

Ressortforschungsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und zum Strahlenschutz

Dosimetrie mit elektronischen Dosimetern in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern, Teil 2 - Vorhaben 3610S20001

Auftragnehmer:
Städtisches Klinikum Braunschweig gGmbH

M. Borowski
M. Lüpke
J. Feldmann
H. von Boetticher

Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMU (UFOPLAN) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BfS übereinstimmen.

BfS-RESFOR-74/12

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:
urn:nbn:de: 0221-2012121710260

Salzgitter, Dezember 2012

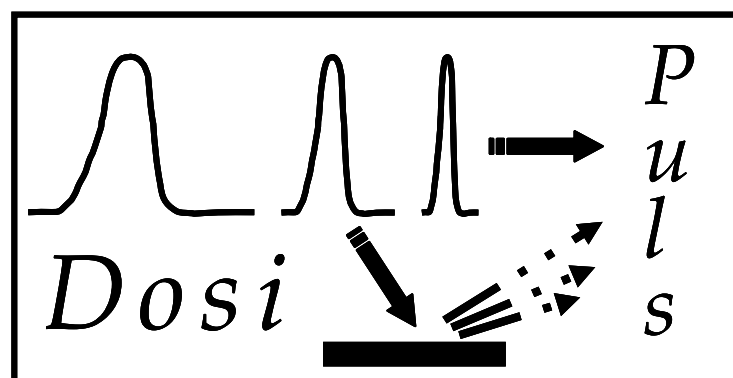
Abschlussbericht

zum

UFO-Plan Vorhaben 3610S20001

„Dosimetrie mit elektronischen Dosimetern
in gepulsten Strahlungsfeldern, Teil 2“

Braunschweig, den 13.07.2012



Beteiligte Gruppen und Personen

Klinikum Braunschweig (Projektleitung):

Dr. Markus Borowski

Sarah Wrede

Klinikum Links der Weser:

Dr. Heiner von Boetticher

Pius-Hospital Oldenburg und Carl von Ossietzky Universität Oldenburg:

Prof. Dr. Björn Poppe

Tierärztliche Hochschule Hannover:

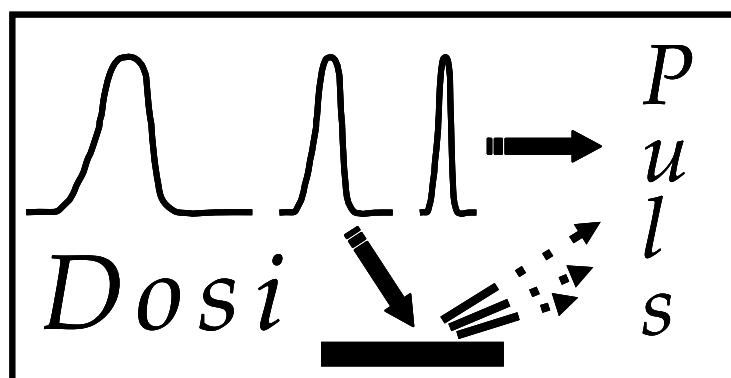
Dr. Matthias Lüpke

Prof. Dr. Hermann Seifert

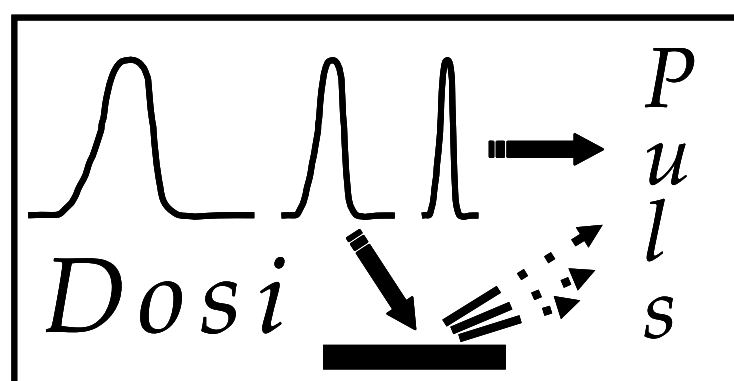
TÜV NORD Ensys Hannover GmbH / Arbeitsgruppe TÜV NORD Röntgentechnik:

Jürgen Feldmann

Helmut Kreienfeld



Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung
des Auftragnehmers wieder und muss nicht
mit der Meinung des Auftraggebers
(Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und
Reaktorsicherheit)
übereinstimmen.



Kurzzusammenfassung

Entsprechend der Anforderung der Röntgenverordnung ist an Personen, die sich aus anderen Gründen als zu ihrer Untersuchung oder Therapie in Kontrollbereichen aufhalten, unverzüglich die Personendosis zu messen. Es gibt zahlreiche Personengruppen, bei denen für derartige Messungen ausschließlich oder ergänzend direkt ablesbare Dosimeter eingesetzt werden. In Deutschland werden als direkt ablesbare Dosimeter in fast allen Fällen aktive elektronische Personendosimeter (EPD) verwendet.

EPD haben im Vergleich zu den früher verwendeten Stabdosimetern zahlreiche praktische und messtechnische Vorteile. Im Hinblick auf ihre Verwendbarkeit haben EPD gleichwohl ein relevantes Problem. Werden sie Strahlungsfeldern mit einer Dosisleistung von einigen Sievert je Stunde ausgesetzt, so kann je nach Dosimetertyp das Ansprechvermögen, d.h. das Verhältnis zwischen der vom EPD gemessenen und der tatsächlichen Dosis, deutlich verringert sein. Bei Strahlungsfeldern sehr hoher Dosisleistung kann es sogar vorkommen, dass die Dosimeter überhaupt keine Dosis messen.

Innerhalb der vorliegenden Arbeit wurden Untersuchungen durchgeführt, um Aussagen zur praktischen Verwendbarkeit von EPD in klinischen Expositionssituationen der Röntgendiagnostik treffen zu können. Hierzu wurde das dosisleistungsabhängige Ansprechvermögen von zwei EPD-Typen, EPD Mk2.3 und DMC2000X untersucht. Weiterhin wurde eine Aufstellung sämtlicher relevanten Expositionssituationen von Personen in der human- und veterinärmedizinischen Röntgendiagnostik erarbeitet und für jede einzelne Situation bewertet, in wieweit das Ansprechvermögen von EPD der Typen EPD Mk2.3, DMC2000X sowie EDM III bei einem Einsatz in der entsprechenden Expositionssituation dosisleistungsabhängig abgesenkt ist.

Es gibt in der Literatur einige Arbeiten, in denen das Ansprechvermögen k von EPD theoretisch beschrieben bzw. messtechnisch untersucht wurde. Die Theorie beschreibt das Ansprechvermögen von EPD in Abhängigkeit der Dosimetergrößen Totzeit τ und Kalibrierfaktor g . Für Strahlungspulse der Röntgendiagnostik lässt sich entsprechend der Theorie der Zusammenhang zwischen dem Ansprechvermögen k und der

Personendosisleistung \dot{H}_p als $k \approx \frac{1}{1 + (\dot{H}_p/g) \cdot \tau}$ annähern. Die verfügbaren

messtechnischen Arbeiten weisen darauf hin, dass das dosisleistungsabhängige Ansprechvermögen von EPD der Typen EPD Mk2.3 und DMC2000X bis zu einer Dosisleistung von etwas mehr als 1 Sv/h größer als 0,8 ist. Bei dem EDM III sinkt bei einer Dosisleistung von etwa 6 Sv/h das Ansprechvermögen auf unter 0,8.

Innerhalb dieser Studie wurde die Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens von EPD der Typen EPD Mk2.3 sowie DMC2000X bei Exposition durch annähernd rechteckförmige sowie sinushalbwellenförmige Strahlungspulse messtechnisch geprüft. Bei beiden EPD-Typen wurde der erwartete, sigmoidale Zusammenhang zwischen dem Ansprechvermögen und der Dosisleistung festgestellt. Bei beiden EPD-Typen sinkt das Ansprechvermögen bei einer Dosisleistung von etwas mehr als 1 Sv/h unter einen Wert von 0,8. Das dosisleistungsabhängige Ansprechverhalten der EPD Mk2.3 entspricht dabei gut der theoretischen Vorhersage unter Berücksichtigung der Totzeit sowie des Kalibrierfaktors dieses EPD-Typs. Bei dem DMC2000X wird die Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens weder bei Exposition durch einen Rechteckpuls noch bei Exposition durch einen sinushalbwellenförmigen Strahlungspuls von der Theorie beschrieben.

Für die systematische Überprüfung des Ansprechvermögens von EPD in klinischen Expositionssituationen wurde für die Human- und Veterinärmedizin jeweils eine Aufstellung

sämtlicher relevanter klinischer Tätigkeiten erstellt. Die beiden Aufstellungen sind als praktisch vollständig anzusehen. In der Veterinärmedizin wurden ausschließlich Untersuchungen an Katzen, Hunden und Pferden berücksichtigt. Weitere Tierarten werden so selten röntgendiagnostisch untersucht, dass eine Berücksichtigung irrelevant ist.

Für sämtliche klinischen Expositionssituationen wurden in Abstimmung mit Klinikern der einzelnen Disziplinen mögliche Aufenthaltsorte von Personen im Strahlungsfeld festgelegt. Hierbei wurden insbesondere der Streuwinkel sowie der Abstand zwischen der Eintrittsfläche des Strahlenfeldes auf dem Patienten und der exponierten Person betrachtet.

Die maximale Dosisleistung der Streustrahlung in den zuvor festgelegten Expositionssituationen wurde theoretisch abgeschätzt. Hierzu wurden unter anderem die Leistung der Röntgeneinrichtung, die Expositionsparameter, die Feldgröße sowie die Winkelabhängigkeit der Streustrahlungsausbeute betrachtet und so berücksichtigt, dass eine in allen Schritten konservative Abschätzung der Dosisleistung am Ort der EPD resultierte. Neben der Streustrahlung trägt auch die Gehäusedurchlassstrahlung der Röntgenröhre zur Dosisleistung am Ort der EPD bei. Dieser Beitrag wurde ebenso theoretisch abgeschätzt und messtechnisch überprüft.

Die exponierten Personen verwenden in den Strahlungsfeldern stets zumindest eine Strahlenschutzschürze. Die Schwächungswirkung einer Strahlenschutzschürze minimal zulässiger Materialdicke wurde in der Berechnung berücksichtigt.

Es zeigte sich, dass mit einer Ausnahme in sämtlichen Expositionssituationen der Human- und Veterinärmedizin die konservativ abgeschätzte, maximal mögliche Dosisleistung am Aufenthaltsort der Personen kleiner oder gleich 1 Sv/h war.

Die Konservativität der theoretischen Abschätzung wurde durch Messungen der Dosisleistung am Trageort der EPD überprüft. Die Messungen erfolgten in der klinischen Routine sowie in nachgestellten, extremen Expositionssituationen. Es zeigte sich, dass die theoretische Beschreibung konservativ im Hinblick auf die gemessene Dosisleistung am Trageort der EPD ist.

Anhand der messtechnischen Überprüfung des dosisleistungsabhängigen Ansprechvermögens der EPD, der theoretischen Abschätzung der maximalen Dosisleistung am Trageort der EPD sowie deren messtechnischer Überprüfung ist davon auszugehen, dass die untersuchten EPD-Typen in den im Bereich der Röntgendiagnostik als relevant anzusehenden Expositionssituationen ein Ansprechvermögen von mehr als 0,8 haben. Aufgrund dieses Befundes kann geschlossen werden, dass die betrachteten EPD-Typen im Bereich der human- und veterinärmedizinischen Röntgendiagnostik ohne relevante, messtechnische Probleme eingesetzt werden können.

Abstract

The German x-ray regulation “Röntgenverordnung” requires for the personal dose to be measured immediately on every person who is within the control area for reasons other than their diagnostic examination or therapeutic treatment.

To comply with this requirement directly readable dose meters are used in numerous situations, serving as sole or as additive dosimeters. In Germany, the predominantly used directly readable dosimeters are electronic personal dosimeters (EPD).

Compared to the formerly used pen dosimeters, EPD hold several advantages of practical and metrological nature. Regarding their applicability, however, they show a relevant deficit. When exposed to a radiation field with dose rates of several Sievert per hour (Sv/h) the response, meaning the relation between the displayed and the actual dose, can be significantly reduced. Under conditions of extremely high dose rates no dose might be measured at all.

In the presented study, clinical exposure situations in x-ray diagnostics have been examined in order to classify them regarding their suitability for the use of EPD. Therefore, the response of two different dosimeters (EPD Mk2.3 and DMC2000X) was examined as a function of the dose rate. Furthermore, all relevant exposure situations for persons involved in diagnostic X-ray examinations were listed. For each of these situations the dose rate depending reduction of the response of the dosimeters “EPD Mk2.3”, “DMC2000X”, and “EDM III” was evaluated.

Theory describes the response of EPD to depend on the dosimeter parameters dead time τ and calibration factor g . The correlation between response k and personal dose rate \dot{H}_p can be

approximated as $k \approx \frac{1}{1 + (\dot{H}_p / g) \cdot \tau}$ for diagnostic x-ray pulses. The available technical

studies indicate that the dose rate depending response for dosimeters of the type EPD Mk2.3 and DMC2000X is greater than 0.8 for dose rates of up to a little over 1 Sv/h. For EDM III dosimeters the response only drops below 0.8 at dose rates of about 6 Sv/h.

In the presented work dosimeters of the type EPD Mk2.3 and DMC2000X were exposed to rectangle and sinusoidal half wave pulses. The dose rate dependency of the respective responses was measured. With both dosimeters the expected sigmoidal correlation between response and dose rate was observed. The response of both dosimeters drops below 0.8 at a dose rate of a little more than 1 Sv/h. The dose rate dependent response of the EPD Mk2.3 is in good accordance with the theoretical forecasts when taking into account the dead time and calibration factor as given for the dosimeter type. The dose rate dependency of the response of the DMC2000X cannot be described by the theoretical approximation neither when exposed to a rectangle nor to a sinusoidal half wave pulse.

For a systematic examination of the response of an EPD in clinical exposure situations all relevant clinical activities were listed for human and veterinary x-ray diagnostics. The list can be considered complete. In veterinary medicine only examinations of cats, dogs, and horses were taken into account since examinations of other animals are irrelevantly rare.

In cooperation with the respective clinicians, possible positions of staff members and assistant persons within the radiation field were specified for every clinical exposure situation. The scattering angle and the distance between the entrance plane of the X-ray field on the examined person and the exposed person's position were considered in particular.

The maximum dose rate of the scattered radiation was theoretically estimated for all specified exposure situations. Among others, the power of the x-ray unit, the exposition parameters, the

field size and the angle dependence of the scattered radiation were taken into account and estimated in a way resulting in a conservative estimation of the dose rate at the location of the EPD. In addition to the scattered radiation, also the radiation transmitted through the case of the x-ray unit contributes to the dose rate at the location of the EPD. This contribution was theoretically estimated and metrologically examined as well.

Since the exposed person usually wears at least a protective apron, the shielding effect of an apron of minimum thickness was taken into account in the calculations.

It could be found that the conservatively estimated maximally possible dose rate at the location of each person was equal to or below 1Sv/h in all exposure situations in human and veterinary medicine with only one exception.

To verify the conservatism of the theoretical estimation, measurements of the dose rate have been performed at the location of the EPDs. The measurements were taken in clinical routine as well as in set-up extreme exposure situations. It could be shown that the theoretical description is conservative regarding the measured dose rate at the location of the EPDs.

Based on the metrological examination of the dose rate dependent response of the EPDs, as well as the theoretical estimation of the maximum dose rate at the location of the EPD and the experimental verification thereof, one can assume that the examined EPD types show a response of over 0.8 in all relevant exposure situations. It can be concluded that the tested EPD types can be used in human and veterinary medicine x-ray diagnostics without any relevant metrological problems.

Inhaltsverzeichnis

1.	Motivation	1
2.	Zielstellung	2
3.	Rahmenbedingungen	2
4.	Auswertung bereits durchgeführter Studien zum Einsatz von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern	2
4.1.	Theoretische Arbeiten	2
4.2.	Messtechnische Arbeiten	5
5.	Experimentelle Überprüfung des dosisleistungsabhängigen Ansprechverhaltens von EPD	26
5.1.	Prämissen / Ausgangslage	26
5.2.	Strahlungsfelder und Messaufbau	27
5.3.	Resultate	29
6.	Ansprechverhalten von EPD in klinischen Strahlungsfeldern	32
6.1.	Prämissen / Vorgehen	32
6.2.	Systematik der berücksichtigten klinischen Tätigkeiten	32
6.2.1.	Vorgehen in der Humanmedizin	33
6.2.2.	Vorgehen in der Veterinärmedizin	36
6.3.	Theoretische Abschätzung der Strahlenexposition am Ort der EPD	36
6.3.1.	Einflussfaktoren auf die Einfallsdosisleistung	40
6.3.2.	Einflussfaktoren auf das Streustrahlungsfeld	44
6.3.3.	Einfluss der Gehäusedurchlassstrahlung	51
6.3.3.1.	Berücksichtigung potentieller Direktstrahlungsbeiträge	54
6.3.4.	Aufenthaltsorte von Personen in Streustrahlungsfeldern	55
6.3.4.1.	Vorgehen in der Humanmedizin	55
6.3.4.2.	Vorgehen in der Veterinärmedizin	58
6.3.5.	Berücksichtigung von Strahlenschutzmaterialien	59
6.3.6.	Resultate der Abschätzung der Strahlenexposition am Ort der EPD	59
6.4.	Messtechnische Überprüfung der Konservativität der theoretischen Abschätzung	61
6.4.1.	Die Stichprobe	62
6.4.1.1.	Vorgehen in der Humanmedizin	62
6.4.1.2.	Vorgehen in der Veterinärmedizin	63
6.4.2.	Durchführung der Messungen	63
6.4.2.1.	Vorgehen in der Humanmedizin	63
6.4.2.2.	Vorgehen in der Veterinärmedizin	68
6.4.3.	Die TLD-Dosimetrie	68
6.4.4.	Resultate	69
6.4.4.1.	Resultate der Arbeiten in der Humanmedizin	69
6.4.4.2.	Resultate der Arbeiten in der Veterinärmedizin	70
6.5.	Vergleich von Theorie und messtechnischer Überprüfung	71
7.	Resümee / Empfehlungen	71
8.	Zusammenfassung	72
9.	Danksagung	75
10.	Literatur	75
Anlage A.	Berücksichtigte klinischen Tätigkeiten im Bereich der Human- und Veterinärmedizin	78
A.1.	Humanmedizin	78
A.2.	Veterinärmedizin	82

Anlage B.	Expositionsparameter sowie weitere technische Größen mit Einfluss auf die Strahlenexposition	83
B.1.	Humanmedizin	83
B.2.	Veterinärmedizin	95
Anlage C.	Schemata zur Dokumentation der Position von Personen bei klinischen Tätigkeiten	98
C.1.	Humanmedizin	98
C.2.	Veterinärmedizin	101
Anlage D.	Aufenthaltsorte von Personen bei klinischen Tätigkeiten	102
D.1.	Humanmedizin	102
D.2.	Veterinärmedizin	121
Anlage E.	Schwächungsfaktoren zur Berechnung der Wirkung von Strahlenschutzmaterialien	127
Anlage F.	Konservative Abschätzung der Dosisleistung an Orten der EPD im Strahlungsfeld	128
F.1.	Humanmedizin	128
F.2.	Veterinärmedizin	139
Anlage G.	Winkelabhängigkeit der Streustrahlungsausbeute	142
Anlage H.	Messwerte der maximalen Dosisleistung an unterschiedlichen klinischen Expositionsszenarien	144

1. Motivation

An Personen, die sich aus anderen Gründen als zu ihrer ärztlichen oder zahnärztlichen Untersuchung oder Behandlung im Kontrollbereich aufhalten, ist unverzüglich die Körperdosis zu ermitteln (§35, Abs. 1 Satz 1 der Röntgenverordnung RöV). Neben passiven, amtlichen Dosimetern werden hierzu in einigen Anwendungsbereichen direkt ablesbare Personendosimeter verwendet. Exemplarische Anwendungsbereiche sind die Überwachung Schwangerer oder helfender Personen sowie die Verwendung zusätzlicher Dosimeter in Bereichen mit erhöhter Strahlenexposition.

Als direkt ablesbare Dosimeter sind unterschiedliche Bauarten aktiver elektronischer Dosimeter (EPD) auf dem Markt verfügbar. EPD haben in der Nutzung gegenüber den in der amtlichen Personendosimetrie verwendeten Filmdosimetern oder anderen passiven Dosimetern einige Vorteile. Diese sind z.B. eine höhere Empfindlichkeit sowie Auflösung, eine automatische Protokollierung der Dosis- sowie Warnfunktionen bei Überschreiten bestimmter Dosis- bzw. Dosisleistungswerte.

Es ist jedoch bekannt [1,4,5,6,8], dass einige Dosismessverfahren, zu denen auch die bei EPD verwendeten gehören, bei einer Exposition durch ein Strahlungsfeld mit „zu hoher“ Dosisleistung relevant fehlerhaft messen. Dieser Effekt lässt sich theoretisch gut durch das Totzeitverhalten der EPD erklären [5,8], welches im Teil 1 des Vorhabens beschrieben und simulationstechnisch untersucht wurde. Dosisleistungen, bei denen, durch das Totzeitverhalten bedingt, relevant fehlerhafte Messungen der EPD zu erwarten sind, treten insbesondere in gepulsten Strahlungsfeldern auf. In diesen Feldern kann die Dosisleistung im Strahlungspuls der Primärstrahlung mehr als 100 Sv/h betragen.

Der größte Teil der beruflich strahlenexponierten Personen ist in der Medizin tätig. Hier überwiegen gepulste Strahlungsfelder, insbesondere an Arbeitsplätzen in der diagnostischen und interventionellen Radiologie. Einige Untersuchungen in den im Bereich der Human- und Veterinärmedizin relevanten Strahlungsfeldern zeigen, dass bestimmte Bauarten von EPD trotz der grundsätzlichen, messtechnischen Limitation in den meisten Fällen unter realen klinischen Expositionssituationen die Anforderungen an die Messgenauigkeit erfüllen.

Für den praktischen Einsatz von EPD ist es vor dem Hintergrund der bestehenden Informationslage erforderlich, unter anderem die folgenden beiden Fragen zu beantworten:

1. Wie hoch ist das Ansprechvermögen der für den deutschen Markt relevanten EPD-Typen in Abhängigkeit von der Dosisleistung?
2. An welchen klinischen Arbeitsplätzen können Strahlungsfelder mit einer Dosisleistung auftreten, bei denen relevante Fehlmessungen durch die als relevant anzusehenden EPD-Typen auftreten?

Nur so ist von Seiten der zuständigen Behörden aus festzulegen, an welchen klinischen Arbeitsplätzen EPD sicher eingesetzt werden können.

Um diese Fragen detailliert zu bearbeiten, wurde das hier vorgestellte Vorhaben initiiert.

2. Zielstellung

Gemäß der Leistungsbeschreibung des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) sollen in dem hier vorgestellten Vorhaben insbesondere die beiden oben angesprochenen Fragen für den Bereich der Human- und Veterinärmedizin beantwortet werden.

Als EPD-Typen, welche für den deutschen Markt relevant sind, wurden die Baureihen „EPD Mk2“ der Firma Thermo Scientific sowie „DMC2000XB“¹ der Firma Mirion / Rados festgelegt. Die Einsatzfähigkeit in klinischen Strahlungsfeldern wurde ergänzend auch für den EPD-Typ „EDM III“ der Firma Dosilab überprüft.

Neben den praktischen Arbeiten war es vorgesehen, den bestehenden Wissensstand gemäß verfügbarer Studien und Publikationen zum Einsatz von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern zu Beginn des Vorhabens zusammenzufassen.

3. Rahmenbedingungen

Das Vorhaben wurde mit Starttermin Oktober 2010 einem Konsortium zur Realisierung übertragen, dem das Klinikum Braunschweig, das Fachgebiet für Allgemeine Radiologie und Medizinische Physik der Tierärztlichen Hochschule Hannover, die Arbeitsgruppe Röntgentechnik des TÜV NORD, das Seminar für Strahlenschutz am Klinikum Links der Weser in Bremen sowie das Pius-Hospital Oldenburg angehörten. Die Projektleitung lag beim Klinikum Braunschweig. Das Vorhaben war auf eine Laufzeit von 18 Monaten ausgerichtet.

4. Auswertung bereits durchgeführter Studien zum Einsatz von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern

Zu Beginn des Vorhabens wurde eine umfangreiche Erhebung des Standes der Literatur zum Einsatz von EPD in gepulsten Photonenstrahlungsfeldern durchgeführt und dem BfS vorgelegt.

Wie sich zeigte, wurden bezogen auf die Relevanz des Themas vergleichsweise wenige Arbeiten publiziert, die sich mit dem Verhalten von EPD in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern befassen. Ein Strahlungsfeld wird dabei gemäß der in [1] gegebenen Definition als gepulst angesehen, wenn die Dosisleistung im Feld weniger als 10 Sekunden konstant ist. Die bestehenden und international verfügbaren Arbeiten zum Einsatz von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern stammen fast ausschließlich entweder von deutschen Arbeitsgruppen [17-27] oder von Arbeitsgruppen, die am EU-Projekt ORAMED [2] beteiligt waren [9-15]. Eine weitere Arbeit der IAEA [3] basiert auf Arbeiten früherer EU-Konsortien.

