röntgenbildsystems im relevanten Bildbereich durch Strahlung erzeugte Signal (Szigeti und Bauer 2015).

Der standardisierte Dosisindikator wird aus den bildgebenden Informationen errechnet. Man verwendet die sogenannten Originaldaten (Original-data) (ÖVE 2013). Es handelt sich dabei um noch unprozessierte Daten (For processing pixel values) an denen aber bereits unabdingbare Korrekturen durchgeführt wurden (AAPM 2009). Die Daten entstehen also wie in **Abb. 3** dargestellt in einem Zwischenschritt und schließen an die vom Detektor gesammelten Rohdaten an. Es existiert eine detektorspezifische Relation zwischen diesen Original-Daten und dem Luft-Kerma an der Detektor Oberfläche in μGy . Diese Relation wird für jeden Detektor mithilfe von standardisierter Strahlung gemäß ÖVE/ÖNORM EN 61267 ermittelt. Der Dosisindikator kann so durch Berechnung der medianen Originaldaten eines Bildes in definierten relevanten Bildbereichen, in μGy ausgedrückt werden (ÖVE 2013). Streng genommen gilt dieser Zusammenhang nur unter Kalibrierungsbedingungen (uniforme Exposition mit standardisierter Strahlung), jedoch sind die Abweichungen vertretbar (Szigeti und Bauer 2015).

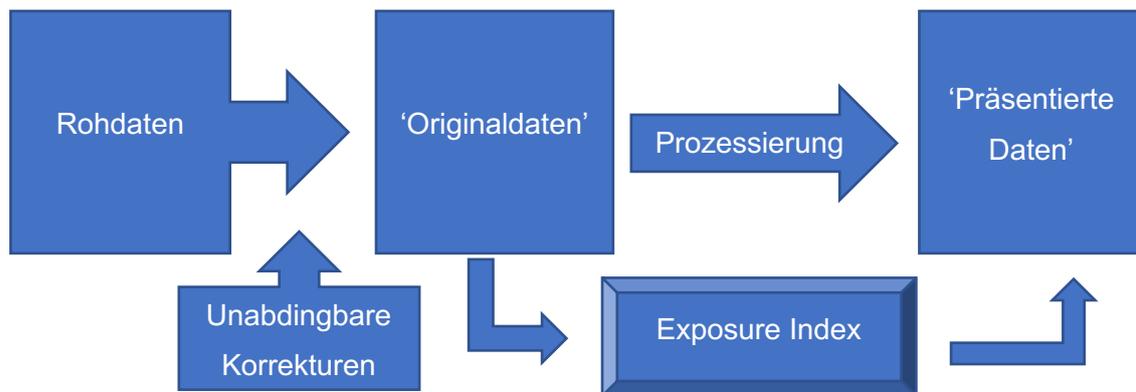


Abb. 3. Bearbeitungsschritte von bildgebender Information und die Ableitung des Dosisindikators (Exposure Index)

In Anlehnung an AAPM. 2009. Report of AAPM Task Group 116: An Exposure Indicator for Digital Radiography.

2.3.2 Einsatz unter klinischen Bedingungen

Der EI wird unter klinischen Bedingungen von vielen Faktoren beeinflusst. Einerseits sind Größe des Patienten und Schichtdicke, Fokus-Detektor-Abstand (FDA), Detektordimension, Position des Objektes und adäquate Kollimation bestimmend (Butler et al. 2010, Moore et al. 2012, Jamil et al. 2018). Des Weiteren, kann Streustrahlung den Dosisindikator beeinflussen, da der Detektor nicht zwischen Streu- und Primärstrahlung unterscheiden kann (Jamil et al. 2018). Metaldichte Implantate beeinflussen ebenfalls den Dosisindikator (Seibert und Morin 2011). Baker hat 2012 eine Studie über Einflussfaktoren auf den Fujifilm S-Wert von CR-Systemen veröffentlicht. In der an einem Hundephantom durchgeführten Studie wurde die Kollimation als wichtigster Einflussparameter auf den Dosisindikator identifiziert (Baker 2012).

Andererseits ist der Dosisindikator stark von der gewählten Region-of-Interest (ROI) abhängig. Die ROI ist an die Region angepasst und ist unter anderem abhängig von Qualitätsansprüchen des Befunders (Szigeti und Bauer 2015). Ein anderer wesentlicher Punkt bei der Interpretation eines Dosisindikators ist die DQE des Detektors. Ein Detektor mit hoher DQE erreicht bei gleicher Bildempfängerdosis eine höhere SNR als ein Detektor mit niedrigerer DQE (Ludewig 2011).

Um diese Einflussfaktoren zu berücksichtigen wurden die Begriffe Target Exposure Index (EIt) und Deviation Index (DI) definiert. Der EIt ist an den Detektor und die Projektion gekoppelt (Mothiram et al. 2014). Es handelt sich um einen Indikator, der vom Anwender für diese spezifischen Konditionen gewählt wird und den es bei der bestimmten Aufnahme zu erreichen gilt. Der DI gibt Auskunft über den Grad der Abweichung einer bestimmten Aufnahme vom EIt (AAPM 2009).

2.3.3 Rechtsgrundlagen für die Anwendung von Dosisindikatoren in Österreich

Der Medizinische Strahlenschutz ist in Österreich durch die Medizinische Strahlenschutzverordnung (MedStrSchV) geregelt (Bundesministerium für Digitalisierung und Wirtschaftsstandort 2017).

Für die Humanmedizin umfasst die Verordnung sowohl den Schutz des Patienten als auch den der Begleitpersonen. Sie gibt unter §6 Absatz 1 diagnostische Referenzwerte für das Dosisflächenprodukt (DFP) für Aufnahmen beim Menschen als Richtwerte vor. Zur Kontrolle der tatsächlichen Werte gibt der Gesetzgeber unter Anlage 1 an, entweder das DFP bei jeder Aufnahme zu messen, oder es anhand von Gerätedaten und den jeweils verwendeten Expositionsparametern abzuleiten. Sofern das DFP nicht direkt gemessen wird, besteht die Verpflichtung, den Dosisindikator zur Beurteilung der Dosis heranzuziehen. §17 Absatz 2 verpflichtet den Bewilligungsinhaber Patientendosen oder Daten zu erfassen, aus denen Patientendosen ermittelt werden können. Auch dies impliziert die Verwendung eines Dosisindikators.

Nach §41 MedStrSchV gelten für veterinärmedizinische Anwendungen die Bestimmungen der MedStrSchV zum Schutz von Personal, Halte- und Begleitpersonen. Eine unmittelbare Verpflichtung für die Verwendung von Dosisindikatoren kann aus der Verordnung nicht abgeleitet werden. Allerdings kann der Dosisindikator als Mittel zum Schutz von Personal, Begleit- und Haltepersonen interpretiert werden.

In diesem Kontext ist es wichtig zu erwähnen, dass der veterinärmedizinische Patient lediglich durch §5 des Tierschutzgesetzes geschützt ist. Die ICRP hat die Task Group 107 ins Leben gerufen, um zu prüfen, ob Tieren ein mit dem des Menschen vergleichbarer Rechtsstatus eingeräumt werden soll (Clement 2018).

3 Material und Methode

3.1 Präparate

Für diese Studie wurden Röntgenaufnahmen von Präparaten der distalen Extremität und des Kopfes von drei verschiedenen Pferdetypen gefertigt:

Typ „Fohlen bzw. Pony“ < 250 kg, Typ „Warmblut“ \pm 450 kg und Typ „Noriker“ > 600 kg.

Alter, Geschlecht und Todesursache der Pferde sind unbekannt und für diese Studie nicht von Bedeutung. Die Präparate zeigten keine Strukturveränderungen (wie z.B. größere Wunden, Lazerationen oder Frakturen).

3.2 Übersicht zum Versuchsaufbau und -ablauf

Das experimentelle Setting sollte einer möglichst praxisnahen Situation entsprechen. Die Präparate der distalen Gliedmaßen wurden zuerst aufgetaut und gesäubert. Die Hufe wurden ausgekratzt, Steine, Hufeisen und Nägel wurden entfernt. Anschließend wurden sie an einem fahrbaren Röntgenstativ aufgehängt und in eine möglichst physiologische Position gebracht (**Abb. 4**).

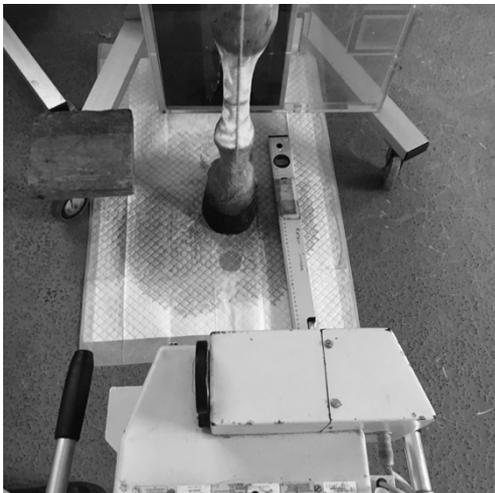


Abb. 5. Setting des Röhrbeins Typ Noriker im dorso- palmaren Strahlengang

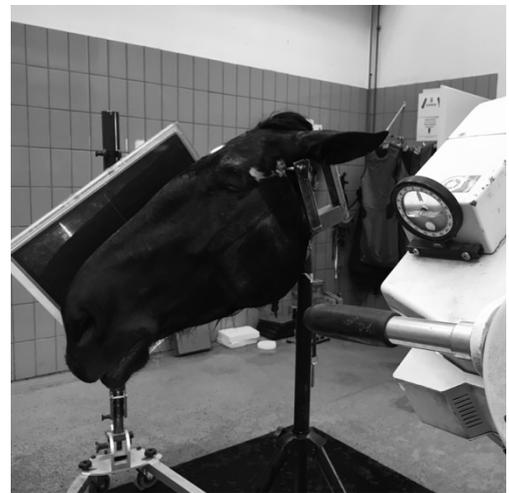


Abb. 4. Setting des Kopfes Typ ‚Noriker‘ im lateralen Strahlengang

Die Kopfpräparate wurden wie in **Abb. 5** dargestellt in einen Schraubstock fixiert. Der Detektor wurde mithilfe eines Kassettenhalters so nahe wie möglich am Präparat ohne dieses zu berühren, positioniert. Anschließend wurde der Röntgenstrahler nach dem projektionsspezifischen Standard ausgerichtet.

Für die Aufnahme nach Morgan (Schieder und Kneissl 2013) wurde die in **Abb. 6** dargestellte Skyline Box verwendet. Für die Oxspring-Aufnahme (Schieder und Kneissl 2013) wurde die Gliedmaße in den in **Abb. 7** dargestellten Podoblock gesetzt. Die intraoralen Aufnahmen wurden mithilfe einer üblichen Dentalbox gefertigt. Ausgelöst wurde am Steuerpult im Nebenraum. Während der Exposition befanden sich keine Personen im Röntgenraum. Alle Röntgenaufnahmen wurden ohne Seitenzeichen und ohne Streustrahlenraster angefertigt.

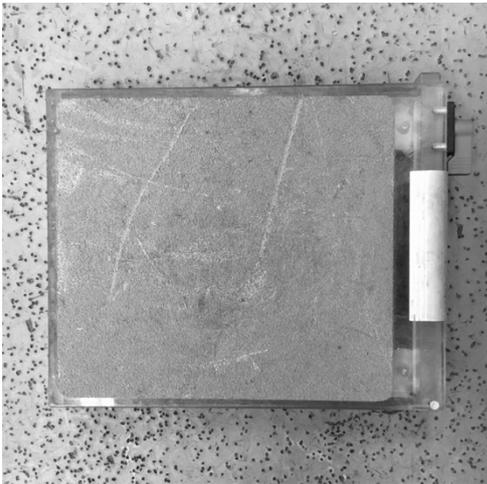


Abb. 7. Skyline Box

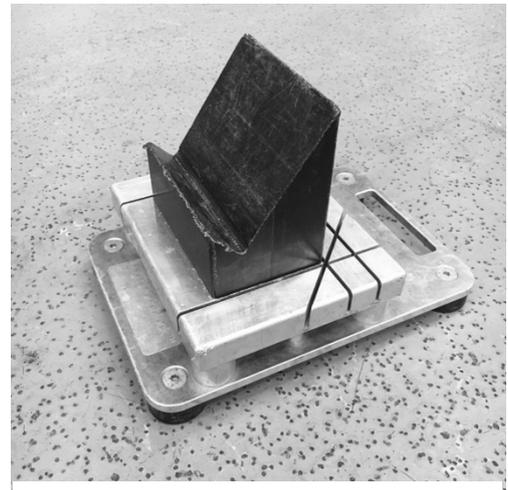


Abb. 6. Podoblock

3.3 Röntgentechnik

3.3.1 Röntgengerät

Alle Röntgenaufnahmen wurden mit der stationären Philips Super 100 CP Röntgenanlage der Abteilung für Bildgebende Diagnostik der Veterinärmedizinischen Universität Wien mit einem Al 2 mm Filter gefertigt.

3.3.2 Detektoren

Jede Röntgenaufnahme wurde mit den in **Tab. 1.** angeführten Empfängersystemen getätigt. Die Bildinformation der Speicherfolien wurde mit einem Auslesegerät (FCR Profect CS plus, Fujifilm, Japan) gewonnen. Die Bildwiedergabe erfolgt über einen medizinischen Flüssigkristallbildschirm (Radiforce MX 241W, Eizo Austria, Österreich).

Tab. 1. Verwendete Empfänger mit entsprechendem Ziel S-Wert (Fujifilm)

Empfängertyp	Handelsname und Detektorformat	Ziel S-Wert	Bildempfängerdosis	DQE
Flachbilddetektor	Fujifilm FDR D-EVO II C24i 24 x 30 Fujifilm FDR D-EVO II C35i 35 x 43	400	2,5 µGy	60-50% (Rivetti et al. 2013)
SSR Speicherfolien-system	Fujifilm IP ST-VI 18 x 24, 24 x 30, 35 x 43	200	5 µGy	24-21% (Monnin et al. 2006)
DSR Speicherfolien-system	Fujifilm IP HR-BD 18 x 24 und 24 x 30	50-100	20-10 µGy	33-30% (Monnin et al. 2006)

3.4 Durchführung der Messungen

Nach dem Aufbau des Settings wurde zunächst eine Röntgenaufnahme angefertigt um zu überprüfen, ob die Aufnahme korrekt projiziert war. Als Grundlage dienten publizierte Standards (Schieder und Kneissl 2013). Bei Bedarf wurde die Aufnahme wiederholt. Der Röntgenstrahler wurde so ausgerichtet, dass der Zentralstrahl den Detektor möglichst mittig trifft. Die Einhaltung des FDA wurde mit einem Messstab überprüft. Das belichtete Feld wurde am Detektor vermessen und notiert. Anschließend wurde die Schichtdicke des Objektes auf Höhe des Zentralstrahles mit einer Schublehre erhoben.

Röhrenspannung und mAs-Produkt wurden solange verändert bis der Zielwert für den S-Wert erreicht war. Eine 10%ige Abweichung wurde toleriert (**Tab.1.**). Für die DSR Speicherfolien wurden drei Zielwerte angestrebt (S-Werte von 50, 75 und 100), weil die Firma Fujifilm hier eine Spanne angibt.

Jede Röntgenaufnahme wurde zuerst mit dem Flachbilddetektor, anschließend mit der SSR Speicherfolie und dann mit der DSR Speicherfolie angefertigt.

Das Setting wurde zwischen den Aufnahmen so konstant wie möglich gehalten. Bei den Aufnahmen mit den beiden Speicherfolien konnten Veränderungen durch Manipulation beim Wechseln der Kassetten nicht gänzlich vermieden werden. Nach jeder Aufnahme wurde der vom an der Workstation angezeigte S-Wert aufgezeichnet. Die Speicherfolien waren gleich nach Belichtung ausgelesen. Dabei wurde die maximale Readout-Time von 2 Minuten eingehalten.

3.5 Untersuchte Projektionen

Als Grundlage für die gelisteten Projektionen wurden publizierte Standards herangezogen (Schieder und Kneissl 2013).

<u>Region</u>	<u>Strahlengang</u>	<u>Region</u>	<u>Strahlengang</u>
<i>Zehe</i>	D-P	<i>Carpus</i>	D-P
	Lateral		Lateral
	Oblique		DL-PMO
	High Coronary		DM-PLO
	Morgan	<i>Tarsus</i>	
	Oxspring		D-P
<i>Fesselgelenk</i>			Lateral
	D-P		DL- PMO
	Lateral		DM-PLO
	Oblique	<i>Kopf</i>	
<i>Röhrbein</i>			Lateral
	D-P		Front.-Mand.
	Lateral	Oberkiefer	Oblique
	Oblique	Unterkiefer	Oblique
		Unterkiefer	Intraoral

Für Projektionen die aufgrund der Anatomie des Objektes nahezu idente Röntgenbilder ergeben, sind die Strahlengänge nicht separat angegeben. So sind zum Beispiel die schrägen Aufnahmen der Zehe, des Fesselgelenkes und des Röhrbeines als „Oblique“ statt als „DM-PLO“ und „DL-PMO“ angeführt. Projektionen, die aufgrund der anatomischen Asymmetrie des Objektes verschiedene Röntgenbilder ergeben, sind folglich getrennt angeführt (schräge Aufnahmen des Carpus und des Tarsus).