4.1. Theoretische Arbeiten

Unter den Arbeiten, die sich mit dem Einsatz von EPD in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern befassen, sind drei Arbeiten mit primär theoretischem, konzeptionellem Fokus [4-6].

In [4] sind Parameter und Prüfvorschriften zusammengefasst, die eine Aussage über die Eignung von EPD für den Einsatz in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern erlauben. Messungen oder ein Bezug darauf sind in der Arbeit nicht enthalten. In [5] wird anhand theoretischer Überlegungen zur Strahlungsdetektion und zum Detektorverhalten das Verhalten von EPD in gepulsten Feldern beschrieben und an Beispielen simuliert. Allgemein

¹ Der Gerätetyp DMC2000XB ist mit Ausnahme eines zusätzlichen Fensters zur Detektion von beta-Strahlung baugleich zu dem innerhalb des Vorhabens untersuchten Typ DMC2000X

lässt sich das Ansprechvermögen von EPD in Abhängigkeit dreier Basisgrößen beschreiben: der Totzeit, der Zykluszeit sowie eines Kalibrierfaktors g . Dabei gilt

$$H_p = g \cdot N$$

mit der Anzahl N vom EPD detektierter Ereignissen und dem angezeigten Messwert der Personendosisgröße H_p , im hier untersuchten Fall $H_p(10)$. Bei den im Rahmen des Vorhabens untersuchten EPD liegt die Totzeit τ zwischen $5 \mu\text{s}$ und $30 \mu\text{s}$ [5-7]. Der Kalibrierfaktor g beträgt zwischen 5 nSv und etwa 28 nSv je detektiertem Ereignis [5-7]. Die Zykluszeit liegt im Bereich von Sekunden bis zu einigen zehn Sekunden [6, 7]. Sind von einem EPD die Totzeit und der Kalibrierfaktor bekannt, so lässt sich gemäß [5, 8] das Ansprechverhalten des EPD in gepulsten Strahlungsfeldern vorhersagen.

In den EPD sind Algorithmen implementiert, welche den totzeit- bzw. dosisleistungsabhängigen Einfluss auf das Ansprechverhalten partiell korrigieren. Die Algorithmen basieren auf der Anzahl von Ereignissen, die im Zeitfenster der Zykluszeit vom EPD gemessen werden. Bei Strahlenexpositionen an Aufnahmegegeräten in der Röntgendiagnostik beträgt die Expositionszeit teilweise nur wenige Millisekunden. Bei einer Zykluszeit von einigen Sekunden ergibt sich damit selbst bei einer sehr hohen Dosisleistung innerhalb eines Strahlungspulses nur eine geringe, mittlere Dosisleistung, die als Kriterium für die Totzeitkorrektur herangezogen wird. Die Länge der Zykluszeit hat damit Einfluss darauf, ab welcher Pulslänge die Algorithmen zur Korrektur des Totzeiteinflusses bei einem EPD sinnvoll angewandt werden.

Bei dem Totzeitverhalten werden zwei Grenzfälle des Verhaltens unterschieden: ein paralisierendes und ein nicht-paralisierendes Totzeitverhalten. In Abbildung 1 ist schematisch das Totzeitverhalten für die beiden Grenzfälle dargestellt. Im Fall einer nicht-paralisierenden Totzeit tritt nach einem Ereignis im Detektor stets eine Totzeit konstanter Länge τ auf, nach deren Beendigung der Detektor ein neues Ereignis detektieren kann. Im Fall einer paralisierenden Totzeit führen auch Ereignisse, die innerhalb des Zeitfensters τ im Detektor eintreffen und daher nicht detektiert werden, zu einer erneuten Totzeit der Länge τ . Die resultierende Totzeit nach einem detektierten Ereignis kann damit in Abhängigkeit der Ereignisrate wesentlich größer als τ werden.

Die beiden möglichen Verhaltensweisen führen zu unterschiedlicher Entwicklung der Zählrate Z der Dosimeter bei einer hohen Dosisleistung bzw. daraus resultierend einer großen Ereignisrate \tilde{Z} , s. Abbildung 2.

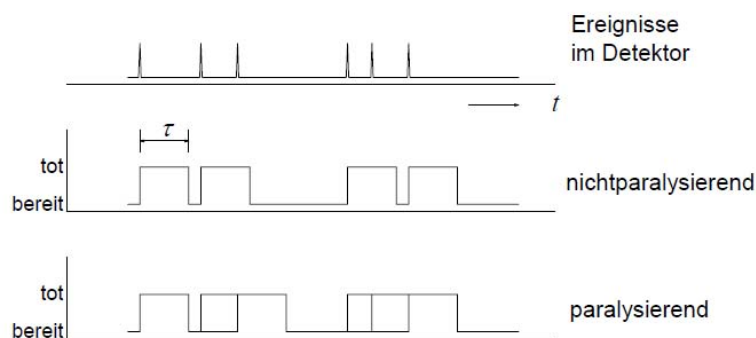


Abbildung 1: schematische Darstellung eines nicht paralisierenden (Mitte) sowie eines paralisierenden (unten) Totzeitverhaltens in Abhängigkeit der Ereignisfolge am Detektor (oben). (aus [5])

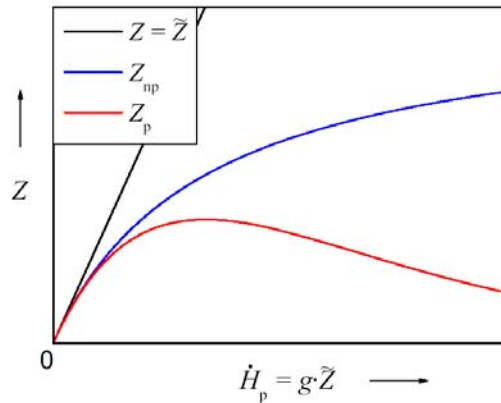


Abbildung 2: Zählrate Z eines Dosimeters in Abhängigkeit der Dosisleistung \dot{H}_p im paralyzierenden (rot) und nicht-paralyzierenden (blau) Grenzfall des Totzeitverhaltens. Die schwarze Linie gibt das Verhalten eines idealen Dosimeters ohne eine Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens wieder. (aus [5])

Im nicht-paralyzierenden Fall nähert sich die Zählrate des Dosimeters bei hoher Dosisleistung asymptotisch einem Maximalwert. Im paralyzierenden Fall nimmt die Zählrate nach dem Erreichen eines Maximums wieder ab. Die in Abschnitt 4.2 sowie in Abschnitt 5 vorgestellten Resultate deuten darauf hin, dass die innerhalb des Vorhabens untersuchten EPD bei hoher Dosisleistung ein paralyzierendes Totzeitverhalten zeigen.

Aus Sicht des Strahlenschutzes ist das Ansprechvermögen k eines Dosimeters, mit $k = Z/\tilde{Z}$, relevant. Für den Fall, dass τ sehr klein gegenüber der Pulsdauer T eines Strahlungspulses ist, lässt sich das Ansprechverhalten gemäß [5] zu $k \approx \frac{1}{1 + \tilde{Z}\tau}$ annähern. In der

Röntgendiagnostik gilt immer $T > 1 \text{ ms}$. Damit ist $\tau \ll T$ für die innerhalb des Vorhabens betrachteten EPD erfüllt, welche alle Totzeiten im Bereich weniger Mikrosekunden haben. In Abbildung 3 ist der Zusammenhang zwischen k und \tilde{Z} schematisch dargestellt.

Für den Fall eines idealen Rechteckpulses ist \tilde{Z} über die gesamte Pulsdauer hinweg konstant. Weicht die Pulsform des Strahlungspulses von einer Rechteckform ab, so ist zu erwarten, dass das Ansprechvermögen eines Dosimeters bezogen auf die mittlere Ereigniszahl

$$\mu = \int_{t=0}^T \tilde{Z}(t) * dt$$

im Puls verringert ist. Der Grund hierfür ist die ungleich verteilte

Ereignisrate im Puls. In Abbildung 4 ist der Zusammenhang zwischen k und μ für unterschiedlich lange Strahlungspulse τ/T dargestellt.

Als durchgezogene Linie ist in Abbildung 4 der Zusammenhang für einen idealen Rechteckpuls dargestellt, mit Symbolen versehen ist der Zusammenhang für einen sinusförmigen Pulsverlauf dargestellt.

In [5] werden keine messtechnischen Resultate vorgestellt, welche die theoretischen Vorhersagen sowie die Simulationsergebnisse überprüfen.

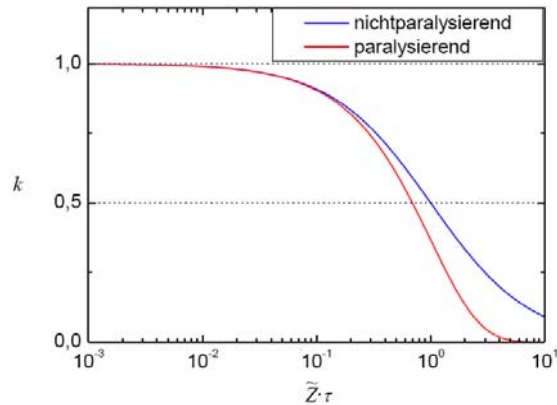


Abbildung 3: Zusammenhang zwischen dem Ansprechvermögen k und der Ereignisrate \tilde{Z} , hier dargestellt als Produkt aus Ereignisrate und Totzeit (aus [5])

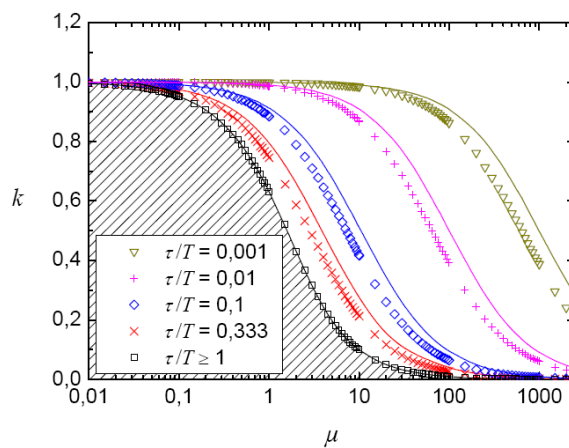


Abbildung 4: Zusammenhang zwischen dem Ansprechvermögen k und der mittleren Ereigniszahl μ in Strahlungspulsen unterschiedlicher Länge τ/T für ideale Rechteckpulse (Linien) bzw. ideale sinusförmige Pulse (Symbole) (aus [5]).

4.2. Messtechnische Arbeiten

Messungen zum Verhalten von EPD in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern werden in [9-15; 17-27] vorgestellt. Keine der Arbeiten gibt dabei ein umfassendes Bild des Verhaltens aller relevanten EPD unter allen relevanten Expositionssituationen ab. Darüber hinaus lassen etliche Arbeiten Fragen zum konkreten Messaufbau bzw. bestehenden Einflussfaktoren offen oder sind in sich inkonsistent. Auf derartige Probleme wird im Folgenden im Zusammenhang mit den einzelnen Arbeiten hingewiesen. Gleichwohl erscheint es möglich, durch die Zusammenführung der Arbeiten wesentliche Aussagen zum Verhalten der EPD zu erhalten.

Im Folgenden werden die als relevant angesehenen Arbeiten systematisch vorgestellt und diskutiert. Danach wird versucht, gemeinsame Aussagen aus den Resultaten der Arbeiten zusammenzustellen.

Das IAEA Techdoc 1564

Die älteste Arbeit, in der das Verhalten von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern betrachtet wird, ist diejenige der IAEA aus dem Jahr 2007 [3]. In der Arbeit wird primär das Verhalten von unterschiedlichen, seinerzeit auf dem Markt verfügbaren, EPD in kontinuierlichen Strahlungsfeldern miteinander verglichen. Darüber hinaus werden auch wenige Untersuchungen in „gepulster Strahlung“ vorgestellt. Die Pulslänge der in den Untersuchungen eingesetzten Strahlungspulse betrug 1,6 Sekunden. Nachdem was inzwischen

über das Verhalten von EPD, insbesondere die Funktion der Totzeitkorrektur bekannt ist [9], können die damals durchgeführten Messungen nicht als im Sinne der Fragestellung relevant angesehen werden. Bei Pulsen einer Pulslänge von 1,6 Sekunden kommt das Verhalten von EPD demjenigen in kontinuierlichen Feldern sehr nahe.

Die Arbeiten der ORAMED-Gruppe

Die in den Arbeiten [9-13] vorgestellten Studien und deren Resultate werden zusammen betrachtet. Die gesammelte Betrachtung ergibt Sinn, da die in Fachzeitschriften publizierten Artikel jeweils Teilaspekte des Abschlussberichtes des WP3 des ORAMED-Projektes [9] behandeln, ohne relevante, weitergehende Informationen zu enthalten. In den Workshop-Präsentationen [10-11] sind einige weitergehende Resultate enthalten.

Im Rahmen des ORAMED-Projektes wurden die umfangreichsten, verfügbaren Untersuchungen zum Verhalten von EPD in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern durchgeführt. Leider werfen die Publikationen an etlichen Stellen Fragen auf, auf die jeweils im Folgenden hingewiesen wird. Diese Fragen behindern die vorbehaltlose Nutzung der Daten des ORAMED-Projektes.

Innerhalb des ORAMED-Projektes wurde neben anderem das Verhalten von sieben EPD-Typen in kontinuierlichen und gepulsten Strahlungsfeldern verglichen. Die EPD-Typen wurden vor dem Hintergrund der Resultate des CONRAD-Projektes [14-15] sowie eines gemeinsamen EURADOS / IAEA-Projektes [3] ausgewählt. Ein Hauptkriterium für die Auswahl war die Verfügbarkeit der EPD in Europa. Sämtliche untersuchten EPD-Typen haben eine untere Energieschwelle von 20 keV oder niedriger. Die drei EPD-Typen, EDM III, DMC2000XB und EPD Mk2.3, die im Rahmen des vorliegenden Vorhabens genauer betrachtet werden, wurden auch innerhalb des ORAMED-Projektes untersucht. Darüber hinaus wurden das PM1621A (Polymaster), das EDD30 (Unfors), das AT3590C (Atomtex) und das DIS-100 (Mirion / Rados) betrachtet.

Die meisten untersuchten EPD arbeiten mit einem Detektor auf der Basis von Si-Dioden. Zwei EPD weichen davon ab. Das PM1621A verwendet einen Detektor auf der Basis eines Geiger-Müller-Zählrohrs. Das DIS-100 hat einen Ionenspeicher-Detektor und ist damit ein quasi passives Dosimeter. Der Aufbau der beiden letztgenannten Dosimeter hat einen starken Einfluss auf ihr Verhalten in Strahlungsfeldern höherer Dosisleistung. Das DIS-100 sollte theoretisch ein von der Dosisleistung unabhängiges Ansprechvermögen bis hin zu sehr hohen Dosisleistungen haben. Das PM1621A sollte aufgrund der im Vergleich zu anderen EPD-Typen langen Totzeit des Detektors bei einer Erhöhung der Dosisleistung schneller ein verringertes Ansprechvermögen zeigen als andere EPD-Typen. Dieses wurde bei den Messungen der ORAMED-Gruppe auch beobachtet.

Im Folgenden werden nur die Resultate der Untersuchungen der Dosimeter DMC 2000XB, EPD Mk2, EDM III und DIS-100 diskutiert. Diese Dosimeter zeigten sich bei den Arbeiten der ORAMED-Gruppe als für den Einsatz in gepulsten Strahlungsfeldern am besten geeignet.

Neben Untersuchungen in gepulsten Strahlungsfeldern wurden von der ORAMED-Gruppe Messungen in kontinuierlichen Strahlungsfeldern durchgeführt. In diesen Feldern wurden die Energieabhängigkeit, die Dosis- und Winkelabhängigkeit sowie die Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens der EPD untersucht. Nachdem diese Untersuchungen nicht im Fokus der hier vorliegenden Arbeit liegen, wird nur soweit darauf eingegangen, wie die Resultate für die Untersuchung in gepulsten Strahlungsfeldern relevant sind.

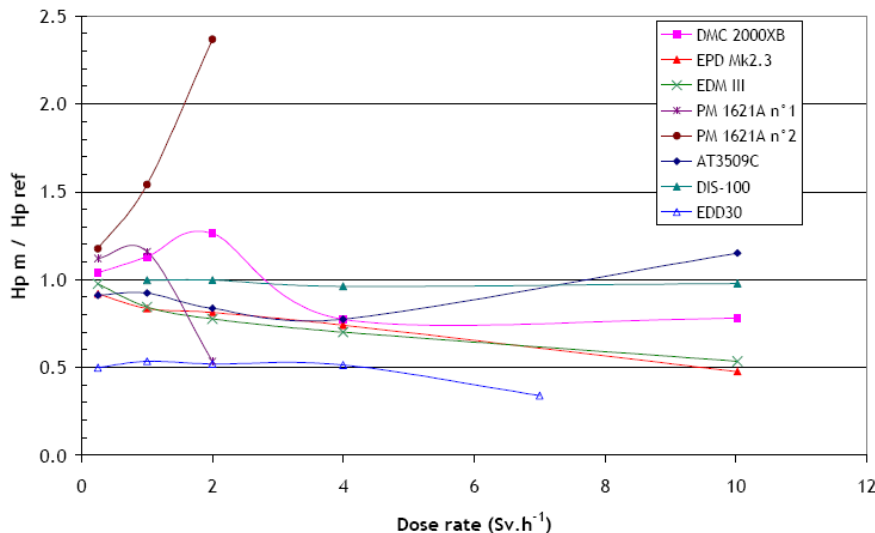


Abbildung 5: Darstellung des Ansprechvermögens $H_{p,m}/H_{p,ref}$ der von der ORAMED-Gruppe untersuchten EPD-Exemplare in Abhängigkeit von der Dosisleistung (dose rate) in kontinuierlichen Strahlungsfeldern (aus [9])

In Abbildung 5 ist das Resultat der Untersuchung der Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens der EPD in kontinuierlichen Strahlungsfeldern dargestellt. Hierbei ist der auf den Messwert eines Referenzdosimeters $H_{p,ref}$ normierte Messwert der EPD $H_{p,m}$ gegen die Dosisleistung (dose rate) aufgetragen. Es ist zu erkennen, dass das Ansprechvermögen der EPD bei der kleinsten untersuchten Dosisleistung nicht bei 1 beginnt, sondern, bei Vernachlässigung des EDD30, im Bereich zwischen 0,9 und 1,15. Als Ursache für die systematische Abweichung gegenüber dem Messwert des Referenzdosimeters bei kleinen Dosisleistungen ist eine Exemplarstreuung der für die Messungen verwendeten EPD anzunehmen. Die Exemplarstreuung ergibt sich aus der zulässigen Bauarttoleranz [28] des Ansprechvermögens der EPD. Sie kann dazu führen, dass auf dem Markt verfügbare, baugleiche EPD um bis zu einem Faktor 1,5 unterschiedliche Messwerte ergeben. Die Exemplarstreuung wurde in der Auswertung der ORAMED-Gruppe nicht berücksichtigt, was zur Folge hat, dass bei den Schlussfolgerungen auf Basis der Messungen der systematische Unterschied im Ansprechvermögen aufgrund der Exemplarstreuung mit dem Einfluss der Dosisleistungsabhängigkeit vermischt wird.

Es ist dabei wahrscheinlich auch nicht möglich, die aus Abbildung 5 zu entnehmenden systematischen Abweichungen des Ansprechvermögens bei dem Messpunkt mit der kleinsten untersuchten Dosisleistung zur Korrektur für die Bewertung des Ansprechvermögens in gepulsten Strahlungsfeldern zu verwenden. Der Grund hierfür ist, dass aus [9] nicht zu ersehen ist, dass bei den Untersuchungen in kontinuierlichen und gepulsten Strahlungsfeldern die gleichen Exemplare der untersuchten EPD-Typen zum Einsatz kamen. Es ist vielmehr davon auszugehen, dass andere Exemplare verwendet wurden. Eine Korrektur des systematischen Unterschieds und damit eine quantitative Analyse des Einflusses der Dosisleistung auf das Ansprechvermögen ist dadurch nicht möglich.

Die Untersuchungen der ORAMED-Gruppe an gepulsten Strahlungsfeldern wurden unter Labor- und klinischen Bedingungen durchgeführt. Entsprechend der Zielstellung des ORAMED-Projektes, welches sich mit dem Einsatz von EPD im Bereich der interventionellen Radiologie und der Kardiologie befasste, wurden die Untersuchungen mit einer im Vergleich zu normaler Röntgendiagnostik stark gefilterten Strahlung, 4,5 mm Aluminium + 0,2 mm Kupfer, durchgeführt. Als Referenzdosimeter wurde bei den Labormessungen eine Flachkammer vom Typ PTW 233612 eingesetzt. Bei der Analyse

wurde ein Dosiskonversionskoeffizient der Luftkerma K_A in die Personentiefendosis $H_P(10)$ von $1,65 \text{ Sv/Gy}$ angenommen. Die verwendeten Strahlungspulse sind in erster Näherung als rechteckig anzusehen. Die Messungen wurden alle im Direktstrahl durchgeführt. Untersucht wurde der Einfluss der Dosisleistung, der Pulslänge sowie der Pulsfrequenz auf das Ansprechvermögen.

Der Einfluss der Dosisleistung auf das Ansprechvermögen wurde im Bereich zwischen $0,1 \text{ Sv/h}$ und 50 Sv/h untersucht. Als Dosisleistung wird in diesem Fall die über den jeweiligen Strahlungspuls gemittelte Dosisleistung \dot{D} gemäß $\dot{D} = D/T$ mit der Gesamtdosis D im Strahlungspuls und der Pulslänge T bezeichnet. Die Pulslänge betrug jeweils 20 ms . Die Untersuchung wurde in einem Multi-Puls Modus mit 10 Pulsen/s (pps) durchgeführt. Bei einer Dosisleistung von $1,8 \text{ Sv/h}$ sowie $6,8 \text{ Sv/h}$ wurden weitere Messungen mit Pulsfrequenzen von 1 pps sowie 20 pps durchgeführt. Bei $1,8 \text{ Sv/h}$ wurde darüber hinaus das Ansprechvermögen bei Exposition durch einen Einzelpuls untersucht.

In Abbildung 6 ist für die vier genauer betrachteten EPD-Typen die gemessene Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens dargestellt. In den Teilabbildungen sind die Resultate aufgetragen, die im Multipuls-Modus sowie bei der Exposition durch den Einzelpuls „graphy“ erhalten wurden.

Wie zu erwarten, geht das Ansprechvermögen R bei den untersuchten Exemplaren der EPD-Typen DMC2000XB, EPD Mk2.3 und EDM III bei einer Dosisleistung (mean dose rate per pulse) oberhalb von etwa 1 Sv/h relevant zurück. Im Unterschied hierzu bleibt das Ansprechvermögen bei dem untersuchten Exemplar des DIS-100 nahezu konstant.

Das Ansprechvermögen der Exemplare des DMC2000XB und EDM III geht im Bereich zwischen 6 Sv/h und 60 Sv/h stärker als proportional zum Anstieg der Dosisleistung zurück. Bei diesen EPD-Typen liegt in dem Dosisleistungsbereich augenscheinlich bereits ein paralysierendes Totzeitverhalten vor. Anhand der Daten wäre prinzipiell eine Abschätzung des Dosisleistungsbereichs möglich, in dem ein konkreter EPD-Typ sinnvoll anwendbar ist, d.h. in welchem Dosisleistungsbereich das Ansprechvermögen oberhalb einer festgelegten Schwelle liegt. Es gibt gleichwohl Probleme, die eine vorbehaltlose Nutzung der Daten der Untersuchungen innerhalb des ORAMED-Projektes erschweren.

Das erste Problem ist die systematische, deutliche Abweichung des Ansprechvermögens der EPD von 1 bei der kleinsten betrachteten Dosisleistung, welche wahrscheinlich auf eine fehlende Korrektur der Exemplarstreuung zurückgeführt werden kann. So wird bei dem untersuchten Exemplar des DMC2000XB bei einer Dosisleistung von 100 mSv/h ein Ansprechvermögen von etwa $1,1$ und bei dem untersuchten Exemplar des EPD Mk2.3 ein Ansprechvermögen von $0,8$ gemessen. Bei den beiden anderen EPD schaut es ähnlich aus. Informationen über den Verlauf des Ansprechvermögens bei einer Dosisleistung unterhalb von 100 mSv/h fehlen vollständig.