3.6 Auswertung und Darstellung der Ergebnisse

Nach den Experimenten wurden die Messergebnisse tabellarisch in einem Tabellenkalkulationsprogramm (Excel®, Microsoft Cooperation, USA) eingetragen. Es wurden jene Messungen für die finale Belichtungstabelle übernommen, deren Abweichung $\pm 10\%$ vom detektor-spezifischen Ziel S-Wert ist. Lag für eine Belichtung (kV, mAs) nur eine Einzelmessung vor, wurden diese direkt in die Tabelle übernommen. Wurden mehrere Kombinationen an Belichtungsparametern (kV, mAs) ermittelt, wurde die Messung ausgewählt, die der Zielgröße des S-Wertes am nächsten kam. In den Tabellen für den FDR D-EVO II und die IP ST-VI sind der mediane S-Wert sowie, bei mehrfach Messungen, die mediane absolute Abweichung (MAD) angeführt. Bei den Einzelmessungen entspricht der angegebene mediane S-Wert folglich dem ermittelten S-Wert der Einzelmessung.

Das angegebene DFP ist ein vom S-Wert abgeleiteter Wert, der ausschließlich als Orientierung dient. Er wurde nicht gemessen, sondern aus den Parameter Fenstergröße und Bildempfänger-dosis entsprechend des ermittelten S-Wertes über die Funktion $f(x)=1000/x$ (Kaineder und Jeglinger 2006) rückgerechnet. Es handelt sich um das DFP am Bildempfänger. Das DFP ist der Anschaulichkeit der Tabellen halber in der Einheit μGycm^2 ausgedrückt. Die Konversion in die gängigere Einheit μGym^2 beziehungsweise cGycm^2 erfolgt durch Multiplikation mit 10^{-4} .

4 Ergebnisse

Die Ergebnisse sind nach Pferdetyp in drei Serien (Pony/ Fohlen, Warmblut, Noriker) jeweils für die drei Empfänger (FDR D-EVO II, IP ST-VI, IP HR-BD) angeführt. Die Tabellen geben eine Übersicht über die Belichtungsparameter, die bei dem entsprechenden Empfänger und angegebener Schichtdicke, Fenstergröße, FDA und Projektion einen S-Wert im Zielbereich ergeben.

In den **Tabellen 2, 3, 4, 5** und **6** sind die Messergebnisse für den Typ Pony/Fohlen zusammengefasst. **Tabellen 7, 8, 9, 10** und **11** geben eine Übersicht über die Messungen für den Typ Warmblut. Zuletzt sind in den **Tabellen 12, 13, 14, 15** und **16** die Messungen für den Typ Noriker angeführt.

4.1 Ergebnisse Typ Pony/ Fohlen

Tab. 2. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen FDR D-EVO II Ziel S-Wert 400

DR											
Ziel S-Wert 400 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke	Fenster			FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen	
	kV	mAs		cm	cm	cm				cm	μGycm ²
Kopf Front.- Mand	70	3,6	19	25	30	120	1834	1	409		
Kopf Lateral	70	2,5	12	29	30	120	2127	1	409		
Oberkiefer Oblique	70	3,6	15	27	31	120	2046	1	409		
Unterkiefer Oblique	70	2,2	14	25	27	120	1611	2	419	0	
Unterkiefer intraoral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
High Coronary	60	1,2	7	9	23	70	494	3	419	19	
Morgan	60	2,8	7	8	10	75	205	2	391	0	
Oxspring	60	2,8	7	10	16	100	354	2	429	0	
Zehe D-P	60	1,8	5	10	30	100	699	2	429	0	
Zehe Lateral	60	1,4	6	18	28	100	1232	2	409	0	
Zehe Oblique	60	1,4	6	14	28	100	980	2	400	0	
Fessel D-P	60	1,6	8	12	16	100	437	2	439	10	
Fessel Lateral	60	0,7	6,5	21	21	100	1090	2	405	5	
Fessel Oblique	60	1,6	7	10	14	100	358	2	391	0	
Röhrbein D-P	60	1,4	5	10	31	100	740	3	419	10	
Röhrbein Lateral	60	1,8	4	11	32	100	861	1	409		
Röhrbein Oblique	60	1,6	4,5	10	30	100	733	4	409	7	
Carpus D-P	60	2	8,5	13	19	100	677	3	365	0	
Carpus Lateral	60	1,8	9	13	19	100	596	2	415	15	
Carpus DL-PMO	60	2	8,5	11	15	100	403	3	409	16	
Carpus DM-PLO	60	2,5	9	11	16	100	461	2	382	0	
Tarsus D-P	60	3,2	11	12	21	100	623	4	405	9	
Tarsus Lateral	60	1,6	9	17	25	100	1087	2	391	0	
Tarsus DL-PMO	60	2,5	11	17	23	100	1000	1	391		
Tarsus DM-PLO	60	2,5	10	16	23	100	987	3	373	3	

Tab. 3. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen IP ST-VI Ziel S-Wert 200

CR												
Ziel S-Wert 200 \pm 10%												
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen	
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	μ Gycm ²	n		Median	MAD
Kopf Front.- Mand	77	5,6	19	25	29	120	3699	1	196			
Kopf Lateral	77	3,6	12	28	33	120	4200	4	220	4		
Oberkiefer Oblique	85	2,8	15	27	31	120	4083	1	205			
Unterkiefer Oblique	77	3,6	14	25	27	120	3444	2	196	0		
Unterkiefer intraoral	52	1,8	6,5	10	13	80	681	1	191			
High Coronary	60	2,5	7	9	23	70	1107	1	187			
Morgan	60	5	7	8	10	75	400	1	200			
Oxspring	60	6,3	7	10	16	100	796	1	191			
Zehe D-P	60	4	5	10	31	100	1582	1	196			
Zehe Lateral	60	3,2	6	18	27	100	2305	1	205			
Zehe Oblique	55	5	6	14	28	100	1912	1	205			
Fessel D-P	60	4	8	12	16	100	960	1	200			
Fessel Lateral	50	4	6,5	21	21	100	2205	1	200			
Fessel Oblique	60	4	7	10	14	100	683	1	205			
Röhrbein D-P	60	3,2	5	10	31	100	1476	1	210			
Röhrbein Lateral	60	4,5	4	11	32	100	1843	1	191			
Röhrbein Oblique	60	4,5	4,5	10	30	100	1639	7	183	3		
Carpus D-P	60	4,5	8,5	13	19	100	1205		205			
Carpus Lateral	60	4	9	13	19	100	1205	2	205	5		
Carpus DL-PMO	60	4,5	8,5	11	15	100	795	2	208	3		
Carpus DM-PLO	60	5,6	9	11	16	100	859	2	205	0		
Tarsus D-P	60	8	11	12	21	100	1348	1	187			
Tarsus Lateral	60	3,6	9	17	25	100	2174	2	196	5		
Tarsus DL-PMO	66	3,2	11	17	23	100	1955	1	200			
Tarsus DM-PLO	66	3,2	10	16	23	100	1927	1	191			

Tab. 4. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen IP HR-BD Ziel S-Wert 100

CRHR											
Ziel S-Wert 100 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	µGycm ²	n		
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	2,5	6,5	10	13	80	1262	1	103		
High Coronary	60	8	7	9	23	70	2112	1	98		
Morgan	60	20	7	8	10	75	833	1	96		
Oxspring	66	14	7	10	16	100	1652	1	92		
Zehe D-P	60	14	5	10	31	100	3229	1	96		
Zehe Lateral	60	10	6	18	28	100	4667	1	105		
Zehe Oblique	60	12	6	14	28	100	4170	1	94		
Fessel D-P	60	14	8	12	16	100	2000	1	96		
Fessel Lateral	60	5,6	6,5	21	21	100	4793	1	92		
Fessel Oblique	60	12	7	10	11	100	1019	1	108		
Röhrbein D-P	60	14	5	10	31	100	3229	1	96		
Röhrbein Lateral	60	14	4	11	32	100	3520	1	100		
Röhrbein Oblique	60	14	4,5	10	30	100	3000	1	100		
Carpus D-P	60	14	8,5	13	19	100	2245	1	110		
Carpus Lateral	60	12	9	13	19	100	2398	1	103		
Carpus DL-PMO	60	16	8,5	11	15	100	1602	1	103		
Carpus DM-PLO	60	22	9	11	16	100	1709	1	103		
Tarsus D-P	66	16	11	12	21	100	2520	1	100		
Tarsus Lateral	60	12	9	17	25	100	4126	1	103		
Tarsus DL-PMO	66	12	11	17	23	100	3990	1	98		
Tarsus DM-PLO	66	10	10	16	23	100	3505	1	105		

Tab. 5. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen IP HR-BD Ziel S-Wert 75

CRHR											
Ziel S-Wert 75 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	µGycm ²	n		
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	3,2	6,5	8	13	80	1465	1	71		
High Coronary	60	10	7	9	23	70	2724	1	76		
Morgan	60	28	7	8	10	75	1143	1	70		
Oxspring	66	18	7	10	16	100	2141	1	71		
Zehe D-P	60	20	5	10	31	100	4429	1	70		
Zehe Lateral	60	14	6	18	28	100	6282	1	78		
Zehe Oblique	60	16	6	14	28	100	5600	1	70		
Fessel D-P	60	20	8	12	16	100	2704	1	71		
Fessel Lateral	60	7	6,5	21	21	100	5959	1	74		
Fessel Oblique	60	18	7	10	11	100	1486	1	74		
Röhrbein D-P	60	20	5	10	31	100	4429	1	70		
Röhrbein Lateral	60	18	4	11	32	100	4632	1	76		
Röhrbein Oblique	60	20	4,5	10	30	100	4054	1	74		
Carpus D-P	60	20	8,5	13	19	100	3167	1	78		
Carpus Lateral	60	20	9	13	19	100	3529	1	70		
Carpus DL-PMO	60	22	8,5	11	15	100	2171	1	76		
Carpus DM-PLO	60	32	9	11	16	100	2479	1	71		
Tarsus D-P	66	22	11	12	21	100	3452	1	73		
Tarsus Lateral	60	18	9	17	25	100	5986	1	71		
Tarsus DL-PMO	66	14	11	17	23	100	4768	1	82		
Tarsus DM-PLO	66	16	10	16	23	100	5257	1	70		

Tab. 6. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen IP HR-BD Ziel S-Wert 50

CRHR											
Ziel S-Wert 50 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der	S-Wert
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	µGycm ²	Messungen	gemessen	
									n		
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	4,5	6,5	8	13	80	2000		1	52	
High Coronary	60	16	7	9	23	70	4224		1	49	
Morgan	60	32	7	8	10	75	1739		1	46	
Oxspring	66	28	7	10	16	100	3304		1	46	
Zehe D-P	60	28	5	10	31	100	5962		1	52	
Zehe Lateral	60	22	6	18	28	100	9074		1	54	
Zehe Oblique	60	25	6	14	28	100	8522		1	46	
Fessel D-P	60	32	8	12	16	100	4174		1	46	
Fessel Lateral	60	10	6,5	21	21	100	8167		1	54	
Fessel Oblique	60	25	7	10	11	100	1930		1	57	
Röhrbein D-P	60	28	5	10	31	100	6327		1	49	
Röhrbein Lateral	60	28	4	11	32	100	6519		1	54	
Röhrbein Oblique	60	28	4,5	10	30	100	5455		1	55	
Carpus D-P	60	32	8,5	13	19	100	4940		1	50	
Carpus Lateral	60	32	9	13	19	100	4940		1	50	
Carpus DL-PMO	60	36	8,5	11	15	100	3367		1	49	
Carpus DM-PLO	60	45	9	11	16	100	3592		1	49	
Tarsus D-P	66	32	11	12	21	100	4582		1	55	
Tarsus Lateral	60	28	9	17	25	100	8854		1	48	
Tarsus DL-PMO	66	25	11	17	23	100	8146		1	48	
Tarsus DM-PLO	66	25	10	16	23	100	7830		1	47	

4.2 Ergebnisse Typ Warmblut

Tab. 7. Belichtungstabelle für Typ Warmblut FDR D-EVO II Ziel S-Wert 400

DR											
Ziel S-Wert 400 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke		Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen	
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	μGycm ²	n		Median	MAD
Kopf Front.- Mand	73	7	22	36	32	120	2817	1	409		
Kopf Lateral	77	3,6	15	32	42	120	3062	3	439	7	
Oberkiefer Oblique	77	7	20	32	35	120	2738	1	409		
Unterkiefer Oblique	77	4,5	18	32	40	120	3130	3	409	6	
Unterkiefer intraoral	-	-	-	-	-	-		-	-	-	
High Coronary	66	0,9	12	17	21	70	3130	2	373	0	
Morgan	66	3,8	11	15	17	75	652	1	391		
Oxspring	66	2	13,5	21	20	100	1049	1	391		
Zehe D-P	50	7	6	18	26	100	1117	1	419		
Zehe Lateral	60	1,8	7	23	25	100	1356	2	424	5	
Zehe Oblique	60	2	7,5	18	27	100	1220	3	391	13	
Fessel D-P	60	3,2	9	17	22	100	872	1	429		
Fessel Lateral	50	2,5	7,5	18	26	100	1197	1	391		
Fessel Oblique	60	2,8	8,5	20	25	100	1142	1	429		
Röhrbein D-P	60	2,8	7,5	20	14	100	691	4	391	42	
Röhrbein Lateral	50	1,8	5	26	16	100	1031	2	391	0	
Röhrbein Oblique	60	2	6,5	26	16	100	1008	1	400		
Carpus D-P	60	2,8	11	18	23	100	933	2	434	15	
Carpus Lateral	55	3,2	10,5	24	22	100	1290	1	400		
Carpus DL-PMO	60	2,5	10	25	19	100	1215	1	391		
Carpus DM-PLO	60	3,2	10,5	25	19	100	1188	2	400	0	
Tarsus D-P	66	4	16	21	28	100	1477	2	391	0	
Tarsus Lateral	60	3,2	11	23	29	100	1796	1	365		
Tarsus DL-PMO	63	2,5	14,5	21	28	100	1378	1	419		
Tarsus DM-PLO	66	2,8	15,5	27	21	100	1416	1	391		

Tab. 8. Belichtungstabelle für Typ Warmblut IP ST-VI Ziel S-Wert 200

CR												
Ziel S-Wert 200 ±10%												
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen	
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	µGycm ²	n		Median	MAD
Kopf Front.- Mand	73	16	22	36	29	120	5093	1	205			
Kopf Lateral	85	6,3	19	39	41	120	7614	1	210			
Oberkiefer Oblique	81	12	20	39	36	120	7163	1	196			
Unterkiefer Oblique	85	5,6	18	32	40	120	6244	1	205			
Unterkiefer intraoral	52	2,8	7	14	14	80	956	1	205			
High Coronary	55	4	12	17	21	70	1538	5	220	30		
Morgan	66	5,6	11	15	17	75	1214	1	210			
Oxspring	66	4,5	13,5	21	20	100	2000	1	205			
Zehe D-P	60	5	6	18	26	100	2503	1	187			
Zehe Lateral	60	4	7	23	24	100	2634	1	205			
Zehe Oblique	60	5	7,5	18	27	100	2385	1	200			
Fessel D-P	60	7	9	17	22	100	1781	1	210			
Fessel Lateral	60	2,2	7,5	18	26	100	2450	1	191			
Fessel Oblique	60	7	8,5	20	25	100	2450	1	200			
Röhrbein D-P	66	3,2	7,5	29	14	100	1821	1	215			
Röhrbein Lateral	60	2,2	5	28	15	100	2199	1	191			
Röhrbein Oblique	60	2	6,5	26	16	100	1240	2	325	134		
Carpus D-P	70	2,8	11	18	23	100	1952	2	208	3		
Carpus Lateral	66	2,8	10,5	24	22	100	2633	1	196			
Carpus DL-PMO	70	2,8	10	25	19	100	2423	1	196			
Carpus DM-PLO	70	3,2	10,5	25	19	100	2317	1	205			
Tarsus D-P	66	9	16	21	29	100	2993	1	200			
Tarsus Lateral	60	8	11	22	29	100	3412	1	187			
Tarsus DL-PMO	60	8	14,5	21	28	100	3024	1	191			
Tarsus DM-PLO	66	6,3	15,5	21	28	100	2625	1	220			

Tab. 9. Belichtungstabelle für Typ Warmblut IP HR-BD Ziel S-Wert 100

CRHR									
Ziel S-Wert 100 ±10%									
Projektion	Dosis		Fenster			FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	µGy _{cm} ²		
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	2,5	7	14	14	80	1960	1	100
High Coronary	66	5,6	12	17	21	70	3523	1	96
Morgan	66	16	11	15	17	75	2429	1	105
Oxspring	66	16	13,5	21	20	100	4271	1	96
Zehe D-P	60	16	6	23	24	100	5143	1	105
Zehe Lateral	60	12	7	23	24	100	5143	1	105
Zehe Oblique	60	16	7,5	27	18	100	4867	1	98
Fessel D-P	60	18	9	17	22	100	3631	1	103
Fessel Lateral	60	14	7,5	18	26	100	4979	1	94
Fessel Oblique	60	18	8,5	20	25	100	4757	1	103
Röhrbein D-P	66	11	7,5	29	14	100	3995	1	98
Röhrbein Lateral	57	10	5	15	28	100	4078	1	103
Röhrbein Oblique	66	11	6,5	26	16	100	4198	1	96
Carpus D-P	66	12	11	18	23	100	4219	1	96
Carpus Lateral	66	8	10,5	24	22	100	4691	1	110
Carpus DL-PMO	66	12	10	25	19	100	5053	1	94
Carpus DM-PLO	66	14	10,5	25	19	100	5163	1	92
Tarsus D-P	66	32	16	21	29	100	6650	1	90
Tarsus Lateral	66	12	11	22	29	100	6076	1	105
Tarsus DL-PMO	66	16	14,5	21	28	100	6277	1	92
Tarsus DM-PLO	66	25	15,5	21	28	100	6144	1	94