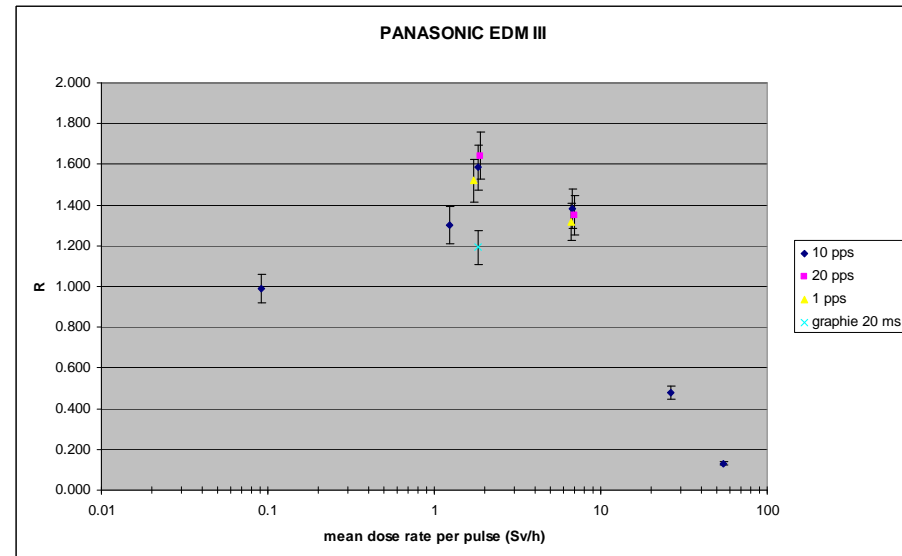
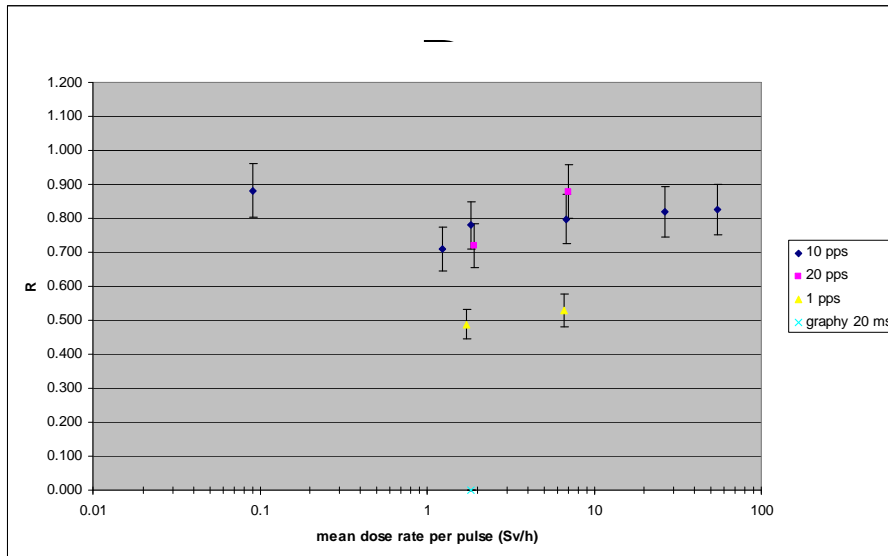
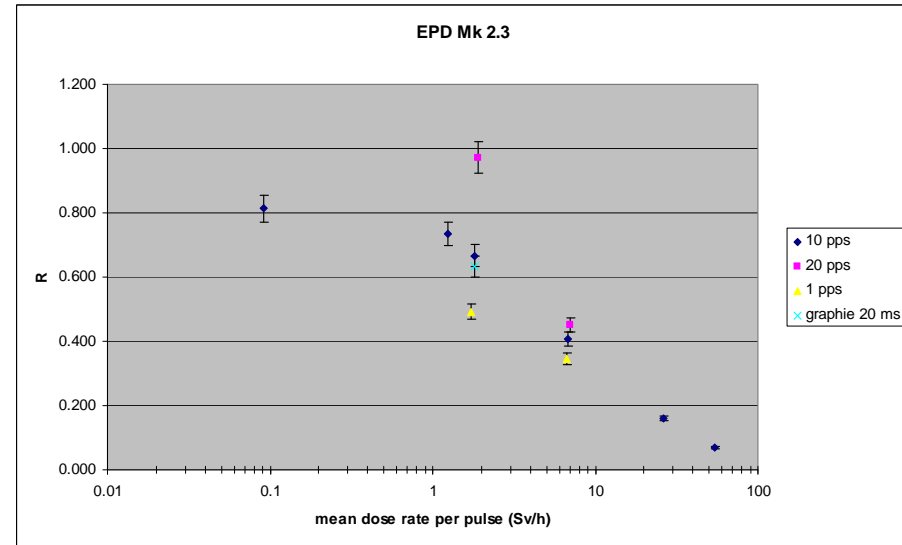
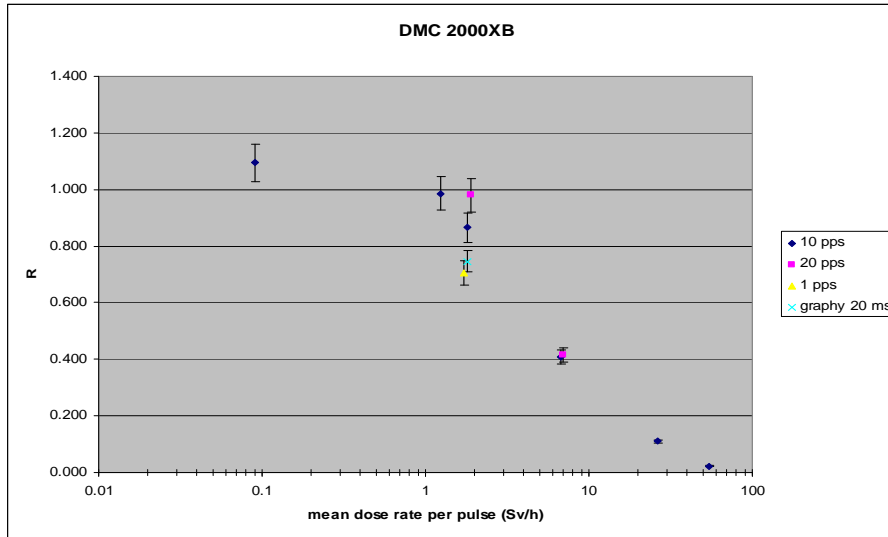


Abbildung 6: Ansprechvermögen (R) von Exemplaren der EPD-Typen DMC2000XB (oben links), EPD Mk2.3 (oben rechts), DIS-100 (unten links) sowie EDM III (unten rechts) in Abhängigkeit der Dosisleistung (mean dose rate per pulse) in gepulsten Strahlungsfeldern unterschiedlicher Pulsfrequenz (aus [9])

Als zweites fällt auf, dass der Zusammenhang zwischen dem Ansprechvermögen und der Pulsfrequenz bei den einzelnen EPD-Typen nicht einheitlich ist. Darüber hinaus folgen die Messwerte nicht der Erwartung, dass mit höherer Pulsfrequenz das Ansprechvermögen steigt. Dieses wäre plausibel, da der Algorithmus der EPD zur Totzeitkorrektur aufgrund der längeren Gesamtpulszeit innerhalb der Zykluszeit zunehmend besser funktionieren sollte. Dabei sollte zwischen dem Ansprechvermögen bei einem Einzelpuls und einer Multipulsfolge von einem Puls pro Sekunde „1 pps“ kein wesentlicher Unterschied bestehen. Grund hierfür ist, dass die Zykluszeit der EPD, wie oben erwähnt, im Bereich von einigen Sekunden liegt. Messwerte, die dieser Erwartung entsprechen, wurden für das DMC2000XB sowie für das DIS-100 gemessen. Bei dem EPD Mk2.3 hingegen wird bei der Exposition durch den Einzelpuls ein um mehr als 20% höheres Ansprechvermögen gemessen als bei der Multipulsfolge mit 1 pps. Dieses auffallend von der Erwartung abweichende Verhalten wurde von der ORAMED-Gruppe nicht kommentiert. Selbiges gilt für das Verhalten des EDM III. Hier wurde bei der Exposition durch den Einzelpuls ein um etwa 20% kleineres Ansprechvermögen als bei der Exposition durch eine 1 pps Multipulsfolge gemessen. Bei dem DIS-100 fällt auf, dass das Ansprechvermögen bei einer Exposition durch eine 1 pps Multipulsfolge um etwa 30% unterhalb derjenigen bei Multipulsfolgen mit 10 pps bzw. 20 pps liegt. Nachdem bei dem DIS-100 keine Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens gemessen wurde und auch nicht zu erwarten ist, sollte auch keine Pulsfrequenzabhängigkeit des Ansprechvermögens bestehen. Die Auffälligkeit wurde von der ORAMED-Gruppe ebenfalls nicht kommentiert.

Sieht man von den angesprochenen Problemen ab, so lassen sich aus den Messungen gleichwohl einige Schlussfolgerungen ziehen:

1. Alle vier untersuchten EPD-Typen zeigen bei 60 Sv/h ein von Null verschiedenes Ansprechvermögen. Das Ansprechvermögen ist beim DMC2000XB am geringsten.
2. Bei einer Normierung des Ansprechvermögens auf den Wert bei 100 mSv/h, was der Annahme entspricht, dass sich das Ansprechvermögen bei kleinerer Dosisleistung nicht mehr relevant ändert, lässt sich die Dosisleistung abschätzen, bei der ein 20%iger Rückgang im Ansprechvermögen erfolgt. Für das DMC2000XB ist dieses etwa bei 1,5 Sv/h der Fall, für das EPD Mk2.3 bei etwa 1,8 Sv/h. Für das EDM III ist als Dosisleistung für einen Rückgang um 20% etwa 15 Sv/h anzunehmen. Der Grund für die im Vergleich zu den beiden anderen EPD-Typen hohe tolerable Dosisleistung ist eine zunächst eintretende Überkompensation bei Dosisleistungen zwischen 1 Sv/h und 10 Sv/h. Diese Überkompensation der Totzeiteffekte beim dem EDM III wurde auch von anderen Arbeitsgruppen festgestellt [21]. Die Werte der ORAMED-Gruppe sind daher zumindest qualitativ als korrekt anzunehmen. Das DIS-100 zeigt erwartungsgemäß bis zu 60 Sv/h keinen Rückgang im Ansprechvermögen.
3. Das oben bereits angesprochene PM1621A, welches ein Geiger-Müller-Zählrohr verwendet, zeigt bei gepulster Strahlung kein messbares Ansprechen. Dieses bestätigt die Vermutung, dass EPD derartiger Bauart für den Einsatz in gepulsten Strahlungsfeldern nicht geeignet sind.

Die ORAMED-Gruppe hat keine Resultate über Messungen im Bereich der Dosisleistung zwischen 1,8 Sv/h und etwa 6,5 Sv/h veröffentlicht. Somit fehlt der aus Strahlenschutzsicht relevante Bereich des Rückgangs des Ansprechvermögens.

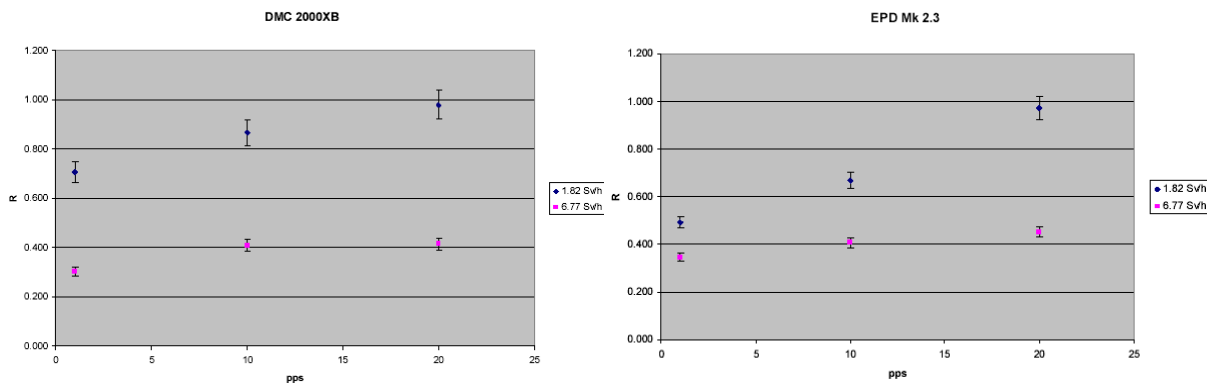


Abbildung 7: Zusammenhang zwischen der Pulsfrequenz (pps) und dem innerhalb der ORAMED-Arbeit als R bezeichneten Ansprechvermögen für das DMC2000XB (links) sowie das EPD Mk2.3 (rechts) (aus [9]).

Es ist aufgrund der Totzeitkompensationsalgorithmen der EPD eine Abhängigkeit des Ansprechvermögens von der Pulsfrequenz sowie der Pulslänge zu erwarten. Dieser Zusammenhang wurde von der ORAMED-Gruppe nachgewiesen. Er ist bei den unterschiedlichen EPD unterschiedlich stark ausgeprägt und entsprechend der Ergebnisse der ORAMED-Gruppe bei kleinerer Dosisleistung ausgeprägter als bei großer.

Entsprechende Resultate sind exemplarisch für die EPD-Typen DMC2000XB und EPD Mk2.3 in Abbildung 7 dargestellt. In der Abbildung ist das innerhalb der Arbeit der ORAMED-Gruppe als R bezeichnete Ansprechvermögen in Abhängigkeit der Pulsrate (pps) einer Multipulsfolge für jeweils zwei unterschiedliche Dosisleistungswerte im Strahlungspuls dargestellt.

Der Zusammenhang zwischen der Pulslänge (pulse time duration) und dem Ansprechvermögen R ist in Abbildung 8 für die EPD-Typen EPD Mk2.3 sowie EDM III dargestellt. Bei dem EPD Mk2.3 ist das Ansprechvermögen bei Pulslängen bis zu 100 ms unabhängig von der Pulslänge. Bei einer Pulslänge von 1000 ms liegt das gemessene Ansprechvermögen um etwa einen Faktor 1,2 darüber. Dieses entspricht dem erwarteten Zusammenhang unter der Prämisse, dass bei kleinen Pulslängen keine relevante Korrektur von Totzeiteffekten erfolgt. Bei einer Pulslänge von einer Sekunde wird durch die Totzeitkorrektur dem gegenüber bereits ein Teil des Minderansprechens korrigiert. Die Messwerte für das EDM III entsprechen an dieser Stelle nicht der Erwartung. Es ist nicht plausibel, weshalb bei kurzen Pulslängen und hohen Dosisleistungen bei unveränderter Gesamtdosis ein um einen Faktor zwei höheres Ansprechvermögen resultieren sollte als bei längeren Pulsen mit kleinerer Dosisleistung.

Das Verhalten von EPD unter „klinischen“ Bedingungen wurde von der ORAMED-Gruppe durch zwei Szenarien nachgestellt:

1. Phantomuntersuchungen im „Streustrahlungsfeld“ einer klinisch genutzten Röntgenanlage
2. Vergleich der gemessenen Dosis von EPD und Referenzdosimetern bei paralleler Verwendung durch bei klinischen Tätigkeiten strahlenexponierte Personen

Zu 1:

Für die Messungen wurde ein Alderson-Phantom als Streukörper, Patient, verwendet.

Die EPD wurden für die Messungen auf einem ISO slab-Phantom montiert, s. Abbildung 9. Dabei wurden jeweils zwei untersuchte EPD zur gleichzeitigen Exposition zwischen Referenzdosimetern positioniert.

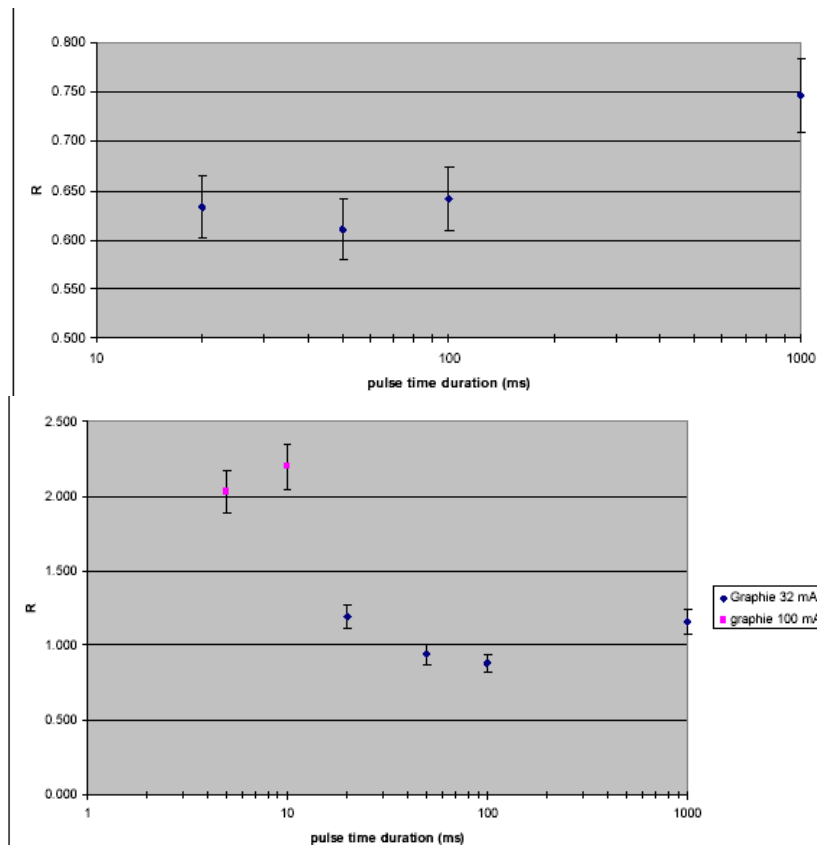


Abbildung 8: Zusammenhang zwischen der Pulslänge (pulse time duration) und dem Ansprechvermögen R für das EPD Mk2.3 (oben) und das EDM III (unten) (aus [9])



Abbildung 9: Befestigung der EPD auf dem ISO slab-Phantom bei den Messungen unter klinischen Bedingungen. Zwei EPD sind mittig montiert, zwei Referenzdosimeter außen (aus [9])

Die EPD wurden in den Strahlungsfeldern von vier unterschiedlichen Untersuchungsszenarien exponiert, s. Abbildung 10. Der Strahlengang ist in zwei Expositionsszenarien vertikal von oben nach unten, Szenarien nach a) und b), sowie in zwei Expositionsszenarien horizontal, Szenarien nach c) und d), ausgerichtet. Bei den Szenarien nach a) und d) befinden sich Röntgenröhre, Streukörper und EPD in einer Ebene senkrecht zur Achse des Patientenlagerungstisches. Bei den Szenarien b) und c) ist das ISO slab-Phantom längs der Tischachse gegenüber der Röntgenröhre und dem Streukörper verschoben.

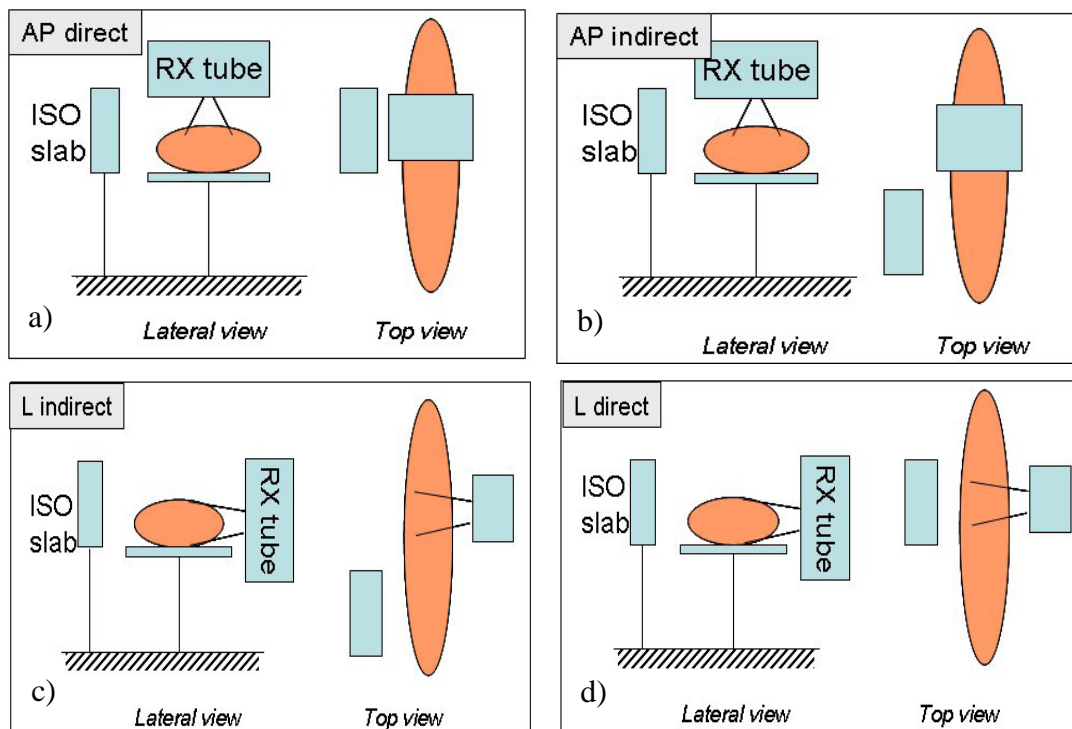


Abbildung 10: Messaufbauten bei den Phantomuntersuchungen an der klinischen Röntgenanlage (aus [9])

Das ISO slab-Phantom ist in allen Fällen parallel zur Patientenliege orientiert. Dieses hat zur Folge, dass in den Messaufbauten nach Abbildung 10 b-c) die EPD unter sehr spitzen Winkeln bestrahlt werden.

In Abbildung 11 ist exemplarisch das Ansprechvermögen $H_p(10)_m/H_p(10)_{ref}$ von EPD der Typen DMC2000XB (obere Teilabbildung) und EPD Mk2.3 (untere Teilabbildung) für drei unterschiedliche Einfallswinkel (angle) aufgetragen. Es ist zu erkennen, dass bei einem großen Winkel zur Einfallsnormalen das Ansprechvermögen deutlich vom Wert bei einer senkrechten Exposition abweichen kann. Die Messwerte für das Ansprechvermögen der EPD werden daher bei den Expositionsszenarien nach c) und d) neben der Dosisleistung an dem Messort auch wesentlich durch den Einfluss des Einfallswinkels beeinflusst. Auf diesen Einfluss wird bei der Analyse der ORAMED-Gruppe nicht eingegangen.

Zudem ist es aufgrund der Anordnung der EPD und der Referenzdosimeter auf dem ISO slab-Phantom anzunehmen, dass die Dosisleistung aufgrund der Inhomogenität des Strahlungsfeldes an den Positionen der vier Dosimeter, s. Abbildung 9, relevant unterschiedlich ist. Im Bericht der ORAMED-Gruppe [9] heißt es hierzu: „die Inhomogenität ist im Messfeld < 20%“. Dabei wurde nicht angegeben, ob die Aussage nur für die Messaufbauten nach Abbildung 10 a) und d) oder auch für diejenigen nach Abbildung 10 b) und c) gilt.

Der Messaufbau nach Abbildung 10 d) stellt einen Sonderfall bei horizontaler Exposition eines Objektes dar. Bei diesem Messaufbau ist nicht klar ersichtlich, ob sich die Dosimeter im Streustrahlungsfeld oder im geschwächten Direktstrahl hinter dem Streukörper befinden. Derartige Expositionssituationen sind im Bereich der Humanmedizin nur an wenigen Arbeitsplätzen überhaupt möglich. In fast allen Fällen befindet sich an dieser Stelle der Bildempfänger, der eine Direktexposition des Personals verhindert. Für Personal im Bereich der Veterinärmedizin ist eine entsprechende Exposition ebenso sehr unwahrscheinlich, kann jedoch nicht bei allen Expositionsszenarien mit entsprechend hoher Sicherheit wie in der Humanmedizin ausgeschlossen werden.

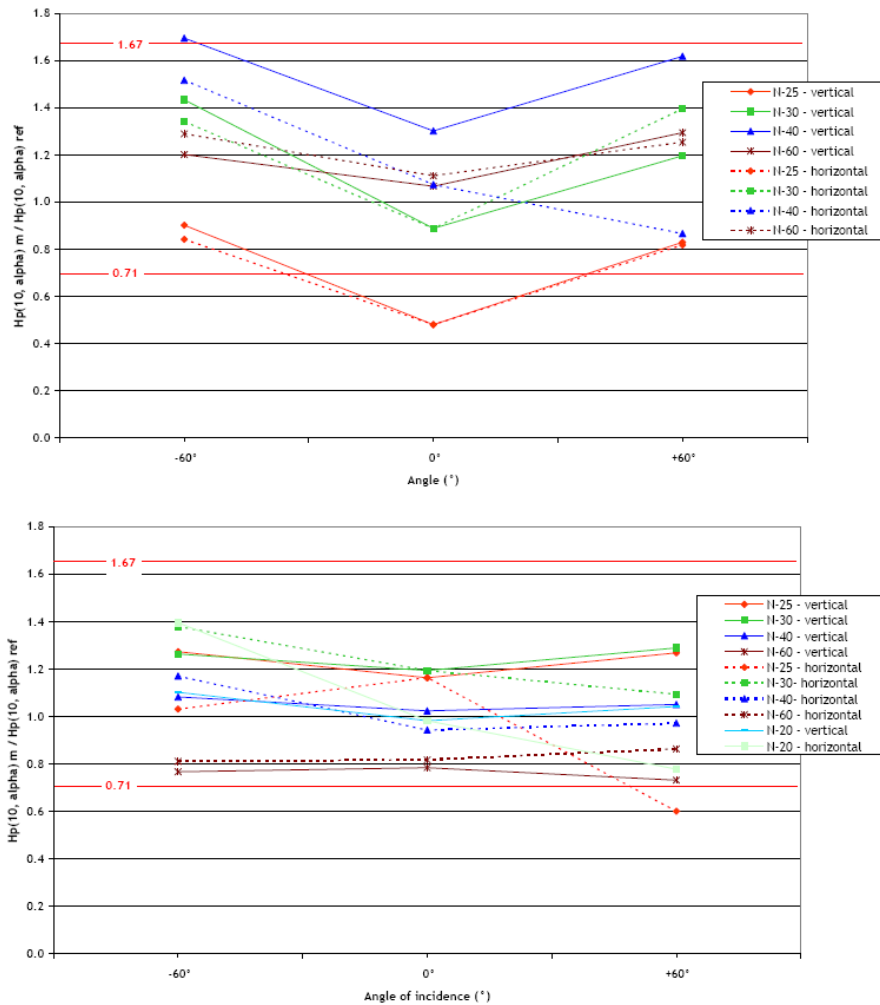


Abbildung 11: Ansprechverhalten $H_p(10)_m/H_p(10)_{ref}$ von EPD der Typen DMC2000XB (oben) sowie EPD Mk2.3 (unten) für unterschiedliche Röntgenspektren bei einer Verkippung der Strahleinfallsrichtung um -60° (linke Symbole) bzw. +60° (rechte Symbole) zur Senkrechten sowie bei einer Senkrechtexposition. Eine Verkippung in vertikaler sowie horizontaler Richtung ist farbcodiert unterschieden (aus [9]).

Die EPD wurden ohne die verpflichtend an den Arbeitsplätzen von Personen im Strahlungsfeld zu tragenden Strahlenschutzschürzen exponiert. Durch die Vorgehensweise sind die Messergebnisse nicht direkt auf reale klinische Expositionssituationen zu übertragen. Durch die im klinischen Einsatz verwendete Strahlenschutzkleidung ist die Dosisleistung am Ort der EPD im Vergleich zu der in den Aufbauten simulierten Situation um etwa einen Faktor 10 kleiner.

Das Resultat der Untersuchung der EPD-Typen in den vier unterschiedlichen klinischen Aufbauten wurde von der ORAMED-Gruppe in einer Graphik zusammengefasst, s. Abbildung 12. In der Abbildung ist das Ansprechvermögen (response to TL_dose) gegen die Dosisleistung (Dose rate at phantom) aufgetragen. Bei der Auftragung wurden die Messwerte der vier Expositionsszenarien nicht unterschieden. Der Dosisleistungsbereich bei den Expositionen liegt zwischen etwa 0 Sv/h und 1,1 Sv/h. Dieses entspricht dem für klinische Expositionssituationen zu erwartenden Bereich der Dosisleistung.

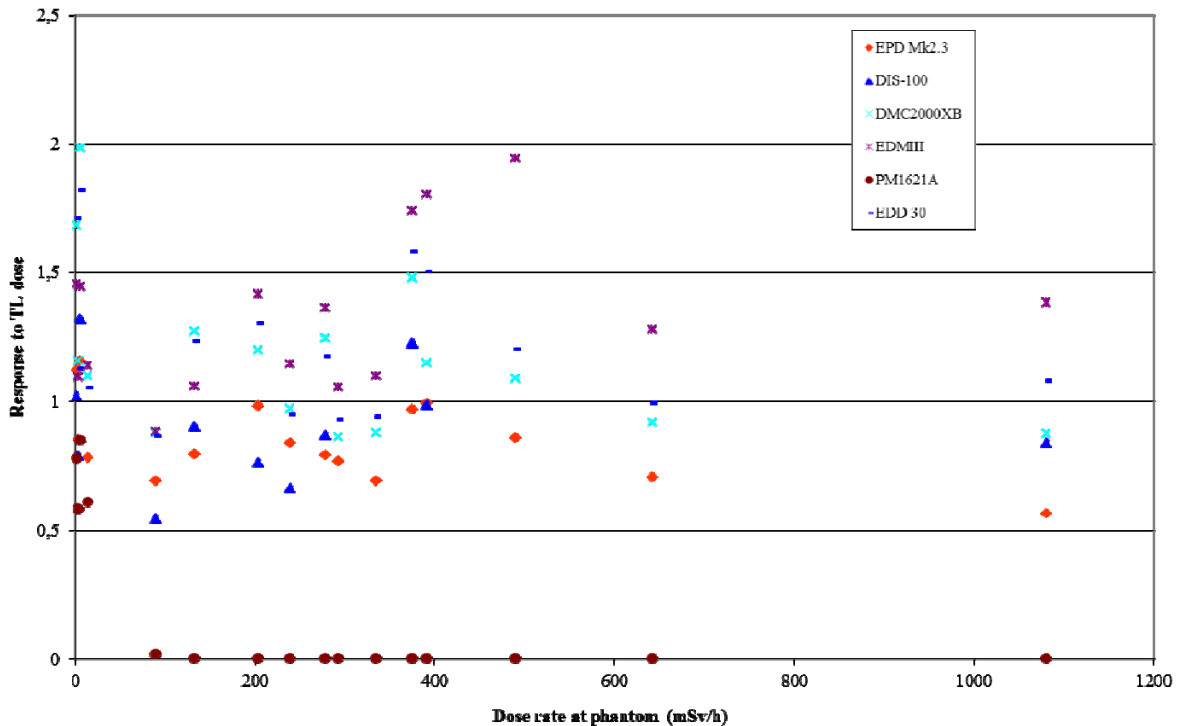


Abbildung 12: Zusammenhang zwischen der Dosisleistung und dem Ansprechvermögen von EPD bei den klinischen Phantomuntersuchungen nach Abbildung 10 (aus [9])

Durch die oben erwähnten Einflussfaktoren ist die von der ORAMED-Gruppe anhand der klinischen Phantomuntersuchungen ermittelte Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens der EPD kaum sinnvoll zu beurteilen. Es fällt dabei auf, dass die Unterschiede der Messwerte für das Ansprechvermögen bei kleinen Unterschieden in der Dosisleistung teilweise größer als 30% sind. Auch der dosisleistungsabhängige Verlauf des Ansprechvermögens des DIS-100 (blaues Dreieck) ist unverständlich. Dieser EPD-Typ sollte gemäß der theoretischen Erwartung und auch entsprechend der bereits vorgestellten, weiteren Resultate keine Dosisleistungsabhängigkeit zeigen, s. Abbildung 6. Dem gegenüber schwanken die in Abbildung 12 aufgetragenen Messwerte für das DIS-100 um nahezu 50%.

Trotz der beschränkten Aussagekraft der Daten ist festzustellen, dass sich mit Ausnahme des PM1621A bei allen untersuchten EPD-Typen das Ansprechvermögen bis zur höchsten untersuchten Dosisleistung bei etwa 1,1 Sv/h nicht wesentlich gegenüber dem Wert bei der kleinsten betrachteten Dosisleistung ändert. Ob das Ansprechvermögen des DMC2000XB oder des EPD Mk2.3 bei 1,1 Sv/h um mehr als 20% niedriger als bei <100 mSv/h ist, lässt sich aufgrund der großen Messwertstreuung nicht entscheiden.

Im Rahmen der Phantomuntersuchungen wurde auch der Einfluss der Pulslänge auf das Ansprechvermögen untersucht. In Abbildung 13 sind exemplarisch Resultate der Untersuchung von EPD der Typen DMC2000X und EPD Mk2.3 dargestellt. In den Graphiken ist das Ansprechvermögen APD_{dose}/TLD_{dose} der EPD in Abhängigkeit der Pulslänge (*ms*) aufgetragen. Bei der Untersuchung wurde neben der Expositionszeit jedoch parallel der Röhrenstrom variiert. Dieses hat zur Folge, dass beide Einflussfaktoren einander überlagern. Der Einfluss der Pulslänge allein ist damit anhand der Daten faktisch nicht zu separieren.

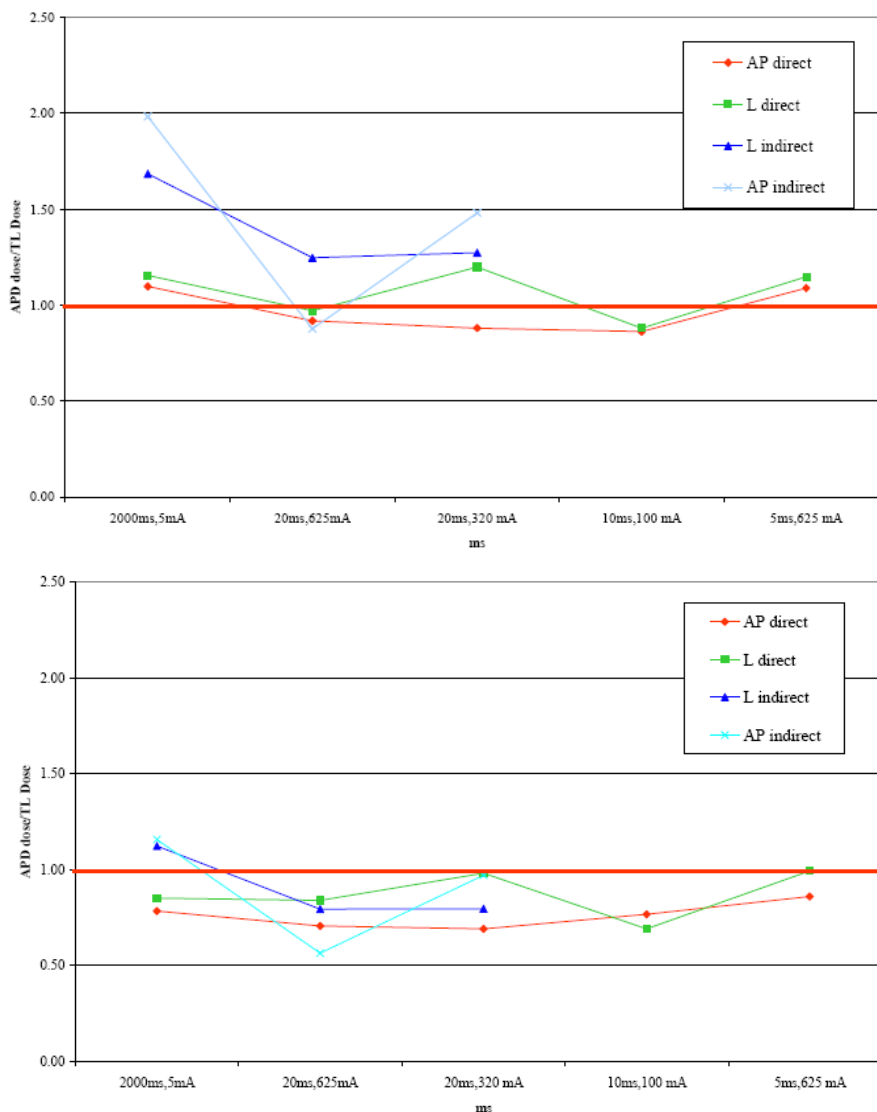


Abbildung 13: Resultate der Untersuchung der Pulsweitenabhängigkeit (ms) des Ansprechvermögens APD_{Dose}/TLD_{Dose} für EPD der Typen DMC2000X (oben) sowie EPD Mk2.3 (unten)

Zu 2:

Bei der Untersuchung des Ansprechvermögens der EPD während klinischer Tätigkeit wurden EPD zusammen mit TLD-Referenzdosimetern oberhalb der Strahlenschutzkleidung getragen. Es wurde darauf geachtet, dass von den TLD-Dosimetern eine Dosis oberhalb von $300 \mu\text{Sv}$ gemessen wurde. In Abbildung 14 ist exemplarisch die Trageweise der EPD sowie der Referenzdosimeter dargestellt.

Die Festlegung einer Dosisleistung bei der Exposition der Dosimeter war aufgrund des langen Tragezeitraums und der unterschiedlichen Expositionssituationen nicht möglich. Es wurde daher ausschließlich das Ansprechvermögen der EPD in Bezug auf die jeweiligen Referenzdosimeter ausgewertet.



Abbildung 14: Exemplarische Darstellung der Trageweise der EPD sowie der Referenzdosimeter bei der Untersuchung des Ansprechvermögens bei klinischer Tätigkeit

In Abbildung 15 ist das Ansprechvermögen $H_p(10)_{APD}/H_p(10)_{passive\ dosimeter}$ der untersuchten EPD-Typen als Häufigkeitsverteilung aufgetragen. Die Verteilung der Werte für das Ansprechvermögen ist für alle EPD-Typen sehr breit. In etlichen Fällen besteht mehr als ein Faktor 2 Unterschied zwischen dem kleinsten und größten Wert für einen EPD-Typ. Dabei ist der Mittelwert für jedes EPD kleiner 1, d.h. sämtliche EPD-Typen unterschätzen nach dieser Untersuchung die eigentliche Dosis. Der Mittelwert des DIS-100 liegt bei 0,86 mit Werten zwischen 0,4 und 2,0.

Die Resultate werden von der ORAMED-Gruppe nicht weiter kommentiert. Sie stehen im Widerspruch zu den Untersuchungen unter Laborbedingungen sowie den von der Gruppe durchgeführten Phantomuntersuchungen. Eine mögliche Erklärung für die auffallende Abweichung von den sonstigen Resultaten mag die Position der Befestigung der EPD sein. Es ist in Abbildung 14 zu erkennen, dass die EPD sowie das Referenzdosimeter über einen vergleichsweise großen Bereich des Thorax verteilt angeordnet sind. Dadurch werden die Dosimeter mit teilweise deutlich unterschiedlichem Einfallswinkel der Strahlung exponiert. Zudem ist zu vermuten, dass im Beispiel in Abbildung 14 bei der normalen Tätigkeit regelmäßig eines oder mehrere der Dosimeter durch den linken Arm der Trägerin abgeschirmt werden. Somit liegen auch bei paralleler Trageweise der Dosimeter potentiell gänzlich unterschiedliche Expositionsbedingungen vor. Eine weitere Ursache für die auffallende Diskrepanz zum erwarteten Verhalten der EPD mag in den allgemein wahrscheinlich recht kleinen Messwerten verbunden mit einer vergleichsweise hohen Messunsicherheit liegen. Über diese wird von der ORAMED-Gruppe keine Aussage gemacht.

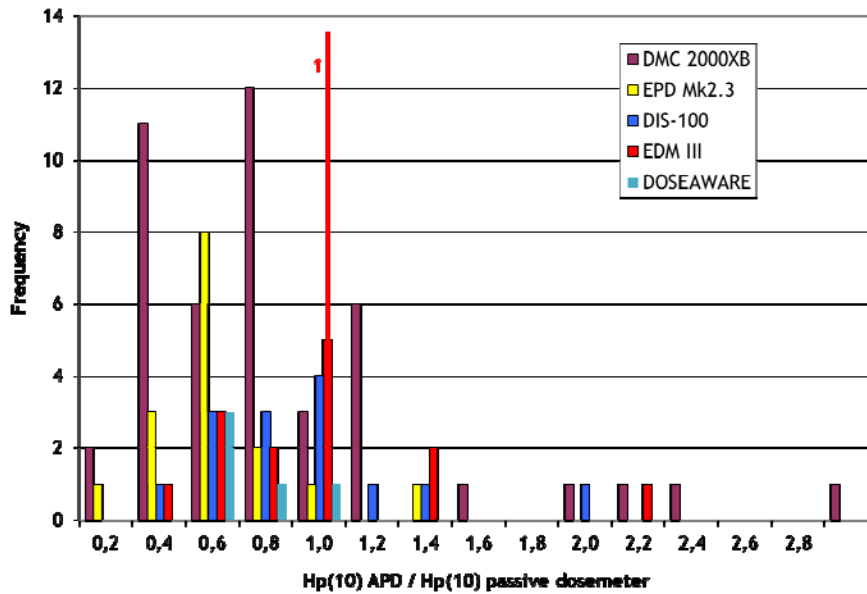


Abbildung 15: Häufigkeitsverteilung des relativen Ansprechvermögens $H_p(10)_{APD}/H_p(10)_{passive\ dosimeter}$ von EPD unterschiedlicher Typen (aus [2])

Zusammenfassend ist folgendes in Bezug auf die Untersuchungen der ORAMED-Gruppe festzuhalten:

1. Die ORAMED-Gruppe hat das Verhalten von zahlreichen EPD-Typen in einer Vielzahl unterschiedlicher Expositionssituationen und mit einer großen Anzahl unterschiedlicher Fragestellungen untersucht. Bei vielen Untersuchungen verbleiben gleichwohl offene Fragen bzw. werden auffällige Resultate nicht kommentiert.
2. Es ist zu erkennen, dass die vier primär betrachteten EPD-Typen, DMC2000XB, EDM III, EPD Mk2.3 und DIS-100 bis zu einer Dosisleistung von etwa 1,5-2 Sv/h ein Ansprechvermögen oberhalb von 0,8 haben. Bei weiterer Erhöhung der Dosisleistung geht bei allen EPD-Typen mit Ausnahme des DIS-100 das Ansprechvermögen stark zurück. Es besteht dabei jedoch auch bei einer Dosisleistung von 60 Sv/h noch ein deutlich von Null verschiedenes Ansprechvermögen bei diesen EPD-Typen.
3. Es besteht mit Ausnahme des DIS-100 bei den untersuchten EPD-Typen ein nachweisbar positiver Zusammenhang zwischen dem Ansprechvermögen und der Pulsfrequenz sowie der Pulsdauer.

Die weiteren veröffentlichten Arbeiten mit messtechnischem Hintergrund sind von deutlich kleinerem Umfang als die der ORAMED-Gruppe.

Die UFO-Plan Vorhaben StSch4434 sowie StSch4477 zur Strahlenexposition von helfenden Personen, von Mitarbeitern in der Veterinärmedizin sowie bei Grenzkontrollen

Das UFO-Plan Vorhaben StSch4434 wurde federführend von der PTB Braunschweig durchgeführt [17]. Es befasste sich mit der Strahlenexposition von „helfenden Personen“ in Medizin, Zahnmedizin und Veterinärmedizin sowie mit derjenigen bei Grenzkontrollen.

Bei den Messungen innerhalb des Vorhabens wurden neben anderen auch Personendosimeter vom Typ EPD Mk2.3 eingesetzt. Bei den Untersuchungen zur Strahlenexposition helfender Personen wurden die EPD oberhalb der Strahlenschutzkleidung befestigt.



Abbildung 16: Beispiele von Expositionssituationen helfender Personen in der Veterinär-, Human- und Zahnmedizin (aus [17])

In Abbildung 16 sind einige der innerhalb des UFO-Plan Vorhabens untersuchten Expositionsszenarien abgebildet.

Vor der Nutzung der EPD für die Messzwecke innerhalb der Studie wurde deren Eignung durch Exposition unter definierten Bedingungen innerhalb der PTB geprüft. Es wurde dabei festgestellt, dass die eingesetzten EPD „für alle Expositionssituationen bei helfenden Personen geeignet“ waren, s. [17]. Die konkrete, maximale Dosisleistung, der die EPD dabei ausgesetzt waren, wird in der Arbeit gleichwohl nicht erwähnt. Es wird einzig darauf hingewiesen, dass diese sich im „Bauart zugelassenen Bereich“ befand, d.h. dass die Dosisleistung unterhalb von 1 Sv/h war. Gleichwohl ist das Resultat im Hinblick auf die innerhalb des aktuellen Vorhabens untersuchte Fragestellung relevant. Es zeigt, dass bei den innerhalb des Vorhabens StSch4434 durchgeführten Untersuchungen bei helfenden Personen keine Dosisleistung am Trageort der EPD gemessen wurde, die oberhalb von 1 Sv/h lag.

Bei Grenzkontrollen werden zur Überprüfung des Inhalts von LKW oder Containern Röntgenstrahler eingesetzt, die einen Nadel- oder Fächerstrahl aussondern. In Abbildung 17 ist ein derartiger Messaufbau schematisch dargestellt.

Die Leistung der hier eingesetzten Röntgengeneratoren ist im Vergleich zur Medizin hoch. Die Pulszeit ist durch die Rotationsgeschwindigkeit des Nadelstrahls gegeben. Sie liegt bei etwa 70 ms.

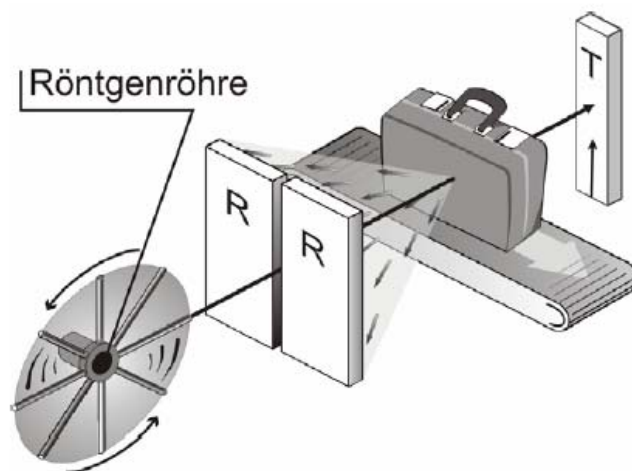


Abbildung 17: Schemazeichnung einer Gepäckdurchleuchtung mittels eines rotierenden Nadelstrahl-Scanners mit Signaldetektion in Transmission und Rückstreuung (aus [17])

Die PTB-Arbeitsgruppe teilt im Abschlussbericht des Vorhabens, sowie in einigen Publikationen mit, dass EPD im Unterschied zu speziellen Messkammern, die für das Vorhaben entwickelt wurden, in derartigen Feldern nicht verlässlich eingesetzt werden können [17-20]. Es werden in den Publikationen jedoch mit einer Ausnahme keine Messwerte angeführt, welche helfen diese Aussage zu untermauern. Nur in der Arbeit [20] sind Messwerte der EPD denen gegenübergestellt, die von den speziellen Messkammern gemessen wurden. Die zugehörige Messwerttabelle ist in Abbildung 18 dargestellt. Die Messwerte des EPD Mk2.3 stimmen in diesem Fall mit einer Abweichung von weniger als 20% mit denen der Referenzdosimeter der PTB überein. Anhand der publizierten Messdaten ist die Aussage der nicht gesicherten Einsatzfähigkeit damit nicht zu verifizieren. Ein Manko im Hinblick auf die Verwertbarkeit unter der aktuellen Fragestellung ist bei dem Teilprojekt zur Strahlenexposition bei Grenzkontrollen das Fehlen von Daten zur Dosisleistung am Ort der Dosimeter. Hierdurch sind die Resultate der Arbeit nur mit Einschränkungen im Sinne der aktuellen Fragestellung nutzbar.

Innerhalb des UFO-Plan Vorhabens StSch4477 wurde eine Job-Exposure-Matrix für den veterinärmedizinischen Bereich erstellt [21]. Bei den Messungen innerhalb des Vorhabens wurden EPD der Typen EPD Mk2.3 sowie EDM III eingesetzt.

Type	MF	HV (kV)	current (mA)	This work				
				EPD Mk2 FH40G-L10 HP10-02 HS01-112				
				dose/scan (μSv)	dose/scan (μSv)	dose/scan (μSv)	dose/scan (μSv)	
				$H_p(10)$	$H^*(10)$	$H_p(10)$	$H^*(10)$	
Cargo, T+B	A	450	6.65	0.4	0.2	0.4	0.2	Slow
				0.2	0.1	–	0.2	Fast
Person, T	B	160	3.7	5.5	4	5	4.2	
Person, T	C	140	0.65	5	4-13	6	5.7	
Person, T	C	140	0.18	2	–	–	1.5	
Person, T	C	220	1.0	3	2	3.6	3.2	
Person, B	D	50	5.0	0,03	0.04	–	0.07	

Abbildung 18: Messwerte zur Strahlenexposition bei Grenzkontrollen durch unterschiedliche Scanner sowie gemessen durch unterschiedliche Dosimetertypen (aus [20]).

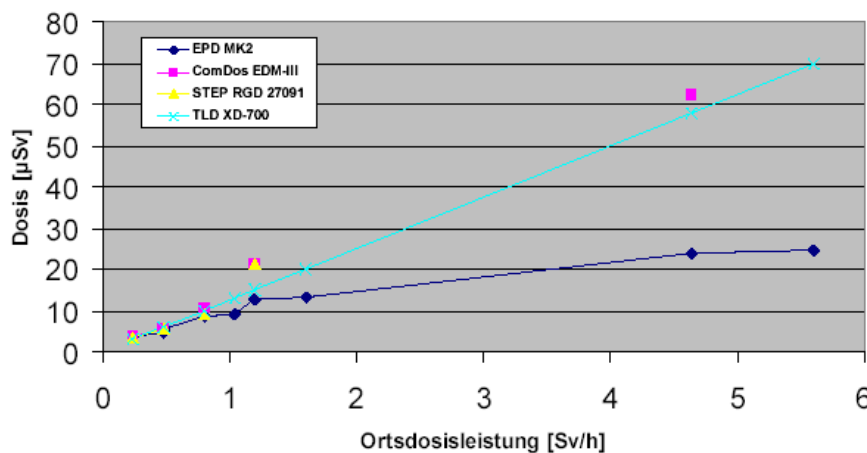


Abbildung 19: Zusammenhang zwischen der von einem Dosimeter gemessenen Dosis und der Ortsdosisleistung (aus [21])

Die Dosimeter wurden an unterschiedlichen Positionen des Körpers strahlenexponierter Personen befestigt, um die dortige Dosis abzuschätzen. Bei sämtlichen Messungen, bis auf einer in Gonadenhöhe, wurden die EPD oberhalb der Schutzkleidung befestigt. Im Vorfeld der Messungen wurde die Eignung der EPD im Hinblick auf die Fragestellung überprüft. Hierzu wurde die von den EPD der beiden verwendeten Typen gemessene Dosis in Abhängigkeit der Ortsdosisleistung ausgewertet. Als Referenzdosimeter wurden TLD des Typs XD-700 verwendet. In Abbildung 19 ist der gemessene Zusammenhang aufgetragen.