Tab. 10. Belichtungstabelle für Typ Warmblut IP HR-BD Ziel S-Wert 75

CRHR											
Ziel S-Wert 75 \pm 10%											
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der	S-Wert
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	μ Gycm ²	Messungen	gemessen	
									n		
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	3,2	7	14	14	80	2649		1	74	
High Coronary	66	8	12	17	21	70	4832		1	70	
Morgan	66	22	11	15	17	75	3355		1	76	
Oxspring	66	20	13,5	21	20	100	5541		1	74	
Zehe D-P	60	22	6	23	24	100	7297		1	74	
Zehe Lateral	60	16	7	23	24	100	6750		1	80	
Zehe Oblique	60	22	7,5	27	18	100	6534		1	73	
Fessel D-P	60	25	9	17	22	100	4921		1	76	
Fessel Lateral	60	20	7,5	18	26	100	6882		1	68	
Fessel Oblique	60	25	8,5	20	25	100	6447		1	76	
Röhrbein D-P	66	16	7,5	29	14	100	5593		1	70	
Röhrbein Lateral	57	14	5	15	28	100	5385		1	78	
Röhrbein Oblique	57	32	6,5	26	16	100	5303		1	76	
Carpus D-P	66	16	11	18	23	100	5473		1	74	
Carpus Lateral	66	12	10,5	24	22	100	6789		1	76	
Carpus DL-PMO	66	16	10	25	19	100	6507		1	73	
Carpus DM-PLO	66	18	10,5	25	19	100	6419		1	74	
Tarsus D-P	66	40	16	21	29	100	8199		1	73	
Tarsus Lateral	66	20	11	22	29	100	8395		1	76	
Tarsus DL-PMO	66	20	14,5	21	28	100	7804		1	74	
Tarsus DM-PLO	66	32	15,5	21	28	100	7804		1	74	

Tab. 11. Belichtungstabelle für Typ Warmblut IP HR-BD Ziel S-Wert 50

CRHR											
Ziel S-Wert 50 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	µGycm ²	n		
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	4,5	7	14	14	80	3630	1	54		
High Coronary	66	12	12	17	21	70	7047	1	48		
Morgan	66	32	11	15	17	75	5100	1	50		
Oxspring	66	28	13,5	21	20	100	7455	1	55		
Zehe D-P	60	36	6	23	24	100	10385	1	52		
Zehe Lateral	60	28	7	23	24	100	11250	1	48		
Zehe Oblique	60	36	7,5	27	18	100	9735	1	49		
Fessel D-P	60	36	9	17	22	100	6926	1	54		
Fessel Lateral	60	22	7,5	18	26	100	13765	1	34*		
Fessel Oblique	60	36	8,5	20	25	100	9245	1	53		
Röhrbein D-P	66	22	7,5	29	14	100	7529	1	52		
Röhrbein Lateral	60	10	5	15	28	100	8400	1	50		
Röhrbein Oblique	66	22	6,5	26	16	100	8060	1	50		
Carpus D-P	66	25	11	18	23	100	7788	1	52		
Carpus Lateral	66	18	10,5	24	22	100	9923	1	52		
Carpus DL-PMO	66	25	10	25	19	100	9135	1	52		
Carpus DM-PLO	66	28	10,5	25	19	100	9500	1	50		
Tarsus D-P	70	40	16	21	29	100	11292	1	53		
Tarsus Lateral	66	32	11	22	29	100	13020	1	49		
Tarsus DL-PMO	66	32	14,5	21	28	100	12031	1	48		
Tarsus DM-PLO	66	45	15,5	21	28	100	10694	1	54		

* Kein Wert im vorgegebenen Bereich ermittelbar.

4.3 Ergebnisse Typ Noriker

Tab. 12. Belichtungstabelle für Typ Noriker FDR D-EVO II Ziel S-Wert 400

DR											
Ziel S-Wert 400 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke	Fenster			FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen	
	kV	mAs		cm	cm	cm				cm	µGycm ²
Kopf Front.- Mand	81	8	31	35	30	120	2749	3	382	6	
Kopf Lateral	81	4	20	43	34	120	3575	2	409	0	
Oberkiefer Oblique	81	10	22	39	33	120	3292	2	391	0	
Unterkiefer Oblique	81	6,3	20	31	39	120	3165	1	382		
Unterkiefer intraoral	-	-	-	-	-	-		-	-	-	
High Coronary	60	1,8	12	16	23	70	930	2	396	5	
Morgan	77	1,6	13	15	20	75	733	3	409	21	
Oxspring	63	2,5	13	18	23	100	1010	2	410	19	
Zehe D-P	60	2,8	11	20	28	100	1353	2	414	5	
Zehe Lateral	60	2,8	11	24	29	100	1702	2	409	0	
Zehe Oblique	60	2,8	11	22	24	100	1382	2	382	0	
Fessel D-P	60	1,2	13	12	16	100	480	4	400	18	
Fessel Lateral	60	1,2	10	15	18	100	691	1	391		
Fessel Oblique	60	3,2	12	14	18	100	645	2	391	0	
Röhrbein D-P	60	5,6	11	13	30	100	1068	1	365		
Röhrbein Lateral	60	1,4	6	15	30	100	1136	2	396	23	
Röhrbein Oblique	60	3,6	10	15	30	100	1125	2	400	0	
Carpus D-P	66	2,2	13	17	22	100	862	2	434	5	
Carpus Lateral	63	2	12	18	23	100	1084	1	382		
Carpus DL-PMO	66	2	12	16	22	100	921	1	382		
Carpus DM-PLO	66	2,5	13	16	20	100	764	2	419	0	
Tarsus D-P	70	4,5	17	16	25	100	1047	3	382	3	
Tarsus Lateral	66	2	12	23	26	100	1529	2	391	0	
Tarsus DL-PMO	70	1,8	15	20	28	100	1526	2	367	15	
Tarsus DM-PLO	70	2	16	20	27	100	1414	1	382		

Tab. 13. Belichtungstabelle für Typ Noriker IP ST-VI Ziel S-Wert 200

CR												
Ziel S-Wert 200 ±10%												
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen	
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	μGycm ²	n		Median	MAD
Kopf Front.- Mand	81	20	31	35	30	120	5185	2	203	3		
Kopf Lateral	81	10	20	43	34	120	6880	4	213	8		
Oberkiefer Oblique	85	25	22	39	33	120	6340	2	203	7		
Unterkiefer Oblique	81	18	20	31	39	120	6380	2	190	7		
Unterkiefer intraoral	52	5	7	11	13	80	765	4	187	5		
High Coronary	60	2,5	12	16	23	100	1752	1	210			
Morgan	77	3,6	13	15	20	100	1567	2	192	9		
Oxspring	63	5	13	18	23	100	2020	1	205			
Zehe D-P	60	6,3	11	20	28	100	2759	2	203	7		
Zehe Lateral	60	6,3	11	24	29	100	3683	2	189	2		
Zehe Oblique	60	5,6	11	22	24	100	2545	2	208	3		
Fessel D-P	60	3,2	13	12	16	100	1073	2	179	4		
Fessel Lateral	60	4	10	15	18	100	1286	3	210	16		
Fessel Oblique	60	7	12	14	18	100	1229	2	205	5		
Röhrbein D-P	66	1,6	11	13	30	100	1857	3	210	269		
Röhrbein Lateral	60	3,2	6	15	30	100	2211	2	204	17		
Röhrbein Oblique	60	9	10	15	30	100	2250	1	200			
Carpus D-P	70	4,5	13	17	22	100	1870	1	200			
Carpus Lateral	70	3,2	12	18	23	100	2238	2	185	2		
Carpus DL-PMO	70	3,2	12	16	22	100	1696	2	208	3		
Carpus DM-PLO	70	5	13	16	20	100	1633	1	196			
Tarsus D-P	70	9	17	25	16	100	1951	1	205			
Tarsus Lateral	66	4,5	12	23	26	100	2781	1	215			
Tarsus DL-PMO	70	4	15	20	28	100	2995	1	187			
Tarsus DM-PLO	70	4,5	16	20	27	100	2634	1	205			