Der Messwert des EPD Mk2.3 weicht bis zu einer Dosisleistung von 1,2 Sv/h nicht wesentlich von dem des Referenzdosimeters ab. Bei höherer Dosisleistung ist eine relevante, anhand der vorliegenden Informationen gleichwohl nicht quantifizierbare Abweichung festzustellen. Leider weichen gerade in dem besonders interessierenden Bereich der Dosisleistung zwischen 1 Sv/h und 2 Sv/h die Messpunkte des EPD Mk2.3 deutlich von einer theoretisch zu erwartenden, kontinuierlichen Änderung des Ansprechvermögens ab. Eine konkrete Aussage über das dosisleistungsabhängige Ansprechverhalten in diesem Bereich ist daher anhand der Messdaten kaum möglich. Das EDM III misst im gesamten untersuchten Dosisleistungsbereich eine im Vergleich zum TLD-Referenzdosimeter leicht höhere Dosis. Selbiges war bereits bei den Untersuchungen der ORAMED-Gruppe aufgefallen [9].

Bei der Erstellung der Job-Exposure-Matrix wurden die EPD nur in Strahlungsfeldern eingesetzt, bei denen eine vorherige Abschätzung der Ortsdosisleistung ergeben hatte, dass diese in dem Bereich lag, für den der verwendete EPD-Typ gut geeignet erschien. Bei höherer Ortsdosisleistung wurde mit passiven Dosimetern gemessen.

Anhand der innerhalb des UFO-Plan Vorhabens entwickelten Job-Exposure-Matrix ist zu ersehen, dass die Dosisleistung unterhalb der Strahlenschutzkleidung in allen Fällen in einem Bereich liegt, bei dem entsprechend Abbildung 19 ein Einsatz der EPD sinnvoll möglich ist. Die Dosisleistung ist dabei nicht direkt aus der innerhalb des Berichtes zum Vorhaben StSch4477 enthaltenen Tabelle zu entnehmen. Sie kann jedoch anhand der angegebenen Werte für die Dosis sowie die Aufnahmezeit abgeschätzt werden.

Zusammenfassend ermöglichen die beiden vorgestellten UFO-Plan Vorhaben folgende Schlussfolgerungen zum Verhalten von EPD:

1. In Streustrahlungsfeldern, in denen sich helfende Personen bzw. das Personal im veterinärmedizinischen Bereich aufhalten, ist das Ansprechvermögen der EPD dosisleistungsabhängig nicht nennenswert reduziert.

2. In Strahlungsfeldern mit Dosisleistungen oberhalb von etwa 1,5 Sv/h sinkt das Ansprechvermögen des EPD Mk2.3 auf Werte deutlich kleiner als 1 ab. Bei dem EDM III ist bis zu einer Dosisleistung von etwa 5 Sv/h das Ansprechvermögen nicht verringert.

Untersuchungen der LPS Berlin zum Verhalten von EPD in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern

Von der LPS Berlin wurden vier Studien zum Verhalten von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern durchgeführt. Alle Arbeiten sind als LPS-interne Berichte erschienen [22-25].

Die Berichte enthalten eine sehr detaillierte Beschreibung der Untersuchungen, inklusive der Expositionsparameter und der Dosisleistung am Ort der EPD, sowie der einzelnen erzielten Resultate. Neben den LPS-internen Berichten gibt es einen Beitrag der LPS im Rahmen des PTB-Symposiums zur Dosimetrie in gepulsten Strahlungsfeldern [26], welcher im Sinne der Fragestellung weitere relevante Informationen enthält.

In [22] werden Untersuchungen zum Verhalten von EPD der Typen EPD Mk2.3 und DIS-1 in Direktstrahlungs- sowie Streustrahlungsfeldern vorgestellt. Genauso wie z.B. in [9, 21, 23-24] wird das deutlich verringerte Ansprechvermögen des EPD Mk2.3 bei einer Exposition im Direktstrahlungsfeld festgestellt. Ebenso wurde im Streustrahlungsfeld (30 cm neben Streukörper, Dosisleistung etwa 0,5 Sv/h) ein verringertes Ansprechvermögen des EPD Mk2.3 gemessen. Die Messwerte sind dabei unter Berücksichtigung der angegebenen Messunsicherheit jedoch mit einer Übereinstimmung mit dem Referenzdosimeter im Einklang. Es ist anhand der vorgestellten Analyse der Daten gleichwohl zu vermuten, dass bei der Studie die Produktstreuung der EPD nicht berücksichtigt wurde. Als Fazit schließen die Autoren des Berichtes, dass das EPD Mk2.3 zwar in Streu-, jedoch nicht in Direktstrahlungsfeldern eingesetzt werden kann.

In [23] werden Resultate von Untersuchungen an einem C-Bogen Röntgengerät vorgestellt. An diesem wurde das Ansprechvermögen von EPD des Typs EPD Mk2.3 im geschwächten Direktstrahl (Strahlaustrittsseite) und im Streustrahlungsfeld ohne sowie mit Verwendung eines Strahlenschutzes untersucht. Die Dosisleistung am Dosimeterort ist in der Arbeit nicht erwähnt, was die Nutzbarkeit der Daten wesentlich einschränkt. Es wird von den Autoren des Berichtes jedoch festgestellt, dass in allen Fällen die Messwerte der untersuchten EPD im Rahmen der Unsicherheit mit denen der TLD-Referenzdosimeter übereinstimmen.

In [24] werden Untersuchungen zum Ansprechvermögen von EPD des Typs EPD Mk2.3 im Nutz- und Streustrahlungsfeld eines mit der Hand gehaltenen Röntgengerätes aus der Zahnmedizin vorgestellt. Dieser Untersuchungsaufbau ist prinzipiell auch für eine Abschätzung der möglichen Strahlenexposition von Personen in den bei Aufnahmen an Pferden auftretenden Strahlungsfeldern geeignet. Untersucht wurde der Zusammenhang zwischen der von den EPD gemessenen Dosis und der Expositionszeit, s. Abbildung 20. Es ist keine Abweichung von einem linearen Zusammenhang zwischen der Aufnahmezeit und der gemessenen Dosis zu erkennen. Es ist daher davon auszugehen, dass bei den Messungen keine relevanten Totzeiteffekte bestehen. Die von den Messwerten des Referenzdosimeters abweichenden Werte des EPD Mk2.3 erklären die Autoren des Berichtes mit der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens. Die mittlere Energie der vom Röntgenstrahler emittierten Strahlung beträgt 20 keV. Dieses ist nur 4 keV oberhalb der unteren Messbereichsgrenze des EPD Mk2.3.

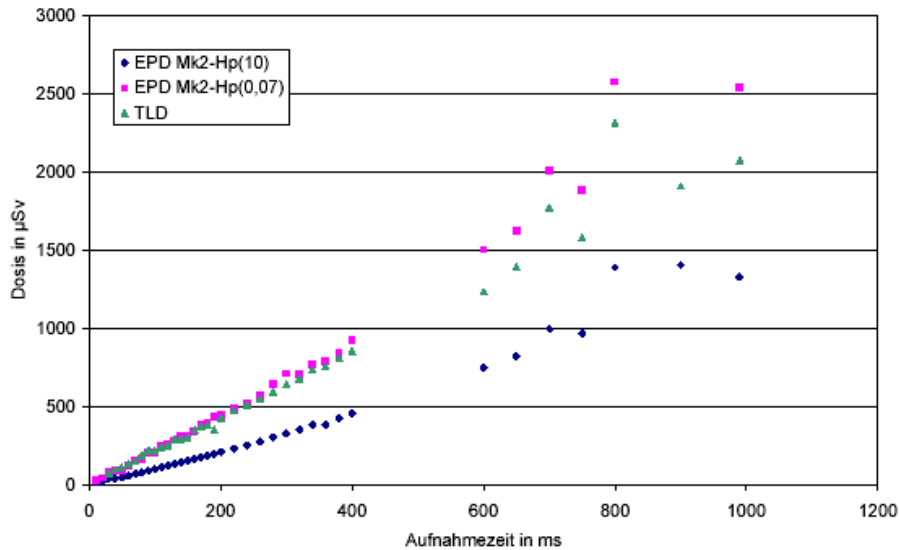


Abbildung 20: Zusammenhang der gemessenen Dosis und der Aufnahmezeit für ein TLD-Referenzdosimeter sowie die beiden Dosismessgrößen des EPD Mk2.3; die mittlere Energie des Strahlspektrums beträgt 20 keV

In [25] werden Untersuchungen zum Ansprechvermögen von EPD des Typs EPD Mk2.3 im Direktstrahlungsfeld eines Tisch-Aufnahmegerätes vorgestellt. Die Messungen wurden mit sowie ohne schwächende Strahlenschutzkleidung vor dem untersuchten EPD durchgeführt. In Abbildung 21 ist nebeneinander der Zusammenhang zwischen der Dosisleistung und der Pulszeit sowie zwischen dem Ansprechvermögen und der Pulszeit für die Untersuchung ohne Strahlenschutz dargestellt. Die Dosisleistung wurde aus den Expositionsparametern berechnet. Es ist zu erkennen, dass bei etwa 1 Sv/h das Ansprechvermögen der EPD einen Wert von etwa 0,8 unterschreitet.

Bei der Untersuchung wurde die durch die Exemplarstreuung bedingte, mögliche Abweichung des Ansprechvermögens von 1 bei kleiner Dosisleistung nicht korrigiert.

Bei den Messungen hinter der Strahlenschutzkleidung ist das Ansprechvermögen des EPD Mk2.3 bei allen Dosisleistungen im Primärstrahl größer oder gleich 0,85.

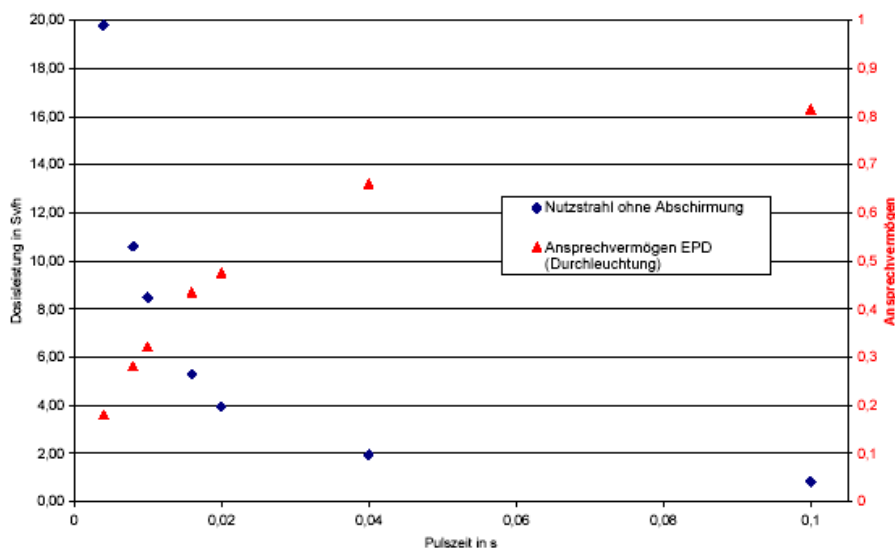


Abbildung 21: Zusammenhang zwischen der Dosisleistung und der Pulszeit sowie dem Ansprechvermögen des EPD Mk2.3 und der Pulszeit bei einer Exposition im Direktstrahl eines Tisch-Aufnahmegerätes

Zusammenfassend sind aus den Untersuchungen der LPS Berlin zum Verhalten von EPDs in gepulsten Strahlungsfeldern folgende Informationen zu entnehmen:

1. Im Direktstrahl messen EPD des Typs EPD Mk2.3 deutlich weniger als das jeweils verwendete Referenzdosimeter.
2. Bei einer Dosisleistung unterhalb von etwa 1,5 Sv/h ist das Ansprechvermögen von EPD des Typs EPD Mk2.3 bezogen auf den jeweils erreichten Maximalwert größer als 0,8.
3. In den für Schwangere als realistisch anzunehmenden Strahlungsfeldern ist das Ansprechvermögen von EPD des Typs EPD Mk2.3 größer als 0,8.

Weitere Arbeiten zum Verhalten von EPD im Bereich der Humanmedizin

In [27] wurde das Ansprechvermögen von EPD des Typs EPD Mk2.3 in Strahlungsfeldern von drei typischen Röntgengeräten der Humanmedizin untersucht, im Feld eines Aufnahmegerätes, eines C-Bogens sowie einer Angiographieanlage. Es wurden Phantomuntersuchungen sowie Untersuchungen bei klinischem Einsatz der EPD durchgeführt. Als Referenzdosimeter wurden je nach Einsatzbereich Diagnostikdosimeter oder TLD verwendet. Nachteilig bei dieser Arbeit ist das Fehlen der Angabe der Dosisleistung am Ort der Dosimeter. Es sind gleichwohl zwei Hauptresultate aus der Arbeit zu entnehmen:

1. Das Ansprechvermögen des EPD Mk2.3 ist bei Exposition durch ungeschwächte Streustrahlung bei den eingesetzten Röntgengeräten weniger als 20% gegenüber dem jeweiligen Referenzdosimeter verringert.
2. Im ungeschwächten Direktstrahl aller Röntgengeräte ist das Ansprechvermögen des EPD Mk2.3 um teilweise mehr als 80% verringert. Im geschwächten Direktstrahl unterhalb einer Strahlenschutzschürze ist das Ansprechvermögen in den Strahlungsfeldern des C-Bogens sowie der Angiographieanlage größer als 0,8. Für das Aufnahmegerät ist das Ansprechvermögen bei einer Röhrenspannung von 70 kV größer als 0,8, für Röhrenspannungen von 85 kV und 109 kV liegt es zwischen 0,3 und 0,5.

Ambrosi et. al. [6] greifen das Problem unbemerkter Fehlmessungen von EPD in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern hoher Dosisleistung auf. Sie nutzen hierzu den vielfach in EPDs integrierten Dosisleistungsalarm. Es wird ausgenutzt, dass ein verringertes Ansprechvermögen bei Exposition des EPD durch Strahlungsfelder mit einer hohen Dosisleistung auftreten kann. Ein entsprechend konfigurierter Dosisleistungsalarm kann somit genutzt werden, anzuzeigen, dass ein EPD unter potentiell ungeeigneten Bedingungen betrieben wird. Der Hauptfokus der Arbeit liegt auf der Erarbeitung der unter unterschiedlichen Rahmenbedingungen einzustellenden Werte für den Dosisleistungsalarm. Neben den theoretischen Überlegungen werden in der Arbeit exemplarische Messungen vorgestellt, die mit EPD vom Typ EPD Mk2.3 in Strahlungsfeldern einer Angiographieanlage sowie eines Aufnahmegerätes erfolgten. Ab einer Dosisleistung von etwa 1,5 Sv/h sinkt das Ansprechvermögen der EPD unter 80%.

In der Arbeit konnte weiterhin gezeigt werden, dass es möglich ist, bei dem EPD Mk2.3 den Dosisleistungsalarm so zu konfigurieren, dass dieser bis zu einer Dosisleistung von etwa 150 Sv/h verlässlich auf die relevante Unterschätzung der realen Dosis durch das EPD hinweist.

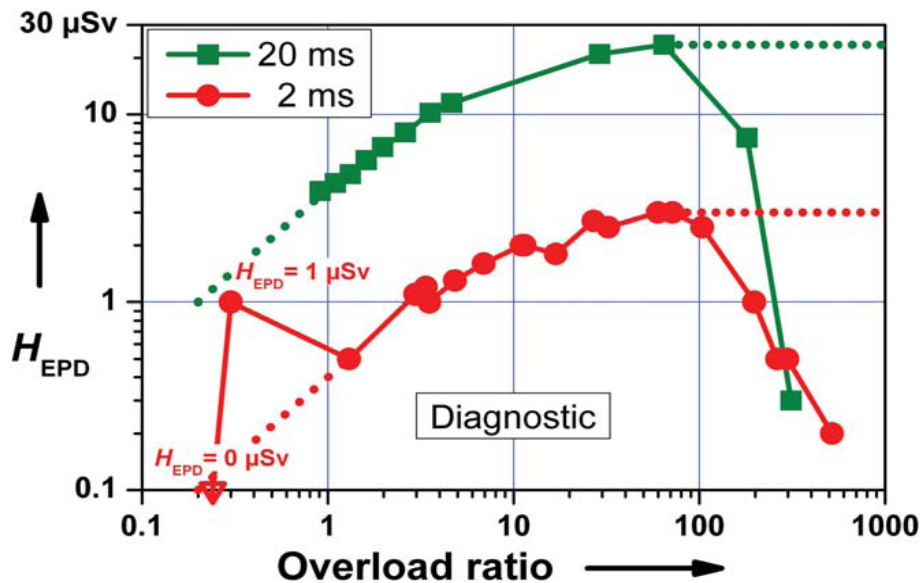


Abbildung 22: Verlauf des vom EPD Mk2.3 bei unterschiedlicher Dosisleistung angezeigten Messwertes für die Dosis H_{EPD} (aus [6]). Das zur Auftragung verwendete „overload ratio“ ist proportional zur Dosisleistung am Ort des EPD.

In Abbildung 22 ist die von den untersuchten EPD gemessene Dosis H_{EPD} in Abhängigkeit eines Parameters „overload ratio“ dargestellt, der proportional zur Dosisleistung am Ort des EPD ist. Es ist zu erkennen, dass bis zu einem overload ratio von etwa 60 das von den untersuchten EPD gemessene Signal, H_{EPD} , ansteigt. Bei einer weiteren Erhöhung der Dosisleistung bzw. des overload ratios nimmt das gemessene Signal wieder ab. Die in der Arbeit vorgestellten Messungen deuten darauf hin, dass in dem Bereich oberhalb eines overload ratios von etwa 60 ein paralysierendes Totzeitverhalten bei dem EPD Mk2.3 auftritt. Die zugehörige Dosisleistung entspricht etwa 150 Sv/h.

Dieses hat zur Folge, dass bei Dosisleistungen oberhalb von etwa 150 Sv/h der Dosisleistungsalarm bei den EPD Mk2.3 nicht mehr verlässlich als Warnfunktion eingesetzt werden kann.

Folgende Schlussfolgerungen sind zusammenfassend aufgrund der gesichteten Literatur möglich:

1. Es gibt bislang nur vergleichsweise wenige Untersuchungen zum Verhalten von EPD in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern.
2. Die Untersuchungen zeigen, dass nur eine kleine Anzahl der verfügbaren EPD in gepulsten Strahlungsfeldern der Röntgendiagnostik sinnvoll eingesetzt werden kann. Die im Rahmen des aktuellen UFO-Plan Vorhabens genauer betrachteten EPD-Typen gehören in diese Gruppe.
3. Die prinzipiell geeigneten EPD-Typen messen in Feldern einer Dosisleistung von weniger als etwa 1,5 Sv/h ohne einen wesentlichen Rückgang des Ansprechvermögens. Bei höherer Dosisleistung unterscheidet sich das Verhalten der einzelnen EPD-Typen. Gemäß der vorliegenden Literatur ist das EDM III bis zu einer Dosisleistung von etwa 6 Sv/h ohne deutliche Abnahme des Ansprechvermögens einsetzbar. Bei den anderen EPD-Typen, mit Ausnahme des DIS-Dosimeters, fällt in dem Dosisleistungsbereich bis etwa 6 Sv/h das Ansprechvermögen um mehr als 20% ab. Einheitlich ist, dass bei allen untersuchten EPD-Typen, mit Ausnahme des DIS-Dosimeters, bei Dosisleistungen von mehr als 10 Sv/h das Ansprechvermögen um mehr als 50% zurückgegangen ist. Die Dosimeter sind daher für eine Messung im ungeschwächten Primärstrahl – Dosisleistung bis zu einigen Hundert Sievert je Stunde – nicht verwendbar.

4. Ambrosi et. al. konnten zeigen, dass EPD mit einer Dosisleistungswarnfunktion unter bestimmten Bedingungen eine Überschreitung des Toleranzbereichs bis hin zu Dosisleistungen von mehr als 100 Sv/h vertrauenswürdig melden. Es war jedoch zu erkennen, wie auch in [9], dass zumindest einige EPD-Typen bei hohen Dosisleistungen ein paralysierendes Totzeitverhalten zeigen. Dieses hat zur Folge, dass die Dosisleistungswarnfunktion nicht unter allen denkbaren Expositionsbedingungen funktioniert.
5. Die Messungen in klinischen Situationen ergeben alle, dass die Dosisleistung in Streustrahlungsfeldern der Human- und Veterinärmedizin klein genug ist, um ein Absinken des Ansprechvermögens auf einen Wert von unter 0,8 zu vermeiden.

5. Experimentelle Überprüfung des dosisleistungsabhängigen Ansprechverhaltens von EPD

5.1. Prämissen / Ausgangslage

Die in Abschnitt 4 vorgestellten Arbeiten zeigen, dass sich das Ansprechvermögen von EPD dosisleistungsabhängig ändert. Detaillierte Untersuchungen zur Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens, insbesondere im Bereich zwischen 500 mSv/h und 5 Sv/h, in denen sich das Ansprechvermögen am stärksten ändert, werden jedoch in keinem Fall vorgestellt. Eine Kenntnis hierüber ist gleichwohl notwendig, um abschätzen zu können, in welchen klinischen Strahlungsfeldern EPD mit ausreichender Genauigkeit messen und wo eine relevante Unterschätzung der Dosis zu erwarten ist.

Gemäß der theoretischen Überlegungen, s. Abschnitt 4.1, wird das dosisleistungsabhängige Ansprechvermögen von EPD durch zwei Parameter, die Totzeit τ des Systems sowie den Kalibrierfaktor g bestimmt. Die Abhängigkeit von den beiden Parametern ist, gemäß der theoretischen Vorhersage, allgemein gültig. Der Zusammenhang zwischen den Parametern und dem relativen Ansprechvermögen k lässt sich gleichwohl bei Strahlungspulsen beliebiger Form und Länge oftmals nicht analytisch berechnen. Im Spezialfall idealer Rechteckpulse und für den Fall, dass die Totzeit wesentlich kleiner als die Länge der Strahlungspulse ist, lässt sich der Zusammenhang jedoch als

$$k \approx \frac{1}{1 + \frac{\dot{H}}{g} \tau}$$

mit der Dosisleistung \dot{H} annähern. Für diesen Fall ist eine Überprüfung der theoretischen Vorhersage anhand von Messungen möglich. In [5] sind die durch eine Simulation ermittelten Werte des Ansprechvermögens in Abhängigkeit von der Dosisleistung für eine weitere Pulsform, die einer Sinushalbwellenform, dargestellt, s. Abbildung 4.

Rechteckpuls und Sinushalbwellenform lassen sich als Grenzfälle für die aktuell im Bereich der Röntgendiagnostik genutzten Strahlungspulse ansehen. In den meisten Anwendungsbereichen, insbesondere bei Pulslängen von 20 ms oder größer, lassen sich die verwendeten Strahlungspulse als Rechteckpulse annähern. Im Bereich der veterinärmedizinischen Röntgendiagnostik sind jedoch rechtlich auch noch Einpulsgeneratoren zulässig, bei denen die Pulsform einer Sinushalbwellenform ähnelt. Entsprechende Geräte sind in Einzelfällen anzutreffen.

Das Ansprechvermögen von EPD in Abhängigkeit von der Dosisleistung liegt bei sämtlichen Röntgenanlagen zwischen demjenigen bei einem Rechteckpuls und dem bei einer Sinushalbwellenform.

5.2. Strahlungsfelder und Messaufbau

Innerhalb des Vorhabens wurde das Ansprechvermögen von EPD der Typen EPD Mk2.3 und DMC2000X in Strahlungsfeldern mit der Charakteristik eines Rechteckpulses sowie mit der einer Sinushalbwellen untersucht und mit der theoretischen Vorhersage nach [5] verglichen. Der Vergleich mit der Vorhersage für das Verhalten bei der Exposition durch Rechteckpulse erfolgte quantitativ. Der Vergleich mit der Vorhersage für Strahlungspulse mit der Form einer Sinushalbwellen war nur qualitativ möglich. Der Grund hierfür ist, dass die real verfügbaren Röntgeneratoren keine als ideal anzusehenden Sinushalbwellen erzeugen. Eine exakte theoretische Vorhersage wäre nur bei einem Zugriff auf das innerhalb von [5] verwendete Simulationsprogramm möglich, mit welchem das Ansprechvermögen für beliebige Wellenformen simuliert werden kann. Dieser Zugriff bestand nicht.