Tab. 14. Belichtungstabelle für Typ Noriker IP HR-BD Ziel S-Wert 100

CRHR											
Ziel S-Wert 100 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	µGycm ²	n		
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	5	7	11	13	80	1554	1	92		
High Coronary	66	4	12	16	23	70	3505	1	105		
Morgan	77	11	13	15	20	100	3077	2	98*		
Oxspring	63	18	13	18	23	100	4140	1	100		
Zehe D-P	66	14	11	20	28	100	5833	1	96		
Zehe Lateral	66	12	11	24	29	100	7102	1	98		
Zehe Oblique	66	12	11	22	24	100	5500	1	96		
Fessel D-P	66	6,3	13	12	16	100	1959	1	98		
Fessel Lateral	66	9	10	15	18	100	2813	1	96		
Fessel Oblique	66	14	12	14	18	100	2333	1	108		
Röhrbein D-P	66	22	11	13	30	100	3980	1	98		
Röhrbein Lateral	66	7	6	15	30	100	4286	1	105		
Röhrbein Oblique	66	16	10	15	30	100	4369	1	103		
Carpus D-P	77	10	13	17	22	100	3816	1	98		
Carpus Lateral	77	7	12	18	23	100	4140	1	100		
Carpus DL-PMO	77	8	12	16	22	100	3745	1	94		
Carpus DM-PLO	77	11	13	16	20	100	3200	1	100		
Tarsus D-P	77	20	17	25	16	100	3883	1	103		
Tarsus Lateral	70	12	12	23	26	100	5806	1	103		
Tarsus DL-PMO	77	8	15	20	28	100	5091	1	110		
Tarsus DM-PLO	77	11	16	20	27	100	5745	1	94		

*Median aus 2 Messungen

Tab. 15. Belichtungstabelle für Typ Noriker IP HR-BD Ziel S-Wert 75

CRHR											
Ziel S-Wert 75 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der	S-Wert
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	µGycm ²	n	Messungen gemessen	
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	6,3	7	11	13	80	1833	1	78		
High Coronary	66	5	12	16	23	70	4600	1	80		
Morgan	77	12	13	15	20	100	4054	1	74		
Oxspring	63	26	13	18	23	100	5447	1	76		
Zehe D-P	66	20	11	20	28	100	7568	1	74		
Zehe Lateral	66	18	11	24	29	100	10235	1	68		
Zehe Oblique	66	16	11	22	24	100	7135	1	74		
Fessel D-P	66	8	13	12	16	100	2595	1	74		
Fessel Lateral	66	12	10	15	18	100	3803	1	71		
Fessel Oblique	66	22	12	14	18	100	3452	1	73		
Röhrbein D-P	66	32	11	13	30	100	5270	1	74		
Röhrbein Lateral	66	10	6	15	30	100	6429	1	70		
Röhrbein Oblique	66	20	10	15	30	100	5488	1	82		
Carpus D-P	77	16	13	17	22	100	5937	1	63		
Carpus Lateral	77	10	12	18	23	100	6088	1	68		
Carpus DL-PMO	77	10	12	16	22	100	4632	1	76		
Carpus DM-PLO	77	14	13	16	20	100	4103	1	78		
Tarsus D-P	77	32	17	25	16	100	5882	1	68		
Tarsus Lateral	70	18	12	23	26	100	8192	1	73		
Tarsus DL-PMO	77	11	15	20	28	100	6829	1	82		
Tarsus DM-PLO	77	14	16	20	27	100	7105	1	76		

Tab. 16. Belichtungstabelle für Typ Noriker IP HR-BD Ziel S-Wert 50

CRHR											
Ziel S-Wert 50 ±10%											
Projektion	Dosis		Dicke			Fenster		FDA	DFP	Anzahl der Messungen	S-Wert gemessen
	kV	mAs	cm	cm	cm	cm	cm	µGycm ²	n		
Kopf Front.- Mand	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kopf Lateral	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Oberkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer Oblique	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Unterkiefer intraoral	60	9	7	11	13	80	2750	1	52		
High Coronary	66	8	12	16	23	70	7360	1	50		
Morgan	77	16	13	15	20	100	5455	1	55		
Oxspring	63	36	13	18	23	100	7527	1	55		
Zehe D-P	66	32	11	20	28	100	11429	1	49		
Zehe Lateral	66	28	11	24	29	100	15467	1	45		
Zehe Oblique	66	28	11	22	24	100	11733	1	45		
Fessel D-P	66	12	13	12	16	100	3918	1	49		
Fessel Lateral	66	18	10	15	18	100	5510	1	49		
Fessel Oblique	66	32	12	14	18	100	4846	1	52		
Röhrbein D-P	66	50	11	13	30	100	7500	1	52		
Röhrbein Lateral	66	14	6	15	30	100	8182	1	55		
Röhrbein Oblique	66	32	10	15	30	100	8333	1	54		
Carpus D-P	77	20	13	17	22	100	7192	1	52		
Carpus Lateral	77	14	12	18	23	100	8449	1	49		
Carpus DL-PMO	77	14	12	16	22	100	6400	1	55		
Carpus DM-PLO	77	22	13	16	20	100	6038	1	53		
Tarsus D-P	77	40	17	25	16	100	7273	1	55		
Tarsus Lateral	70	25	12	23	26	100	10873	1	55		
Tarsus DL-PMO	77	20	15	20	28	100	11667	1	48		
Tarsus DM-PLO	77	22	16	20	27	100	10800	1	50		

5 Diskussion

Auf der Grundlage des vom Hersteller angegebenen Wertes des Dosisindikators wurden Belichtungstabellen für drei Empfängersysteme erstellt. Bei den gewonnenen Belichtungsdaten (kV, mAs) handelt es sich um Parameter, die für spezifische Aufnahmebedingungen (Röntgenröhre, Detektor, FDA, Größe des belichteten Feldes, Schichtdicke und Projektion) gelten. Es sind bis dato keine Literaturstellen bekannt, die von Versuchen zur Dosisreduktion mithilfe des Dosisindikators in der Veterinärmedizin berichten. Ein Autor beschreibt eine Methode zur Dosisreduktion in der Kleintiermedizin, die sich an der SNR eines Röntgenbildes und der Exposition der Halteperson orientiert (Copple et al. 2013).

In der Humanmedizin sind die Bemühungen um dosisreduzierte Belichtungstabellen insbesondere im Bereich der Pädiatrie etabliert (Don et al. 2011, Zhang et al. 2013, Knight 2014). Die meisten dieser Untersuchungen beinhalten die Frage nach der diagnostisch notwendigen Bildqualität. Die in dieser Arbeit ermittelten Belichtungsdaten bilden die Grundlage für die Aufarbeitung dieser Frage in der Pferdemedizin.

Jenseits des eigentlichen Ziels dieser Studie wurden während der Ermittlung der Belichtungsdaten weitere Beobachtungen gemacht, die sich in der Literatur wiederfinden. Obwohl das Setting zwischen den Röntgenaufnahmen nicht verändert wurde, verzeichnet man bei manchen Aufnahmen mit gleichen Belichtungsparametern teilweise stark unterschiedliche S-Werte. Auffällig ist, dass dies vorwiegend bei Röntgenaufnahmen vom Röhrrbein zustande kommt. Es besteht die Vermutung, dass die Beobachtungen bei diesen Aufnahmen darauf zurückzuführen sind, dass sich bei adäquater Kollimation ein schmales Belichtungsfenster ergibt, welches sich über die komplette Länge des Detektors erstreckt. Es ist bekannt, dass unverhältnismäßig hohe S-Werte erreicht werden können, wenn ein großer Teil des Detektors außerhalb des Belichtungsfensters liegt (Baker 2012). Dies trifft bei Röntgenaufnahmen des Röhrrbeines zu. Aber auch bei Röntgenaufnahmen anderer Regionen kommt es bei gleichen Belichtungsparameter und gleichem Setting gelegentlich zu Schwankungen im S-Wert. Bei den Werten die sich in den Ergebnistabellen wiederfinden, sind Schwankungen an einem hohen MAD zu erkennen. Es konnte keine eindeutige Quelle für die Schwankungen identifiziert werden. Leichte Veränderungen am Setting durch Wechseln der Speicherfolien und unterschiedliche Kalibrierung der Detektoren sind mögliche Gründe für Unterschiede des Dosisindikators. Über vergleichbare Erfahrungen berichten andere Untersucher (Butler et al. 2010, Jamil et al. 2018).