Die Messungen wurden an einer Röntgenanlage vom Typ Philips Optimus 50 sowie einer Anlage vom Typ Philips Practix 90 / 20 durchgeführt. Die Form der Strahlungspulse ist in Abbildung 23 dargestellt. Im oberen Teil der Abbildung ist die Form der Strahlungspulse des Optimus 50 dargestellt. Die Dosisleistung im Puls ist mit Ausnahme der An- und Abstiegsflanken als konstant anzusehen. Im unteren Teil der Abbildung ist die Pulsform der Strahlung des Practix 90 / 20 dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die Pulsform sichtbar von einer Sinushalbwellen abweicht. Die Pulse sind höher als bei einer Halbwellen zu erwarten. Zudem beträgt das Verhältnis der Pulszeit zur Pausenzeit sehr genau 1 : 2. Bei einer Halbwellen ist ein Verhältnis von 1 : 1 zu erwarten.

Die Stabilität der Strahlungsleistung über den Messzeitraum wurde im Vorfeld und parallel zu den Messungen durch jeweils eine Ionisationskammer im Strahlengang überprüft. Die Schwankung der Strahlungsleistung an der Röntgenanlage für die Rechteckpulse war kleiner als 1%. Die geschaltete Dosis der Einpulsanlage schwankt um bis zu 4,5%. Die Messwerte der überprüften Dosimeter wurden jeweils auf die von der Ionisationskammer gemessene Dosis hin korrigiert.

Die Messungen erfolgten im Direktstrahl der Röntgenanlagen. Der Messaufbau an der Einpulsanlage ist exemplarisch in Abbildung 24 dargestellt. Als Referenzdosimeter wurde ein Diagnostikdosimeter vom Typ MagicMax der Firma iba dosimetry verwendet. Die Exposition der EPD und des Referenzdosimeters erfolgte nacheinander in separaten Strahlungspulsen. Die Dosimeter wurden so angeordnet, dass das Referenzdosimeter mittig im Bereich der Sensoren der EPD positioniert war. Der Unterschied in der Dosis zwischen den Messorten der unterschiedlichen Dosimeter ist, verglichen mit den sonstigen Unsicherheiten, zu vernachlässigen. Die Dosimeter waren für die Messungen auf einem Einstellschlitten montiert. Durch Verschiebung des Schlittens wurde gewährleistet, dass bei den Aufnahmen die Messkammern von EPD und Referenzdosimeter den gleichen Abstand zum Fokus der Röntgenröhre hatten. Die Dosisleistung am Messort wurde über den Röhrenstrom sowie den Fokus-Dosimeter-Abstand variiert.

Als Messgröße der EPD wurde die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ genutzt. Die Messgröße des Referenzdosimeters ist die Luftkerma K_A . Die Messwerte des Referenzdosimeters wurden unter Zuhilfenahme der Konversionsfaktoren nach Ankerhold et. al. [29] für die verwendeten Strahlspektren in $H_p(10)$ umgerechnet.

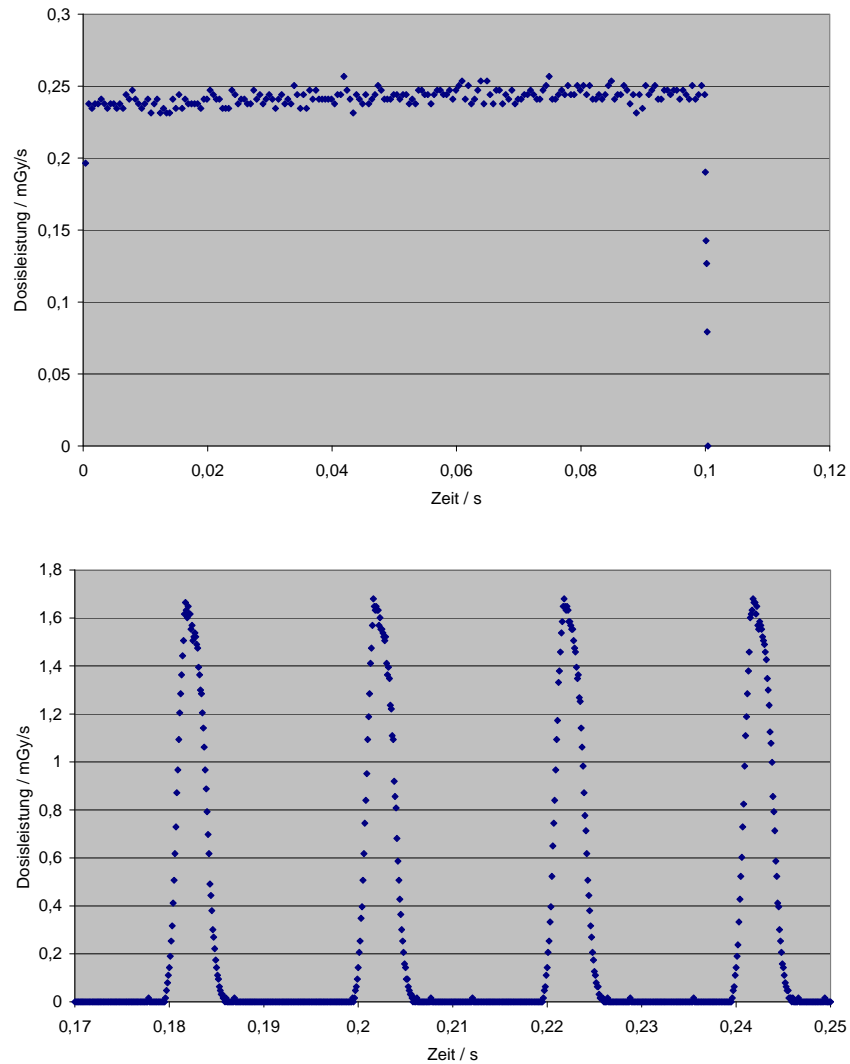


Abbildung 23: Form der Strahlungspulse an der Anlage zur Erzeugung von Rechteckpulsen (oben) sowie derjenigen zur Erzeugung von Sinushalbwellen (unten); aufgetragen ist in beiden Fällen die Dosisleistung im Puls gegen die Zeit. Die Dosisleistung im Puls ist in beiden Fällen repräsentativ für eine reale Exposition. Innerhalb der Messreihe ergaben sich naturgemäß unterschiedliche Dosisleistungen im Puls.

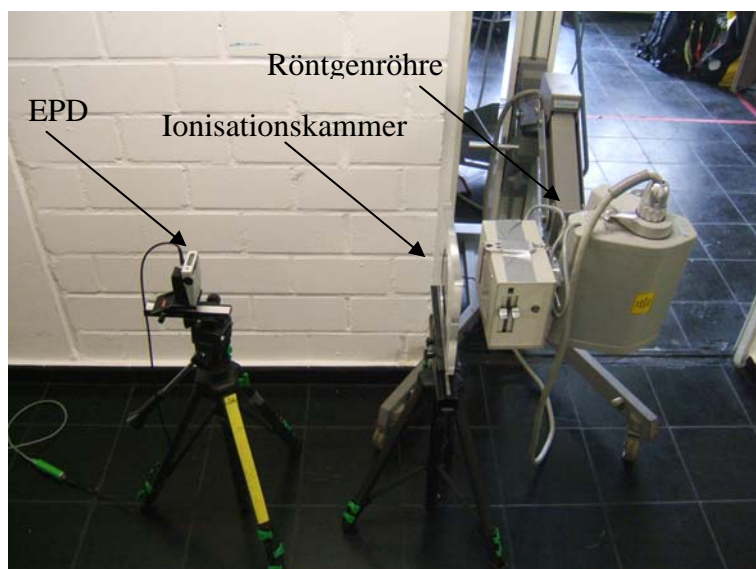


Abbildung 24: Exemplarische Abbildung des Messaufbaus bei dem Aufnahmegerät mit einer annähernd sinushalbwellenförmigen Pulsform

Die Messungen an der Röntgenanlage für die Rechteckpulse wurden bei einer Röhrenspannung von 70 kV mit einer Gesamtfilterung von 2,5 mm Aluminium durchgeführt. Für die Konversion von K_A in $H_p(10)$ wurden die tabellierten Werte für ein RQR5-Spektrum verwendet. Die Messungen an der Einpuls-Röntgenanlage wurden bei 90 kV Röhrenspannung mit einer Gesamtfilterung von 2,5 mm Aluminium durchgeführt. Hier wurden die tabellierten Werte für ein RQR7-Spektrum verwendet.

Die Pulslängen wurden so gewählt, dass keine relevante Beeinflussung der Messung durch eine Totzeitkorrektur der EPD zu erwarten war. Die Pulslänge war bei der Röntgenanlage für die Rechteckpulse kleiner oder gleich 100 ms. Bei der Einpulsanlage wurde eine Pulsdauer von 400 ms vorgewählt. Aufgrund der Pulscharakteristik an dieser Anlage werden in dieser Zeit 24 Einzelpulse einer Länge von jeweils etwa 5 ms geschaltet. Die Gesamtstrahlungsdauer an dieser Anlage betrug damit 120 ms.

Es wurden drei Exemplare des EPD Mk2.3 sowie zwei Exemplare des DMC2000X untersucht. Die Messwerte jedes Dosimetertyps wurden in der Datenanalyse gemittelt. Aus der mittleren mit dem jeweiligen EPD-Typ gemessenen Dosis und dem Messwert des Referenzdosimeters wurde dosisleistungsabhängig das Ansprechvermögen des EPD-Typs berechnet. Aufgrund der schon unter Abschnitt 4.2 angesprochenen Exemplarstreuung der EPD sowie der Eichtoleranz des Referenzdosimeters besteht ein systematischer, von der Dosisleistung unabhängiger Unterschied zwischen den Messwerten der EPD und dem Referenzdosimeter. Dieser Beitrag ist nicht Teil der untersuchten Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens. Er war vor der Analyse zu separieren. Hierzu wurden sämtliche Werte des Ansprechvermögens auf den systematischen Unterschied bei der jeweils niedrigsten untersuchten Dosisleistung normiert.

Von den Dosimeterherstellern wurden die in Tabelle 1 aufgelisteten Parameter mitgeteilt, die für die Beschreibung des Ansprechvermögens der EPD-Typen relevant sind.

5.3. Resultate

In Abbildung 25 ist das gemessene dosisleistungsabhängige Ansprechvermögen der untersuchten EPD der Typen EPD Mk2.3 und DMC2000X dargestellt. Die Messwerte für den Rechteckpuls sowie für die Sinushalbwellenpulse sind als blaue Rauten bzw. türkisfarbene Quadrate aufgetragen. Die gelbe und magentafarbene Linie entsprechen dem Verlauf des Ansprechvermögens, das sich nach [5] für einen Rechteckpuls ergibt. Bei den Parametern wurden die von den Herstellern mitgeteilten Variationsbereiche der Geräteparameter, s. Tabelle 1, berücksichtigt.

Dosimeter	Totzeit / μ s	Kalibrierfaktor / nSv
Mk2.3	5	4-8
DMC2000X	20-30	8-11

Tabelle 1: Totzeit und Kalibrierfaktor der innerhalb des Vorhabens messtechnisch auf die Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens untersuchten EPD-Typen. Die Werte basieren auf Informationen der Hersteller.

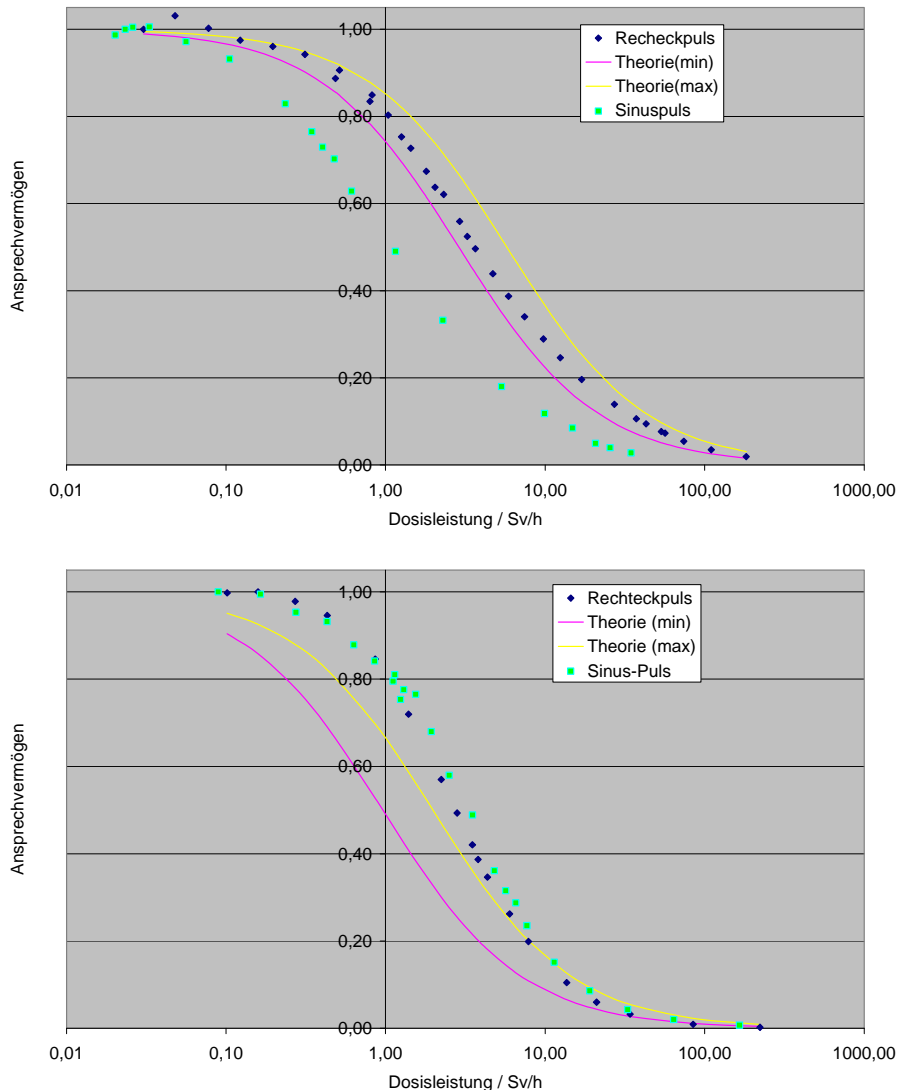


Abbildung 25: Darstellung des dosisleistungsabhängigen Ansprechvermögens der EPD vom Typ EPD Mk2.3 (oben) sowie DMC2000X (unten). In den Diagrammen sind als blaue Rauten die Resultate der Messungen an dem Rechteckpuls, als türkisarbene Quadrate die Resultate der Messungen an der Sinushalbwellen dargestellt. Das bei jeder Dosisleistung gemäß der theoretischen Beschreibung des Zusammenhangs in Abschnitt 5.1 sowie der Geräteparameter nach Tabelle 1erwartete minimale bzw. maximale Ansprechvermögen ist als gelbe bzw. magentafarbene Linie eingetragen.

Die Messwerte beim EPD Mk2.3 werden durch die Theorie sinnvoll beschrieben. Die Messwerte liegen für den Rechteckpuls in dem Bereich, der sich anhand der vom Hersteller genannten Geräteparameter ergibt. Bis zu einer Dosisleistung von etwa 1,05 Sv/h ist das Ansprechvermögen oberhalb von 0,8. Bei etwa 3,6 Sv/h sinkt das Ansprechvermögen unter 0,5, bei etwa 16,9 Sv/h unter 0,2. Das Ansprechvermögen des EPD Mk2.3 bei der Exposition durch die Sinushalbwellen liegt wesentlich unterhalb des Ansprechvermögens bei dem Rechteckpuls. Aufgrund der Pulsform und der dadurch bedingten Dosisüberhöhung im Scheitelwert ist dieses jedoch verständlich und folgerichtig. Qualitativ entsprechen die Messwerte der theoretischen Vorhersage für einen sinushalbwellenförmigen Puls.

Die Messwerte des DMC2000X weichen deutlich von beiden theoretischen Vorhersagen ab. Die Theorie, welche sich aus den vom Hersteller mitgeteilten Werten für die Totzeit und den Kalibrierfaktor ergibt, unterschätzt das Ansprechvermögen des EPD wesentlich. Die Messwerte sind weit besser im Einklang mit einer Totzeit im Bereich von 10 μ s bis 15 μ s. Offensichtlich entsteht durch das Zusammenspiel von Detektor und Signal verarbeitender Elektronik in den EPD dieses Typs eine andere Dosisleistungsabhängigkeit des

Ansprechvermögens. Alternativ wäre auch zu bedenken, dass die von dem Hersteller mitgeteilten Werte nicht dem echten Verhalten der EPD entsprechen. Auffallend ist bei den EPD vom Typ DMC2000X auch, dass die Messdaten des Ansprechvermögens für den Rechteckpuls und die Sinushalbwelle faktisch übereinstimmen. Dieses ist anhand der theoretischen Vorhersage nach [5] nicht zu erwarten. Bis zu einer Dosisleistung von etwa 1,1 Sv/h liegt das Ansprechvermögen oberhalb von 0,8. Bei etwa 3,2 Sv/h sinkt das Ansprechvermögen unter 0,5, bei etwa 8 Sv/h unter 0,2.

Es ist festzustellen, dass die in [5] aufgestellte Theorie offensichtlich nicht in der Lage ist, die Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens aller auf dem Markt erhältlichen EPD-Typen zu beschreiben.

In Abbildung 26 ist für das EPD Mk2.3 sowie das DMC2000X die relative Dosis aufgetragen, die in einem rechteckförmigen Strahlungspuls in Abhängigkeit der Dosisleistung bei konstanter Pulslänge gemessen wird. Die bei Strahlungspulsen der jeweiligen Dosisleistung gemessene Dosis der EPD wurde hierbei auf die maximale Dosis normiert, die vom jeweiligen EPD im gesamten Dosisleistungsbereich gemessen wurde.

Im nicht-paralysierenden Fall ist zu erwarten, dass sich die gemessene Dosis bei hoher Dosisleistung asymptotisch einem Maximalwert annähert. Bei paralysierendem Verhalten ist zu erwarten, dass die gemessene Dosis nach dem Erreichen eines Maximums wieder abnimmt. Letzteres ist bei beiden Dosimetern zu beobachten. Dabei ist der Einfluss der Paralyse beim EPD Mk2.3 weit weniger stark ausgeprägt als beim DMC2000X. Beim EPD Mk2.3 setzt der paralysierende Effekt erst ab einer Dosisleistung von etwa 75 Sv/h sichtbar ein und ist danach bis zu einer Dosisleistung von etwa 180 Sv/h schwach ausgeprägt. Bei dem DMC2000X ist ein paralysierendes Verhalten bereits ab einer Dosisleistung von etwa 10 Sv/h zu erkennen. Dieses Verhalten führt bis zu einer Dosisleistung von 100 Sv/h zu einer Abnahme der gemessenen Zählrate um etwa 60%.

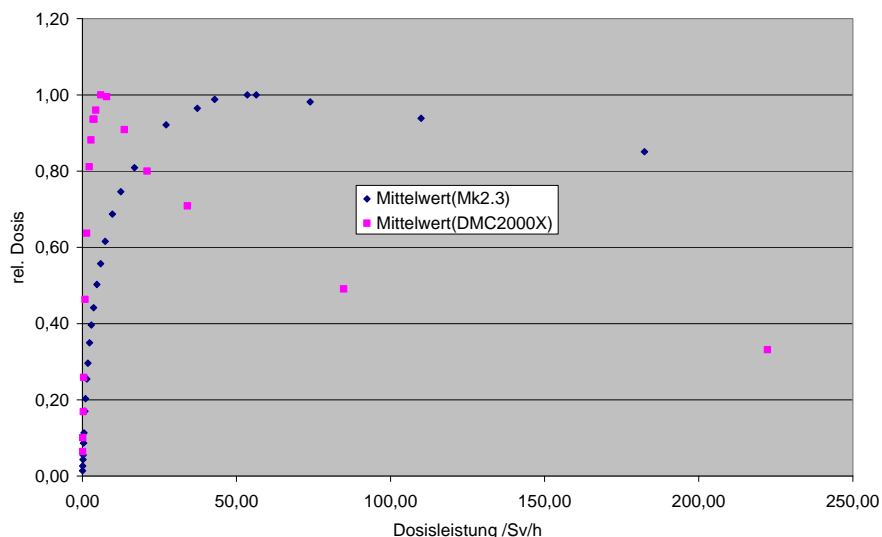


Abbildung 26: Darstellung der von den EPD der Typen EPD Mk2.3 sowie DMC2000X gemessenen Dosis in Strahlungspulsen gleicher Länge in Abhängigkeit der Dosisleistung im Puls. Die gemessene Dosis ist in der Darstellung auf die innerhalb der Messserie für jeden EPD-Typ maximal gemessene Dosis normiert.

6. Ansprechverhalten von EPD in klinischen Strahlungsfeldern

6.1. Prämissen / Vorgehen

Das primäre Ziel des Vorhabens besteht darin, eine Aufstellung der klinischen Expositionssituationen in der human- und veterinärmedizinischen Röntgendiagnostik zu erarbeiten und abzuschätzen, in welchen dieser Situationen eine relevante Unterschätzung der Dosis durch EPD der Typen EPD Mk2.3, DMC2000X sowie EDM III erfolgt.

Die Fragestellung wurde innerhalb des Vorhabens in drei aufeinander aufbauenden Schritten beantwortet:

1. Es wurden Listen aller relevanten Untersuchungen und Interventionen unter Einsatz von Röntgenstrahlung aus dem Bereich der Human- und Veterinärmedizin erstellt.
2. Es wurde eine theoretische Abschätzung der maximal möglichen Dosisleistung an den Aufenthaltsorten von Personal und helfenden Personen im Strahlungsfeld der Untersuchungen nach Nr. 1 vorgenommen. Hierbei wurden die real eingesetzten Gerätetypen und Expositionsparameter, die resultierenden Streustrahlungsfelder und Aufenthaltsorte von Personen sowie die an den Arbeitsplätzen minimal verwendete Strahlenschutzkleidung berücksichtigt.
3. Es wurde die Dosisleistung an Arbeitsplätzen nach Nr. 1 unter extremen, aber realistisch möglichen Expositionssituationen gemessen. Dabei wurden insbesondere die Expositionssituationen berücksichtigt, bei denen es anhand der Abschätzungen von Nr. 2 als möglich anzusehen war, dass eine Dosisleistung von 1 Sv/h am Aufenthaltsort von Personen auftreten kann.

Die gewählte Herangehensweise ermöglicht es, für die in den Bereichen der Human- und Veterinärmedizin auftretenden Untersuchungen in möglichst umfassender Weise eine konservative Abschätzung der resultierenden Dosisleistung am Ort der EPD durchzuführen. Bei einer rein auf messtechnischen Stichproben basierenden Aussage besteht weit leichter die Gefahr, dass aufgrund einer Nicht-Repräsentativität der Stichprobe die für einzelne Untersuchungen resultierende maximale Dosisleistung unterschätzt wird. Mit der gewählten Herangehensweise ist es gleichermaßen möglich, zukünftig die innerhalb des Vorhabens erarbeitete Datenbasis mit geringem Aufwand zu aktualisieren und zu erweitern.

6.2. Systematik der berücksichtigten klinischen Tätigkeiten

In den Abschnitten 6.2.1 und 6.2.2 wird die Systematik der Gruppierung der klinischen Tätigkeiten beschrieben, für welche eine Abschätzung der Dosisleistung am Ort des EPD durchgeführt wurde.

Es bestand das Ziel, sämtliche relevanten Untersuchungen im Bereich der Human- und Veterinärmedizin zu berücksichtigen. Für den Bereich der Humanmedizin wurde die Liste der Tätigkeiten in enger Abstimmung mit Klinikern der einzelnen medizinischen Fachdisziplinen sowie der Ärztlichen Stelle Niedersachsen / Bremen erarbeitet. Für die Veterinärmedizin wurde auf langjährige Erfahrung der Tierärztlichen Hochschule Hannover zurückgegriffen.

Untersuchungen, die in vernachlässigbar kleinem Umfang durchgeführt werden, wurden in der Systematik explizit nicht berücksichtigt. Hierbei handelt es sich im Wesentlichen um Untersuchungen an exotischen Tieren. Aufgrund der gewählten Herangehensweise ist es gleichwohl jederzeit möglich, diese Untersuchungen ohne wesentlichen Aufwand zu ergänzen.

6.2.1. Vorgehen in der Humanmedizin

In der Humanmedizin wurden mehr als 200 unterschiedliche klinische Tätigkeiten unterschieden.

Die Liste der im Bereich der Humanmedizin berücksichtigten Tätigkeiten ist als Anlage A.1 diesem Bericht beigefügt. Ein Ausschnitt der Liste ist in Tabelle 4 dargestellt.

In der Liste sind folgende Spalten enthalten:

Bereich: Grobunterteilung der klinischen Tätigkeiten, es wurden die in Tabelle 2 aufgelisteten klinischen Tätigkeitsbereiche unterschieden

U.Kennung: Eindeutiger Schlüssel zur Kennung einer Untersuchungsgruppe bzw. Untersuchung, z.B. „1a“ für die Gruppe der Intraoralaufnahmen mit den Untersuchungen „1ai“ Einzelzahnaufnahme, „1aii“ Bissflügelaufnahme und „1aiii“ Aufbissaufnahme“

Untersuchungsbezeichnung: Klartextbezeichnung der über die U.Kennung eindeutig bezeichneten Untersuchung

Schema: Schema zur Dokumentation der Aufenthaltsorte von Personen im Strahlungsfeld, s. Abschnitt 6.3.4.1

P.Kennung: Kennnummer der exponierten Personen, die sich bei einer eindeutig durch eine U.Kennung spezifizierten Untersuchung im Strahlungsfeld aufhalten können

P.Gruppe: grobe Zuordnung der exponierten Person zu einer Personengruppe. Es werden die in Tabelle 3 genannten Personengruppen unterschieden.

Tätigkeit / Kommentar: Hinweis auf die Funktion, in der eine exponierte Person im Strahlungsfeld tätig ist

Mögl. Segmente: mögliche Aufenthaltsorte der exponierten Personen im Strahlungsfeld, s. Abschnitt 6.3.4.1

Hauptsegment: Segment mit dem wahrscheinlichsten Aufenthalt der exponierten Person im Strahlungsfeld, s. Abschnitt 6.3.4.1

Abstand zum Strahler: bei klinischer Tätigkeit minimal möglicher Abstand zwischen dem Röntgenstrahler und der exponierten Person

Abstand zum Streukörper: bei klinischer Tätigkeit minimal möglicher Abstand zwischen dem Eintrittsfeld der Strahlung am Patienten und der exponierten Person

Ungünstigster Winkel: der Streuwinkel, unter dem ein EPD bei klinischer Tätigkeit exponiert werden kann und bei dem durch die Winkelabhängigkeit der Streustrahlungsdichte und den Abstand der exponierten Person vom Streukörper die höchste Strahlenexposition resultiert

Die Bereiche „Zahnmedizin“ und „Knochendichte-Untersuchungen“, s. Tabelle 2, enthalten nur wenige Einzeltätigkeiten. Sie wurden gleichwohl separiert, da sie sich nicht sinnvoll in die sonstigen Tätigkeitsbereiche eingliedern ließen.

Bei der Unterscheidung der Tätigkeiten durch unterschiedliche U.Kennungen wurden explizit auch Tätigkeiten differenziert betrachtet, bei denen dieselbe Körperregion untersucht wird, die sich aber aufgrund des Arbeitsablaufs sowie ggf. der Orientierung des Patienten sowie der Röntgenröhre im Raum unterscheiden, z.B. Untersuchungen des Thorax im Stehen / Sitzen bzw. Liegen oder auch eine Untersuchung des Thorax a.p. als elektive Untersuchung bzw. bei der Diagnostik eines Polytrauma-Patienten. Der Grund für die Unterscheidung liegt in den teilweise im Raum unterschiedlich orientierten Streustrahlungsfeldern, anderer Gerätetechnik

sowie anderen Aufenthaltsorten von exponierten Personen in der Nähe des Patienten. Tätigkeiten, die auch bei im Detail anderer klinischer Fragestellung und anderen erhaltenen Bildern nicht zu relevant anderen Strahlungsfeldern bzw. einer relevant anderen Dosisleistung am Ort der EPD führen, wurden hingegen zusammengefasst. Dieses sind z.B. diverse Spezialaufnahmen des Schädels, die nur in Summe berücksichtigt werden.

Innerhalb der Tätigkeitsbereiche „Projektionsradiographien“, „Durchleuchtungsuntersuchungen“ und „Computertomographien“ wurden die betrachteten Untersuchungen anhand der untersuchten Körperregionen gruppiert. Unterschieden wurden dabei:

1. Kopf
2. Hals
3. Wirbelsäule
4. Thorax / Abdomen / Becken
5. Extremitäten

Bei den Durchleuchtungsuntersuchungen wurden die Körperregionen nach Nr. 1 und Nr. 2 zusammengefasst betrachtet, bei den Projektionsradiographien und den computertomographischen Untersuchungen die Körperregionen nach Nr. 2 und Nr. 3. Bei den Projektionsradiographien wurden Untersuchungen an polytraumatisierten Patienten gesondert betrachtet, was in den besonderen Rahmenbedingungen bei der Untersuchung dieser Patienten begründet ist.

Auf der Gruppierungsebene unterhalb der Körperregionen wurden bei den Projektionsradiographien und Computertomographien unmittelbar die einzelnen Tätigkeiten betrachtet. Im Bereich der Durchleuchtungsuntersuchungen wurden Gruppen von Untersuchungen, die einer klinischen Fachdisziplin zuzuordnen sind, soweit als sinnvoll angesehen, in einer weiteren Gruppierungsebene zusammengefasst.

Klinischer Tätigkeitsbereich
Zahnmedizin
Humanmedizinische Projektionsradiographie
Durchleuchtungsuntersuchungen inkl. Angiographie, Herzkatheter und Gefäßchirurgie
Computertomographie
Knochendichte-Untersuchungen

Tabelle 2: Liste der unterschiedenen Haupttätigkeitsfelder

P.Gruppe	Beschreibung
H	Helfende Person
U	Untersucher
M	Weitere ärztliche Person
Anä	Anästhesie (Arzt oder Pflege)
A	Technische oder pflegerische Assistenzperson

Tabelle 3: Liste der unterschiedenen Personengruppen.

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Hauptsegment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
Zahnmedizin	1a	Intraorale Aufnahmen									
	1ai	Einzelzahnaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	4-9	6	0,5	0,3	30
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1	1,5	165
	1aii	Bissflügelaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	4-9	6	0,5	0,3	30
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1	1,5	165
	1aiii	Aufbissaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	4-9	6	0,5	0,3	30
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1	1,5	165
	1b	OPG-Aufnahmen									
	1bi	Panoramaschichtaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	5-6	6	0,25	0,3	165
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1,5	1,5	165
	1bii	Schädel-Fernaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	2-3	2	2	0,3	120
				2	H	beruhigend tätig	1-2	2	1	1,5	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1	1,5	165
	1c	DVT-Aufnahmen									
	1ci	Dentales DVT	e	1	H	haltend tätig	5-6	6	0,25	0,3	165
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1,5	1,5	165

Tabelle 4: Ausschnitt aus der Tabelle über die Aufenthaltsorte von Personen am Beispiel der Aufenthaltsorte bei zahnmedizinischen Untersuchungen.

Es wurden neben Tätigkeiten, bei denen sich naturgemäß Personal in der Nähe des Patienten befindet, z.B. bei Herzkatheteruntersuchungen, auch solche Tätigkeiten berücksichtigt, bei denen nur in Ausnahmefällen Personen, z.B. als helfende Personen, in der Nähe des Patienten sind, z.B. bei elektiven Thorax-Untersuchungen.

Es wurde keine Unterscheidung zwischen Untersuchungen an Erwachsenen und Kindern vorgenommen, wenngleich bei einigen der in der Liste enthaltenen Tätigkeiten nahezu ausschließlich bei der Untersuchung von Kindern sich weitere Personen in der Nähe des Patienten aufhalten. Die Abschätzung der resultierenden Dosisleistung am Ort der EPD ist damit in jedem Fall konservativ.

6.2.2. Vorgehen in der Veterinärmedizin

In der Veterinärmedizin wurden 54 klinische Tätigkeiten unterschieden. Es wurden dabei ausschließlich Untersuchungen an den beiden Haupttiergruppen, den „Kleintieren“ sowie bei Pferden, berücksichtigt. Untersuchungen an anderen Tiergruppen, z.B. bei Nutztieren oder Exoten, wie Schlangen, Echsen oder tropischen Vögeln, kommen in der Praxis nur in extrem kleinem Umfang vor. In der Gruppe der Kleintiere sind Untersuchungen zusammengefasst, die an Katzen oder Hunden durchgeführt werden. In der Gruppe der Hunde beziehen sich die betrachteten Expositionen auf die Untersuchung von großen Tieren, d.h. Tieren mit einem Gewicht oberhalb von 30 kg. Untersuchungen kleinerer Hunde werden mit niedrigerer Röhrenspannung sowie teilweise niedrigerer Röhrenleistung durchgeführt. Die vorgenommene Abschätzung ist damit konservativ im Hinblick auf die mögliche Dosisleistung am Ort der EPD.

Untersuchungen an Kleintieren unterscheiden sich nicht nur relevant in den verwendeten Geräten und Expositionsparametern von entsprechenden Untersuchungen an Pferden. Auch ist die Anzahl an Personen in der Nähe des untersuchten Tieres sowie deren Aufenthaltsort zwischen den beiden Gruppen relevant unterschiedlich.

Im Bereich der Veterinärmedizin wurden ausschließlich Projektionsradiographien als Untersuchungsmethode berücksichtigt. Durchleuchtungsuntersuchungen an Tieren kommen nicht in relevantem Umfang in der Praxis vor. Computertomographische Untersuchungen werden an narkotisierten Tieren durchgeführt, so dass sich keine Menschen im Untersuchungsraum befinden. Sie sind daher für dieses Projekt nicht relevant.

Die Liste der im Bereich der Veterinärmedizin berücksichtigten Tätigkeiten ist als Anlage A.2 diesem Bericht beigelegt. Der Aufbau entspricht im Wesentlichen dem Aufbau der Tabelle für die Humanmedizin, s. Tabelle 4. Als einziger Unterschied ist bei der Liste für die Veterinärmedizin nur eine Spalte für die Segmente enthalten, in der sich eine spezifische Personengruppe aufhält. Dieses ist durch die an dieser Stelle geringere Variabilität im Vergleich zur Humanmedizin begründet.

6.3. Theoretische Abschätzung der Strahlenexposition am Ort der EPD

In Abschnitt 6.3 wird die Systematik vorgestellt, nach welcher die Dosisleistung am Ort der exponierten Personen in den Expositionssituationen nach Abschnitt 6.2 konservativ abgeschätzt wird.

Ein EPD, welches von einer Person in einem Strahlungsfeld in der Röntgendiagnostik getragen wird, erhält Strahlung aus unterschiedlichen Quellen. In Abbildung 27 ist schematisch eine Expositionssituation aus der Humanmedizin dargestellt. Dabei sind die Haupteinflussfaktoren auf die Dosisleistung am Ort des EPD, auf die im Folgenden im Detail

eingegangen wird, aufgeführt. Bei einer Expositionssituation im Bereich der Veterinärmedizin treten die gleichen Einflussfaktoren auf.

Die Strahlung am Ort des EPD kommt im Bereich der Röntgendiagnostik im Wesentlichen aus zwei Quellen:

1. der Streustrahlung vom Patienten
2. der Gehäusedurchlassstrahlung

Überlegungen zur Gehäusedurchlassstrahlung sind in Abschnitt 6.3.3 zusammengefasst. Die Betrachtung der Streustrahlung wird in zwei Teile aufgegliedert. In Abschnitt 6.3.1 werden die Parameter diskutiert, die primär Einfluss auf die Einfallstrahlung auf den Patienten haben. In Abschnitt 6.3.2 werden die Parameter diskutiert, welche Einfluss auf die aus der Einfallstrahlung resultierende Streustrahlung haben. In allen Fällen waren die Überlegungen daraufhin ausgerichtet, klinische Situationen zu simulieren, in denen eine möglichst hohe Dosisleistung am Ort des EPD auftritt. Bei diesen Überlegungen wurde gleichwohl darauf Wert gelegt, dass bei der Abschätzung extreme aber dennoch realistische Rahmenbedingungen angenommen wurden.

Aus den Überlegungen resultiert eine konservative Abschätzung der realistischeweise maximal möglichen Dosisleistung am Ort eines EPD. Eine Zusammenfassung der Expositionsparameter sowie weiterer technischer Größen mit Einfluss auf die Strahlenexposition der EPD sind in Anlage B zusammengefasst.

In Tabelle 5 ist ein Ausschnitt der Liste abgebildet. In der Liste sind folgende Spalten enthalten:

Bereich: Grobunterteilung der klinischen Tätigkeiten, es wurden die in Tabelle 2 aufgelisteten klinischen Tätigkeitsbereiche unterschieden.

U.Kennung: Eindeutiger Schlüssel zur Kennung einer Untersuchungsgruppe bzw. Untersuchung, z.B. „1a“ für die Gruppe der Intraoralaufnahmen mit den Untersuchungen „1ai“ Einzelzahnaufnahme, „1aii“ Bissflügelaufnahme und „1aiii“ Aufbissaufnahme“

Untersuchungsbezeichnung: Klartextbezeichnung der über die U.Kennung eindeutig bezeichneten Untersuchung

P_{max}: maximale Leistung einer Röntgeneinrichtung, die für die klinische Tätigkeit verwendet wird

U_{max, klin}: maximale Röhrenspannung, die für die klinische Tätigkeit verwendet wird

I_{max, klin}: maximaler Röhrenstrom, der für die klinische Tätigkeit verwendet wird

Bildformat_{max}: maximales Bildformat, das bei der klinischen Tätigkeit zum Einsatz kommt

DL_{max, klin (1m)}: maximale Dosisleistung in der Primärstrahlung bei Verwendung von U_{max, klin} und I_{max, klin} in 1 m Abstand vom Fokus

Abstand Fokus – Streukörper: typischer Abstand zwischen Fokus und Patient bei der betrachteten, klinischen Tätigkeit

DL_{leck (1m)}: maximale Dosisleistung aufgrund der Gehäusedurchlassstrahlung in 1 m Abstand zum Fokus

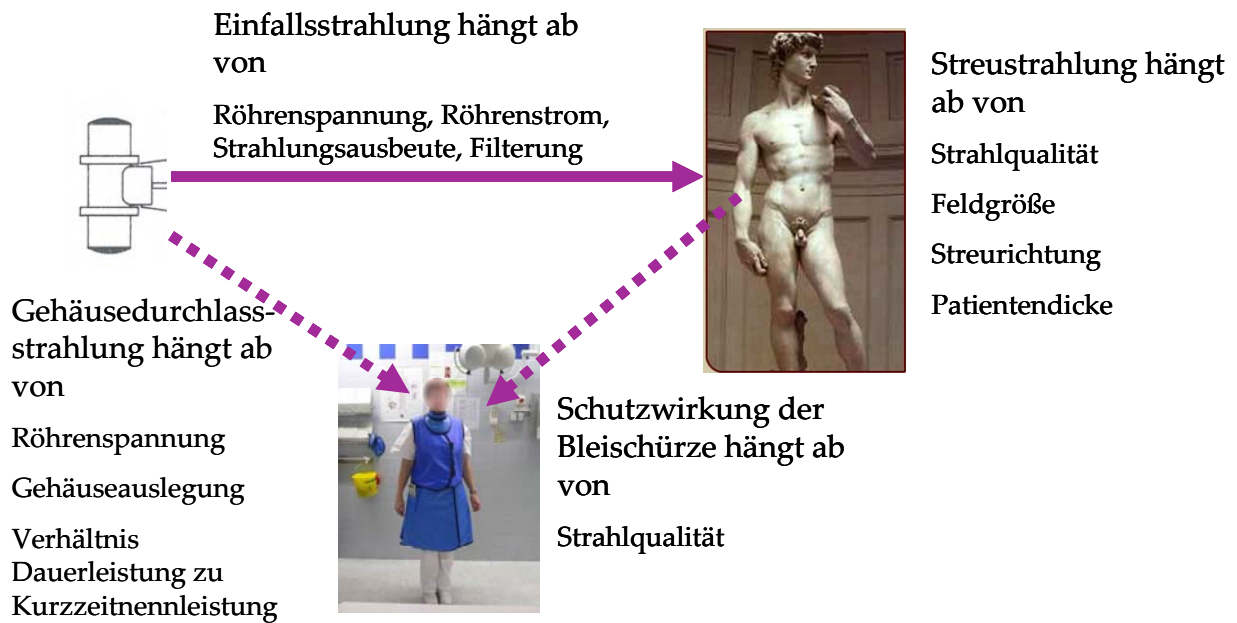


Abbildung 27: Schematische Darstellung einer Expositionssituation im Bereich der Humanmedizin sowie der auf die Dosisleistung am Ort des EPD einwirkenden Faktoren

Die Tabelle ist für die Human- und Veterinärmedizin gleich aufgebaut.

Bei den Betrachtungen wurde keine Unterscheidung der Expositionsparameter zwischen Untersuchungen an Erwachsenen und Kindern vorgenommen. Hierdurch wird in allen Fällen die Dosisleistung am Ort des EPD konservativ abgeschätzt.

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P_{\max} / kW	$U_{\max/\text{klin}}$ / kV	$I_{\max/\text{klin}}$ / A	Bildformat _{max} / cm ²	$DL_{\max/\text{klin}}$ (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL_{Leck} (1m) / mGy/h
Zahnmedizin	1a	Intraorale Aufnahmen							
	1ai	Einzelzahnaufnahmen	0,7	70	0,01	27	1,0	20	0,00
	1aii	Bissflügelaufnahmen	0,7	70	0,01	27	1,0	20	0,00
	1aiii	Aufbissaufnahmen	0,7	70	0,01	27	1,0	20	0,00
	1b	OPG-Aufnahmen	1,3	100	0,01	360	2,9	50	0,08
	1bi	Panoramaschichtaufnahmen	1,3	100	0,01	360	2,9	50	0,08
	1bii	Schädel-Fernaufnahmen	1,3	100	0,01	360	2,9	120	0,08
	1c	DVT-Aufnahmen	1,3	125	0,01	360	3,7	60	0,12
	1ci	Dentales DVT	1,3	125	0,01	360	3,7	60	0,12
Humanmedizin	2a	Konventionelles Röntgen							
	2ai	Schädel							
	2ai1	Schädel gesamt							
	2ai1a	Stehend / sitzend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai1b	Liegend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai2	NNH / Gesichtsschädel							
	2ai2b	Stehend / sitzend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai2c	Liegend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai3	Sonstige Spezialaufnahmen							
	2ai3a	Stehend / sitzend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai3b	Liegend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2aii	Hals / WS							
	2aii1	HWS							
	2aii1a	Stehend / sitzend	50	75	0,67	432	82	115	0,66
	2aii1b	Liegend	50	75	0,67	432	82	115	0,66
	2aii2	Hals Weichteile							
	2aii2a	Stehend / sitzend	50	65	0,77	432	67	115	0,24
	2aii2b	Liegend	50	65	0,77	432	67	115	0,24

Tabelle 5: Ausschnitt aus der Tabelle mit den technischen Parametern zur Berechnung der Strahlenexposition am Ort der exponierten Personen am Beispiel der Expositionssituationen bei zahnmedizinischen Untersuchungen sowie einigen Projektionsröntgenaufnahmen der Humanmedizin

6.3.1. Einflussfaktoren auf die Einfallsdosisleistung

Die Dosisleistung der Streustrahlung hängt zunächst einmal von der am Ort des Patienten eintreffenden Dosisleistung der Primärstrahlung ab. Die Parameter, die wesentlichen Einfluss auf die Dosisleistung der Einfallstrahlung am Ort des Patienten haben, werden in diesem Abschnitt diskutiert.

Die Dosisleistung der Einfallstrahlung hängt im Wesentlichen von folgenden Parametern ab:

1. Generator- und Röhrenleistung
2. verwendete Röhrenspannung
3. verwendeter Röhrenstrom
4. verwendete Strahlungsfilterung
5. Abstand Röhrenfokus – Patient

Neben den betrachteten Einflussfaktoren besteht prinzipiell noch ein Einfluss durch den Anodenwinkel, das Alter der Röntgenröhre sowie die Generatorbauweise. Nachdem der Einfluss dieser Beiträge klein ist bzw. die nicht berücksichtigten Beiträge zu einer Verringerung der resultierenden Einfallsdosisleistung führen, wurden diese Beiträge nicht explizit in der Abschätzung berücksichtigt.

Die Generator- und Röhrenleistung von Röntgeneinrichtungen, die für unterschiedliche klinische Tätigkeiten genutzt werden, ist empirisch bekannt. Für den Bereich der Veterinärmedizin bestehen hierbei keine gesetzlichen Vorgaben über minimale Spezifikationen einer Röntgeneinrichtung. Um einen möglichst guten Überblick über die im Bereich der Veterinärmedizin verwendeten Systeme zu erhalten, wurden über 1300 Prüfungsgutachten der TÜV NORD Röntgentechnik von veterinärmedizinischen Einrichtungen ausgewertet. Für die Abschätzung innerhalb des Vorhabens wurden jeweils die Röntgeneinrichtungen berücksichtigt, welche die maximale Generator- und Röhrenleistung haben.

In der Humanmedizin bestehen über diese empirischen Informationen hinaus Anforderungen z.B. zu minimalen Expositionszeiten für einzelne Untersuchungen, die eine untere Grenze für erlaubte Gerätespezifikationen bilden.

Bei einer Röntgeneinrichtung werden allgemein eine „Dauerleistung“ und eine „Kurzzeitnennleistung“ unterschieden. Die Dauerleistung bestimmt die Leistungsfähigkeit einer Röntgeneinrichtung bei länger andauernden Expositionen. Sie ist im Wesentlichen durch die verfügbare Kühlleistung der Röhre limitiert. Bei zahlreichen Röntgeneinrichtungen kann die Leistung der Anlage darüber hinaus für ein kurzes Zeitfenster zum Teil um einen Faktor 1000 gesteigert werden, z.B. bei Röntgenaufnahmegegeräten. Diese Kurzzeitnennleistung ist die im Hinblick auf die Projektfragestellung relevante Leistungsgröße. In Abschnitt 6.3.3 wird darüber hinaus der Einfluss der Dauerleistung betrachtet.

Die Röhrenspannung U sowie der Röhrenstrom I lassen sich bei einer Untersuchung nur in Grenzen unabhängig von einander variieren. Im Grenzbereich sind beide gemäß

$$P=U*I \text{ (Formel 1)}$$

mit der Leistung P der Röntgenanlage verbunden. In Abbildung 28 ist exemplarisch für eine Röntgeneinrichtung der Röhrenstrom (tube current) in Abhängigkeit des Heizstroms (filament current) für verschiedene Röhrenspannungen aufgetragen. Der Heizstrom bildet über die

Emission von Elektronen an der Kathode die Grundlage für die Erzeugung von Röntgenstrahlung. Folgende Dinge sind zu erkennen:

1. Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Röhrenstrom und der Röhrenspannung, welcher sich mathematisch durch den Zusammenhang gemäß Formel 1 beschreiben lässt.
2. Bei einer Röhrenspannung von 80 kV oder darüber besteht ein maximaler Röhrenstrom, welcher aus dem Zusammenhang gemäß Formel 1 resultiert.
3. Bei einer Röhrenspannung von 60 kV oder darunter ist der maximale Röhrenstrom nicht mehr durch den Zusammenhang gemäß Formel 1 limitiert. Die Limitierung resultiert in diesem Bereich der Röhrenspannung aus der maximalen Emission von Elektronen an der Kathode. Dieses hat zur Folge, dass sich der Röhrenstrom bei kleinerer Röhrenspannung nicht beliebig steigern lässt.

Unabhängig von den erwähnten Einflussfaktoren ist für den Bereich der Humanmedizin gemäß DIN EN 60601-2-54 [39] ein maximales Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 600 mAs festgelegt. Weiterhin ist allgemein empirisch bekannt, dass die Hersteller von Röntgenanlagen die eingebauten Röntgenröhren zur Verlängerung der Lebensdauer nicht zu 100% belasten.

Bislang wurde nur die Abhängigkeit von Röhrenleistung, Röhrenstrom und Röhrenspannung diskutiert. Hieraus ist ohne weitere Informationen noch nicht zu entscheiden, bei welcher Kombination von Expositionsparametern eine möglichst hohe Dosisleistung in der Primärstrahlung resultiert. In Abbildung 29 ist die Dosisausbeute in Abhängigkeit der Röhrenspannung für unterschiedliche Strahlungsfilterungen aufgetragen [31]. Es ist zu erkennen, dass die Dosisausbeute überproportional mit der Röhrenspannung ansteigt. Der Zusammenhang zwischen der Dosisausbeute und dem Röhrenstrom ist linear. Daraus resultiert, dass für eine Tätigkeit diejenige Kombination mit der höchsten, verwendeten Röhrenspannung auch zu der höchsten Dosisleistung im Primärstrahl führt.

Für Mammographien wurde von der Verwendung einer Mo-Anode ausgegangen, da bei dieser die Strahlungsausbeute größer ist als bei der Verwendung einer Rh- oder W-Anode.