Obwohl den Faktoren, die neben dem Objekt Einfluss auf den Dosisindikator haben besondere Beachtung geschenkt wurde [Kollimation, FDA, mittige Position der Objekte, Readout-Time <2 Minuten, Entfernen von metallischen Gegenständen aus den Präparaten (Fujifilm Medical Systems 2004, Baker 2012)], limitieren andere Faktoren das direkte Übertragen der Werte auf andere Systeme. Bei Detektoren mit unterschiedlicher DQE wird man Anpassungen vornehmen müssen. Schwankungen in der von der Röntgenröhre emittierten Strahlung sind beim Verwenden unterschiedlicher Röntgenröhren denkbar. Außerdem wurde in dieser Studie keine Rücksicht auf die Bildqualität genommen. Die Verwendung unterschiedlicher Ausleselogarithmen (Fujifilm Medical Systems 2004) und die diagnostische Fragestellung spielen hier eine nicht unerhebliche Rolle. Da der Detektor nicht zwischen Primär- und Streustrahlung unterscheidet und deshalb auch Streustrahlung den S-Wert beeinflusst (Fujifilm Medical Systems 2004), können die Werte in Abhängigkeit vom Verwenden eines Rasters und der Beschaffenheit der Räumlichkeiten variieren. Die ermittelten Belichtungsparameter liefern also eine solide projektionsspezifische Orientierungsbasis, müssen aber mit Rücksicht auf Einflussfaktoren auf den S-Wert für jedes System individuell angepasst werden (Knight 2014).

Eine weitere Limitation stellt das Studiendesign dar. Die Versuche wurden in Nacht- und Notdiensten durchgeführt. Durch den großen Umfang der Untersuchungen war das Management (Auftauen der Kadaver, Aufbau des Settings) dementsprechend aufwendig. Die Ankunft von Notfällen und die damit verbundenen Unterbrechungen haben einen Impact auf die Vereinheitlichung des Studiendesigns. Wiederholungsaufnahmen zur Bestätigung der Reproduzierbarkeit der Belichtungsparameter konnten nicht vollständig ausgeführt werden. Deshalb sind verschiedene Werte als Einzelmessungen in den Ergebnissen angeführt.

6 Schlussfolgerung

In den Untersuchungen wurden modellhaft Belichtungstabellen für Röntgenaufnahmen bei Pferden entwickelt. Die Adjustierung der Belichtungsparameter für die drei verwendeten Detektorsysteme erfolgte auf der Grundlage des Dosisindikators des Herstellers. Die detektor-spezifischen Empfehlungen für die angestrebte Bildempfängerdosis wurde dabei befolgt. Wegen des großen Dynamikumfangs digitaler Bildaufzeichnungssysteme kann nun in weiteren Untersuchungen geprüft werden, ob und inwiefern eine Reduktion der Bildempfängerdosis möglich ist.

7 Zusammenfassung

In der Veterinärmedizin verzeichnet man eine zunehmende Anwendung von ionisierender Strahlung für diagnostische und therapeutische Zwecke. Das Risiko einer hohen berufsbezogenen Exposition ist beträchtlich (EURATOM 2014). Zusätzlich stellen einige Autoren sich die Frage ob Strahlenschutzregelungen nicht auch für veterinärmedizinische Patienten von Nutzen sein könnten (Pentreath 2016, Clement 2018). Diese Überlegungen fordern eine genaueren Dosisbewertung und gegebenenfalls Optimierung in der Veterinärmedizin.

In der vorliegenden Arbeit wurden Röntgenaufnahmen von Pferdepräparaten gefertigt und Belichtungstabellen für die Fujifilm Detektoren FDR D-EVO II, IP ST-VI und IP HR-BD auf Basis des von Fujifilm angegebenen Dosisindikators erarbeitet. Die Tabellen beinhalten Belichtungsdaten aller gängigen Projektionen der distalen Extremitäten und des Kopfes von drei unterschiedlichen Pferdegrößen. Unter Rücksichtnahme der Einflussfaktoren auf den Dosisindikator eignet sich die beschriebene Methode gut zur Gewinnung einer Grundlage für die Optimierung von Belichtungsdaten in der digitalen Radiographie beim Pferd. Die Arbeit leistet einen Beitrag für strahlenschutzgerechte Arbeitsweise und bildet durch ihren großen Umfang eine bis dato einmalige Orientierung für weitere Untersuchungen zu Dosisinflüssen in der Pferderadiologie.

8 Summary

Within the field of veterinary medicine a cumulative application of ionising radiation for diagnostic and therapeutic purposes can be observed. The risk of a high occupational exposure is ranked as substantial (EURATOM 2014). Additionally, some authors raise the question of patient-oriented radiation protection (Pentreath 2016, Clement 2018). These reflections request a stricter dosage assessment and, if applicable, a dosage optimisation.

In the present study radiographs of horse preparations were taken and exposure tables for the Fujifilm detectors FDR D-EVO II, IP ST-VI and IP HR-BD were created on the basis of the exposure index denoted by Fujifilm. The spreadsheets contain exposure data of all prevalent projections of the distal extremities and the head of three different horse sizes. Considering the influencing factors on the dose indicator values the outlined method qualifies well to obtain a foundation for the optimisation of exposure data within the field of digital radiography in horses. This paper represents a valuable contribution to a method that meets radiation protection requirements and forms a basis for the question regarding the diagnostically appropriate radiation dosage in horses.

Literaturverzeichnis

- AAPM. 2009. Report of AAPM Task Group 116: An Exposure Indicator for Digital Radiography. Alexandria: AAPM
- Baker M. 2012. Investigation into factors influencing Fuji S-value using an extremity phantom. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 43 (1): 34–37.
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. 2012. Image Quality. In: Jerold T Bushberg, Hrsg. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Third Edit. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 60-101.
- Butler ML, Rainford L, Last J, Brennan PC. 2010. Are exposure index values consistent in clinical practice? A multi-manufacturer investigation. *Radiation Protection Dosimetry*, 139 (1–3): 371–374.
- Clement CH. 2018. Comment on „Radiological protection and the exposure of animals as patients in veterinary medicine“. *Journal of Radiological Protection*, 38 (3): 1244.
- Copple C, Robertson ID, Thrall DE, Samei E. 2013. Evaluation of two objective methods to optimize kVp and personnel exposure using a digital indirect flat panel detector and simulated veterinary patients. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 54 (1): 9–16.
- Don S, Goske MJ, John S, Whiting B, Willis CE. 2011. Image Gently pediatric digital radiography summit: Executive summary. *Pediatric Radiology*, 41 (5): 562–565.
- EURATOM. 2014. *Amtsblatt der Europäischen Union 2013/59/Euratom*. Luxemburg: Amt für Veröffentlichungen der Europäischen Union.
- Fujifilm Medical Systems. 2004. *FUJIFILM Medical Systems CR Users Guide*. Stamford: Fujifilm Medical Systems.
- Gibson DJ, Davidson RA. 2012. Exposure Creep in computed radiography. A longitudinal Study. *Academic Radiology*, 19 (4): 458–462.
- Herrmann TL, Fauber TL, Gill J, Hoffman C, Orth DK, Peterson PA, Prouty RR, Woodward AP, Odle TG. 2019. Best practices in digital radiography. *Radiologic Technology*, 84 (1): 83–89.
- Bundesamt für Strahlenschutz. 2007. Empfehlung der Internationalen Strahlenkommission ICRP von 2007 Veröffentlichung 103. Salzgitter: Bundesamt für Strahlenschutz
- IEC. 2003. IEC 62220-1 Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency. Geneva: IEC
- IEC. 2015. IEC 62220-1-1 Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency –

- Detectors used in radiographic imaging. Geneva: IEC
- Jamil A, Mohd MI, Zain NM. 2018. The consistency of exposure indicator values in digital radiography systems. *Radiation Protection Dosimetry*, 182 (4): 413–418.
- Jones A, Ansell C, Jerrom C, Honey ID. 2015. Optimization of image quality and patient dose in radiographs of paediatric extremities using direct digital radiography. *British Journal of Radiology*, 88: 20140660.
- Kaineder H, Jeglinger G. 2006. Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik
Konstanzprüfung. Linz: Land Oberösterreich
- Knight SP. 2014. A paediatric X-ray exposure chart. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 61 (3): 191–201.
- Lewis S, Pieterse T, Lawrence H. 2019. Retrospective evaluation of exposure indicators: a pilot study of exposure technique in digital radiography. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 66 (1): 38–43.
- Ludwig E. 2011. Bildqualität und Dosiseffekte beim Einsatz der digitalen Radiographie bei Kleintieren, Reptilien und Vögeln. Habilitationsschrift, Leipzig: Universität Leipzig, pp. 209.
- Ludwig E, Hecht S. 2012. Erstellen einer Belichtungstabelle. In: Hecht S, Hrsg.
Röntgendiagnostik in der Kleintierpraxis. 2. Aufl. Stuttgart: Schattauer GmbH;
- Ludwig E, Werrmann A, Kamm KF, Oechtering G. 2007. Digitale Projektionsradiographie – eine Übersicht zu Begriffen und Prinzipien. *Der Praktische Tierarzt*, 88 (8): 2–8.
- Ludwig E, Gensler A, Oechtering G, Gosch D. 2010. Ergebnisse dosimetrischer Untersuchungen in der Kleintierpraxis: Welchen Einfluss haben der Abstand und die Position des Untersuchers zum Patienten? *Berliner und Münchner Tierärztliche Wochenschrift*, 123 (11–12): 506–515.
- Martin CJ, Sutton DG, Sharp PF. 1999. Balancing patient dose and image quality. *Applied Radiation and Isotopes*, 50 (1): 1–19.
- Mc Fadden S, Roding T, de Vries G, Benwell M, Bijwaard H, Scheurleer J. 2018. Digital imaging and radiographic practise in diagnostic radiography: An overview of current knowledge and practice in Europe. *Radiography*, 24 (2): 137–141.
- Monnin P, Holzer Z, Wolf R, Neitzel U, Vock P, Gudinchet F, Verdun FR. 2006. An image quality comparison of standard and dual-side read CR systems for paediatric radiology. *Medical Physics*, 33 (2): 411–420.
- Moore QT, Don S, Goske MJ, Strauss KJ, Cohen M, Herrmann T, Macdougall R, Noble L, Morrison G, John SD 2012. Image gently: using exposure indicators to improve pediatric

- digital radiography. *Radiologic Technology*, 84 (1): 93–99.
- Mothiram U, Brennan PC, Lewis SJ, Moran B, Robinson J. 2014. Digital radiography exposure indices: A review. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 61 (2): 112–118.
- ÖVE. 2013. ÖVE / ÖNORM EN 62494-1. Medizinische elektrische Geräte – Dosisindikator digitaler Röntgenbildsysteme – Teil 1: Definitionen und Anforderungen für die allgemeine Radiographie (IEC 62494-1:2008) Wien: ÖVE
- Pentreath RJ. 2016. Radiological protection and the exposure of animals as patients in veterinary medicine. *Journal of Radiological Protection*, 36 (2): N42–N45.
- Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M, Nitrosi A, Burani A, Acchiappati D. 2010. Comparison of different computed radiography systems: Physical characterization and contrast detail analysis. *Medical Physics*, 37 (2): 440–448.
- Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M, Nitrosi A, Burani A. 2013. Characterization of a clinical unit for digital radiography based on irradiation side sampling technology. *Medical Physics*, 40 (10): 101902-1-101902-11.
- Schieder K, Kneissl S. 2013. Lagerungsfibel für röntgenologische Untersuchungen am stehenden Pferd. 1. Aufl. Wien: Vetmeduni Vienna.
- Seeram E, Davidson R, Bushong S, Swan H. 2016. Optimizing the exposure Indicator as a dose management strategy in computed radiography. *Radiologic Technology*, 87 (4): 380–91.
- Seibert JA, Morin RL. 2011. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. *Pediatric Radiology*, 41 (5): 573–581.
- Spahn M. 2005. Flat detectors and their clinical applications. *European Radiology*, 15 (9): 1934–1947.
- Szigeti F, Bauer R. 2015. Stellenwert des Standard Exposure Index in der klinischen Routine. *Radiopraxis*, 8 (02): 95–105.
- Tebrün W, Ludewig E, Köhler C, Böhme J, Pees M. 2019. Detector radiography is superior to a conventional powder-based storage phosphor detector and a high-resolution screen-film system in small patients (budgerigars and mice). *Nature Scientific Reports*, (2019) 9:10057
- Tsuda N, Tanaka N, Akasaka T, Yabuuchi H, Morishita J. 2014. Dose reduction in general radiography for adult patients by use of a dual-side-reading photostimulable phosphor plate in a computed radiography system. *Radiological Physics and Technology*, 7 (2): 310–315.

- Vano E. 2005. ICRP recommendations on 'Managing patient dose in digital radiology'. *Radiation Protection Dosimetry*, 114 (1–3): 126–130.
- Yaffe MJ, Rowlands JA. 1997. X-ray detectors for digital radiography. *Physics in Medicine and Biology*, 42 (1): 1–39.
- Zhang M, Liu K, Niu X, Liu X. 2013. A method to derive appropriate exposure parameters from target exposure index and patient thickness in pediatric digital radiography. *Pediatric Radiology*, 43 (5): 568–574.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1. Darstellung des Belichtungsspielraumes eines digitalen Detektors im Vergleich zum FFS.....	6
Abb. 2. Belichtungsserie eines Hundes mit einem FFS (links) und einem digitalen Detektor (rechts). Sie verbildlicht die Dosisinflüsse auf die Bildschwärzung von FFS im Vergleich zu digitalen Detektoren.....	7
Abb. 3. Bearbeitungsschritte von bildgebender Information und die Ableitung des Dosisindikators (Exposure Index).....	10
Abb. 4. Setting des Röhrbeins Typ Noriker im dorso- palmaren Strahlengang.....	12
Abb. 5. Setting des Kopfes Typ ‚Noriker‘ im lateralen Strahlengang.....	12
Abb. 6. Skyline Box	13
Abb. 7. Podoblock	13

Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Verwendete Empfänger mit entsprechendem Ziel S-Wert (Fuji International)	14
Tab. 2. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen FDR D-EVO II Ziel S-Wert 400	18
Tab. 3. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen FCR ST-VI Ziel S-Wert 200	19
Tab. 4. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen CRHR BD Ziel S-Wert 100	20
Tab. 5. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen CRHR BD Ziel S-Wert 75	21
Tab. 6. Belichtungstabelle für Typ Pony/ Fohlen CRHR BD Ziel S-Wert 50	22
Tab. 7. Belichtungstabelle für Typ Warmblut FDR D-EVO II Ziel S-Wert 400.....	23
Tab. 8. Belichtungstabelle für Typ Warmblut FCR ST-VI Ziel S-Wert 200	24
Tab. 9. Belichtungstabelle für Typ Warmblut CRHR BD Ziel S-Wert 100	25
Tab. 10. Belichtungstabelle für Typ Warmblut CRHR BD Ziel S-Wert 75	26
Tab. 11. Belichtungstabelle für Typ Warmblut CRHR BD Ziel S-Wert 50	27
Tab. 12. Belichtungstabelle für Typ Noriker FDR D-EVO II Ziel S-Wert 400.....	28
Tab. 13. Belichtungstabelle für Typ Noriker FCR ST-VI Ziel S-Wert 200	29
Tab. 14. Belichtungstabelle für Typ Noriker CRHR BD Ziel S-Wert 100	30
Tab. 15. Belichtungstabelle für Typ Noriker CRHR BD Ziel S-Wert 75	31
Tab. 16. Belichtungstabelle für Typ Noriker CRHR BD Ziel S-Wert 50	32

Danksagung

Am Ende von fast sechs Jahren Studium ist es angebracht ein ausdrückliches Dankeschön zu verfassen. Mein Dank gilt an erster Stelle meinen Eltern, die mich in meinem Vorhaben Veterinärmedizin zu studieren bedingungslos unterstützt und mir das Studium ermöglicht haben. Sie haben immer dafür Sorge getragen, dass ich mich unter optimalen Bedingungen in die von mir gewählte Richtung entwickeln konnte.

Des Weiteren möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die mich bei dieser Arbeit unterstützt haben:

Dr. med. vet Katrin Schieder hat mich gleich in ihr Team eingebunden und mir die Pferderadiologie nahegebracht. Durch ihre liebevolle Art und ihren Einsatz schafft sie eine Atmosphäre in der es einem sehr leicht fällt Dinge zu erlernen.

Danke auch an Ao. Univ.-Prof. Dr. med. vet. Hubert Simhofer, der mir seine Halterungen für das Fixieren der Kopf- Präparate zur Verfügung gestellt hat. Außerdem danke ich Mag. René Brunthaler der Vetmeduni Vienna und Abuja Werner der LA Klagenfurt für die gut erhaltenen Pferdepräparate.

Zu guter Letzt will ich mich herzlich bei meinem Betreuer Herrn Univ.-Prof. Dr. med. vet. habil. Ludewig Eberhard für die Überlassung des Themas und die ständige Unterstützung bedanken. Er hat mir mit sehr viel Geduld gezeigt wie wichtig Genauigkeit in der Wissenschaft ist. Durch seine humorvolle Art hat er mich bei Schwierigkeiten ermutigt und mir die Richtung gezeigt, wenn ich kurzfristig die Orientierung verloren hatte.

„Dies diem docet.“ (Publius Syrus)