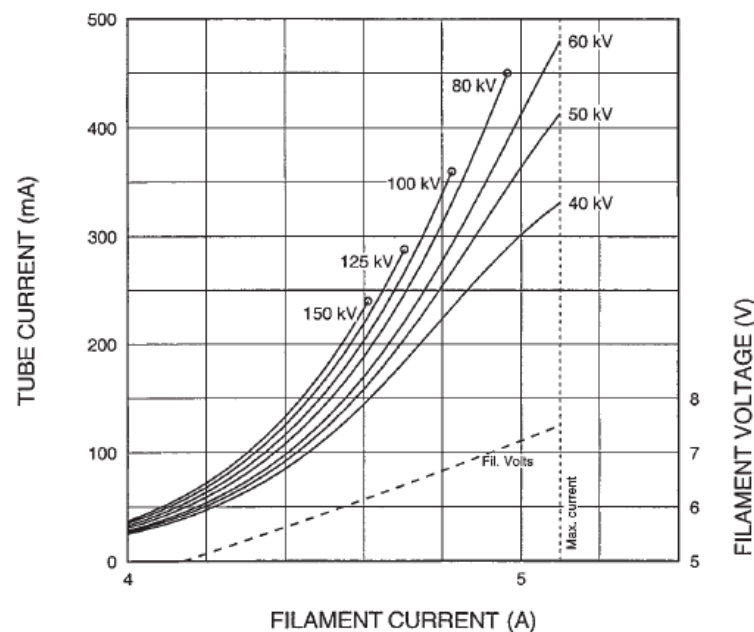


Abbildung 28: Zusammenhang zwischen dem Röhrenstrom (tube current) und dem Heizstrom (filament current) für unterschiedliche Röhrenspannungen (aus [30]).

In der Humanmedizin ist die für eine Röntgenuntersuchung maximal zulässige Röhrenspannung durch die ärztlichen Leitlinien formal sowie über einen zu geringen Gewebekontrast fachlich nach oben limitiert. Letzteres ist ausschließlich die für die Veterinärmedizin relevante Limitierung, nachdem es in diesem Bereich der Röntgendiagnostik keine verbindlichen Vorgaben für zu verwendende Röhrenspannungen gibt. Innerhalb des Vorhabens wurde die in der Veterinärmedizin maximal verwendete Röhrenspannung anhand der Angaben der Betreiber in Strahlenschutzprüfberichten abgeschätzt. Ergänzend zu den bisherigen Überlegungen besteht für die Röntgendiagnostik allgemein ein technisches Limit für die Steigerung der Röhrenspannung: Aktuell verfügbare Röntgenröhren erlauben keine Röhrenspannungen oberhalb von 150 kV.

In Abbildung 29 ist zu erkennen, dass die Dosisausbeute einer Röntgenröhre bei steigender Filterung zurückgeht. Die minimale Strahlfilterung entspricht bei Röntgeneinrichtungen mit Ausnahme der Mammographie und einiger Einzelzahnröntgenanlagen 2,5 mm Aluminium. Bei vielen Einrichtungen an Durchleuchtungsarbeitsplätzen werden weitere Materialien zur Strahlfilterung ergänzt. Nachdem nicht sichergestellt ist, dass die über 2,5 mm Aluminium-Äquivalent hinausgehende Filterung an allen in der Praxis vorkommenden Einrichtungen angewendet wird, wurde bei den Abschätzungen davon ausgegangen, dass in jedem Einzelfall in der Human- und Veterinärmedizin mit Ausnahme der Mammographie eine Filterung von 2,5 mm Aluminium besteht. Bei Mammographien wurde eine Filterung durch 30 µm Molybdän angenommen. Die möglicherweise abweichende Filterung bei einigen zahnmedizinischen Röntgenanlagen hat keine praktische Konsequenz. Die vorgenommene Abschätzung kann als gegenüber der Realität konservativ angesehen werden.

Es wurde bei den Abschätzungen keine Unterscheidung der Expositionsparameter zwischen Untersuchungen mit und solchen ohne Verwendung eines Streustrahlenrasters vorgenommen. Bei sämtlichen Untersuchungen wurde die Anwesenheit eines Streustrahlenrasters vorausgesetzt. Hierdurch wird in allen Fällen die Dosisleistung am Ort des EPD konservativ abgeschätzt.

Der Abstand zwischen Röhrenfokus und Patient ist durch die jeweilige klinische Tätigkeit bestimmt. Innerhalb des Vorhabens wurden typische Werte verwendet.

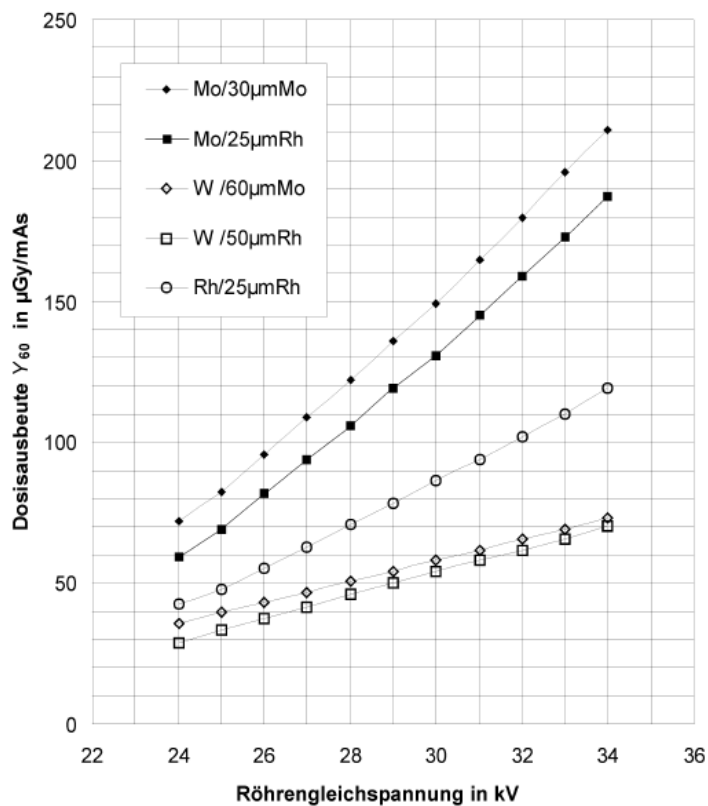
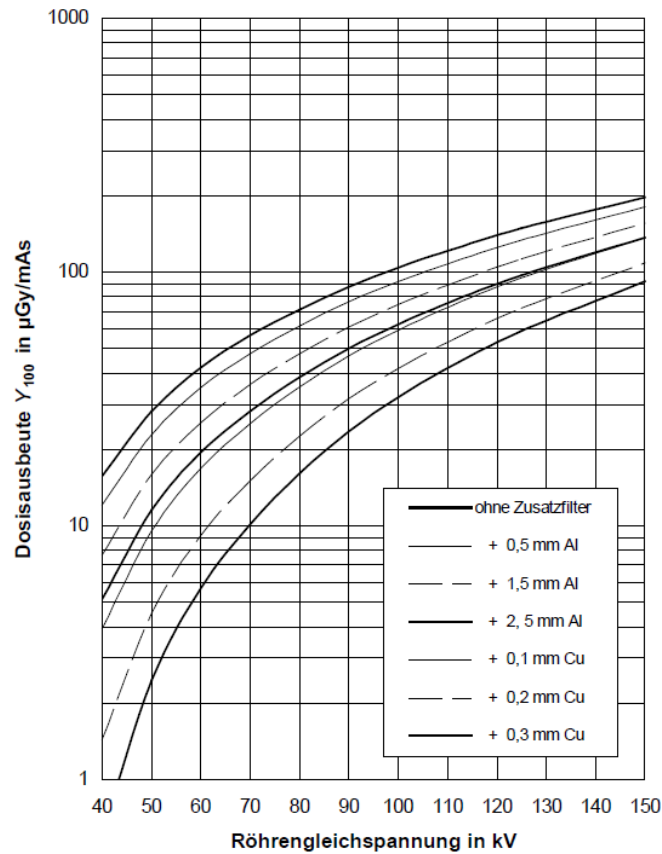


Abbildung 29: Abhängigkeit der Dosisausbeute in $\mu\text{Gy/mAs}$ von der Röhrensprechung in kV für Röntgenstrahlung unterschiedlicher Filterung. Oben: Dosisausbeutekurven für Röntgenstrahler mit einer WRe-Anode in 1m Abstand vom Fokus, „ohne Zusatzfilter“ entspricht einer Basisfilterung von 2,5 mm Aluminium-Äquivalent. Unten: Dosisausbeutekurven für Mammographie-Strahlungsqualitäten in 60 cm Abstand vom Fokus (aus [31])

6.3.2. Einflussfaktoren auf das Streustrahlungsfeld

Die Dosisleistung der Streustrahlung an einem Ort im Raum hängt bei konstanter Einfallsdosisleistung im Wesentlichen von folgenden Parametern ab:

1. Streuwinkel
2. Dicke des untersuchten Objektes
3. Feldgröße
4. Strahlenqualität der Primärstrahlung

Streustrahlung entsteht durch Compton-Streuung von Photonen der Primärstrahlung in der von der Strahlung durchdrungenen Materie, s. Abbildung 30. Im Energiebereich der diagnostisch genutzten Röntgenstrahlung ist die Compton-Streuung der dominierende Wechselwirkungsprozess von Photonen, s. Abbildung 31. Insbesondere bei dickeren Objekten kann der Anteil der Streustrahlung an der Gesamtstrahlung damit deutlich höher als 70% sein, s. Tabelle 6.

Der winkelabhängige Wirkungsquerschnitt für die Compton-Streuung wird durch die Klein-Nishina-Formel beschrieben [34]. In Abbildung 32 ist die Abhängigkeit des Wirkungsquerschnitts vom Streuwinkel für unterschiedliche monoenergetische Röntgenstrahlungen aufgetragen. Je höher die Energie der gestreuten Photonen ist, umso stärker dominiert die Vorwärtsstreuung den Gesamtwirkungsquerschnitt. Für den Bereich der diagnostischen Röntgenstrahlung ist am ehesten die in der Abbildung 32 dargestellte Kurve für 50 keV Photonen repräsentativ. Bei dieser Energie ist die Vorwärtsstreuung weit weniger stark ausgeprägt, wenngleich sie immer noch überwiegt.

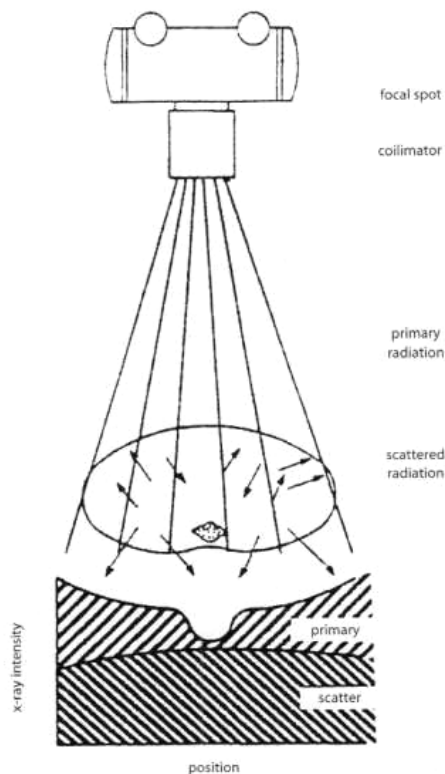


Abbildung 30: schematische Darstellung der Primär- und Streustrahlungsausbreitung eines exponierten Objektes (aus [33])

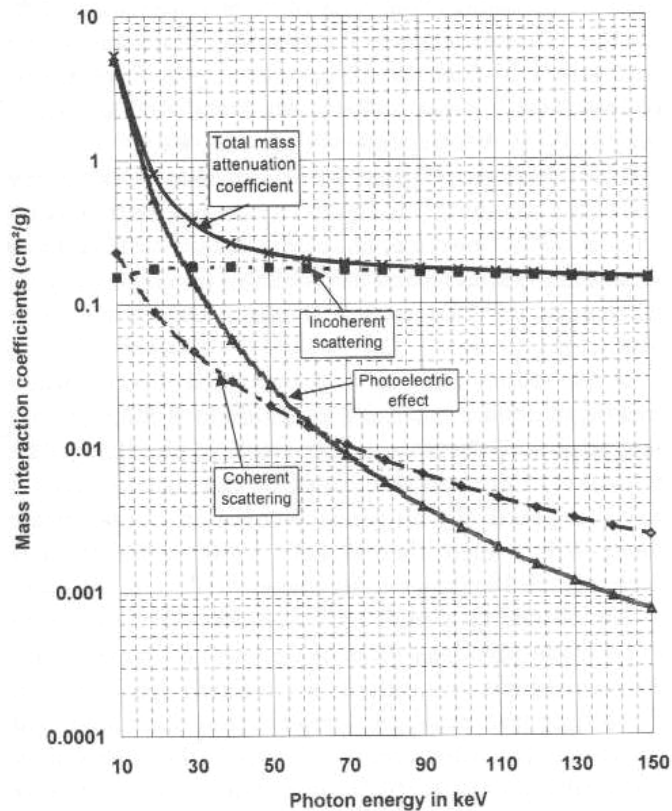


Abbildung 31: Darstellung der Massenwirkungskoeffizienten (mass interaction coefficients) des Photoeffektes (photoelectric effect), der Compton-Streuung (incoherent scattering) sowie der Rayleigh-Streuung (coherent scattering) in Abhängigkeit der Photonenenergie (photon energy). (aus [33])

Untersuchtes Objekt	Röhrensorgung / kV	Streuanteil
Schädel p.a.	70	45%
Lunge (Mittelwert) p.a.	120	55%
Lunge (dicker Patient) p.a.	120	65%
Becken (Mittelwert) p.a.	80	80%
Becken (dicker Patient) p.a.	80	85%
Becken seitlich	80	90%-95%

Tabelle 6: Größe des Streuanteils bei der Untersuchung unterschiedlicher Körperregionen (aus [33])

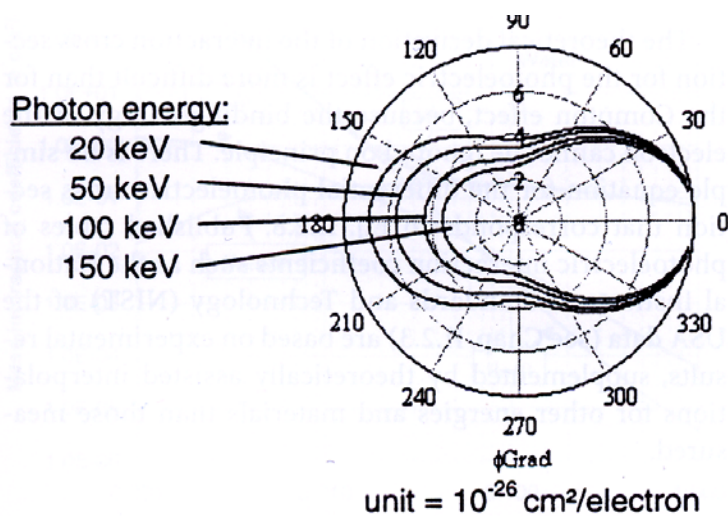


Abbildung 32: schematische Darstellung des winkelabhängigen Wirkungsquerschnitts für die Compton-Streuung (aus [33]). Eine Vorwärtsstreuung liegt bei Streuwinkeln kleiner 90° bzw. größer 270° vor.

Für die praktische Anwendung innerhalb des Vorhabens ist es nicht ausreichend, die aus der physikalischen Betrachtung resultierenden Wirkungsquerschnitte für die Compton-Streuung zu betrachten. Der Grund ist, dass es bei dickeren Objekten in zunehmendem Umfang zu einer Schwächung der vorwärtsgestreuten Photonen durch den Photoeffekt kommt. Dieses führt zu dem empirisch bekannten Effekt, dass die Streustrahlungsdichte hinter einem Streukörper um etwa einen Faktor 4 niedriger ist als davor, s. Abbildung 33.

Die innerhalb des Vorhabens zur Abschätzung der Dosisleistung am Ort der EPD verwendete Winkelverteilung der Streustrahlungsausbeute wurde messtechnisch ermittelt. Die Messungen wurden exemplarisch an Röntgenanlagen des Typs Mobilett B durchgeführt. Die Dosisleistung in der Streustrahlung wurde mit einem Ortsdosisleistungsmessgerät vom Typ UMO Typ LB 123 (Fa. Berthold) gemessen. Die Messungen im ungeschwächten Primärstrahl wurden mit einem Diagnostikdosimeter vom Typ Diados E (PTW) durchgeführt. Die Primärstrahlung wurde senkrecht auf den Streukörper gerichtet. Als Streukörper wurden PMMA-Wasser-Behälter unterschiedlicher Tiefe mit einer Strahleintrittsfläche von $25 \times 25 \text{ cm}^2$ verwendet. Die Streukörper sind quaderförmige Behältnisse, mit einer 1 cm dicken PMMA Umrandung welche mit Wasser gefüllt sind. Zur Simulation unterschiedlich dicker Patienten wurde die Gesamtmaterieldicke in Strahlrichtung variiert. Die Größe des Röntgenfeldes an der Eintrittsseite des Streukörpers betrug $15 \times 15 \text{ cm}^2$. Die Messung erfolgte in 100 cm Abstand vom Mittelpunkt des Röntgenfeldes auf der Eintrittsseite des Streukörpers. Die Winkelverteilung der Streustrahlungsausbeute wurde für Streukörper mit einer Gesamtdicke zwischen 5 cm und 25 cm sowie für Röhrensparnungen zwischen 60 kV und 113 kV untersucht.

In Abbildung 34 ist exemplarisch die Streustrahlungsausbeute für einen Streukörper mit 25 cm Dicke in Abhängigkeit des Streuwinkels für Röhrensparnungen zwischen 60 kV und 113 kV aufgetragen. Sämtliche Diagramme mit der Auftragung der Streustrahlungsausbeute für Streukörper einer Gesamtdicke von 5 cm, 15 cm, 20 cm und 25 cm sind als Anlage G dem Abschlussbericht beigelegt. Die Streuwinkel sind in Bezug auf die Einfallsrichtung der Primärstrahlung aufgetragen. Eine Streuung um Winkel von weniger als 90° entspricht damit einer Vorwärtsstreuung, Streuwinkel zwischen 90° und 180° entsprechen einer Rückwärtsstreuung.

Die Messungen entsprechen qualitativ den Erwartungen nach Abbildung 33 sowie der bestehenden Literatur [36], wobei die in [36] berichteten Messungen unter im Detail anderen Messbedingungen durchgeführt wurden.

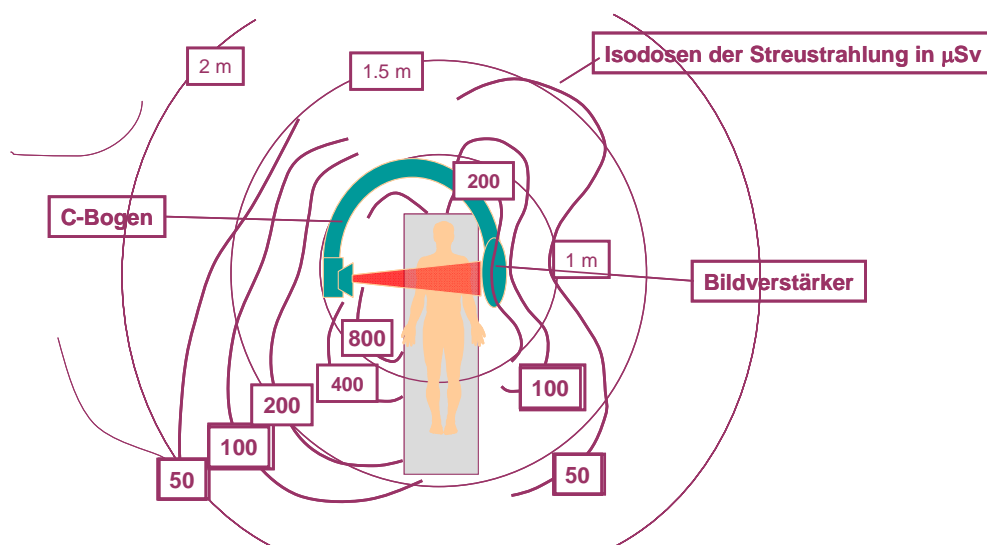


Abbildung 33: Schematische Darstellung von Isodosenkurven bei einer Durchleuchtungsuntersuchung. Die Werte der Isodosen sind in Mikrosievert angegeben. [35]

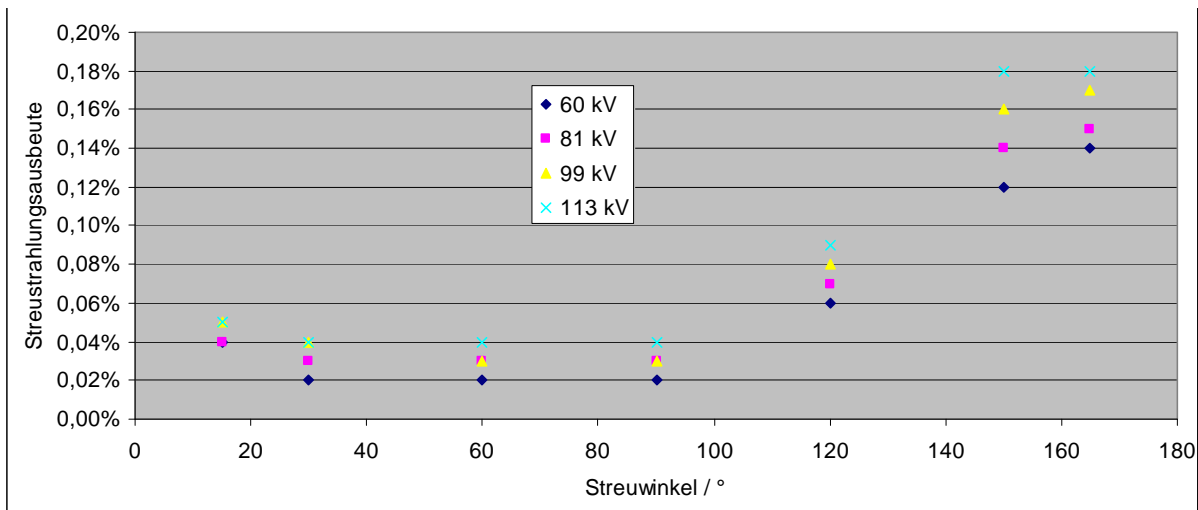


Abbildung 34: Abhängigkeit der Streustrahlungsausbeute vom Streuwinkels sowie der Röhrenspannung zur Erzeugung der Primärstrahlung. Als Streukörper wurde ein Wasser-PMMA-Quader der Maße 25x25x25 cm³ verwendet. Die Größe des Feldes auf der Strahleintrittsseite betrug 15x15 cm².

Streuwinkel / °	Röhrenspannung / kV			
	60	81	99	113
15	0,05%	0,06%	0,08%	0,08%
30	0,03%	0,04%	0,05%	0,06%
60	0,02%	0,03%	0,03%	0,04%
90	0,02%	0,03%	0,03%	0,04%
120	0,06%	0,07%	0,08%	0,09%
150	0,12%	0,14%	0,16%	0,18%
165	0,14%	0,15%	0,17%	0,18%

Tabelle 7: Auflistung der maximalen Streustrahlungsausbeute in Abhängigkeit des Streuwinkels sowie der Röhrenspannung zur Erzeugung der Primärstrahlung für Wasser/PMMA-Streukörper der Gesamtdicke von 15 cm, 20 cm sowie 25 cm

In Abhängigkeit der Dicke des Streukörpers wird die Streustrahlungsausbeute unter anderen Streuwinkeln maximal. Bei der Abschätzung der Dosisleistung am Ort eines EPD wurde für jeden Streuwinkel der jeweils maximale Wert verwendet, der bei den Streukörpern der Gesamtdicke von 15 cm bis 25 cm gemessen wurde, s. Tabelle 7. Die Abschätzung ist damit in jedem Fall konservativ.

Neben dem Streuwinkel und der Materialdicke des Streukörpers ist die Streustrahlungsausbeute von der Größe der bestrahlten Fläche abhängig. Die Abhängigkeit der Streustrahlungsausbeute von der Größe des Röntgenfeldes auf der Eintrittsseite eines Streukörpers ist in Abbildung 35 für unterschiedlich dicke Streukörper dargestellt (aus [37]). Als Streukörper wurde hier ein Wasserphantom verwendet. Die Röhrenspannung betrug 80 kV. Gemessen wurde die Vorwärtsstreuung unter 0° Streuwinkel, wobei der Primärstrahl durch Bleischiebchen ausgeblendet wurde.

Bei Feldern einer Größe von mehr als 1000 cm² nähert sich der Streuanteil asymptotisch einem Maximum. Insbesondere bei Feldern einer Größe von weniger als 250 cm² geht der Streuanteil jedoch deutlich zurück. Im Hinblick auf die Fragestellung des Vorhabens hat dieses zur Folge, dass Tätigkeiten, bei denen mit einem kleinen Strahlungsfeld gearbeitet wird, z.B. Röntgenaufnahmen der Finger, bei ansonsten unveränderten Untersuchungsparametern mit deutlich geringerer Streustrahlung verbunden sind, als Tätigkeiten, bei denen große Strahlungsfelder verwendet werden, z.B. Thorax-Aufnahmen. Die in Tabelle 7 zusammengestellten Streustrahlungsausbeuten wurden bei einer Feldgröße von 225 cm² gemessen. Der Anstieg der Streustrahlung bei klinischen Tätigkeiten unter Verwendung größerer Felder wurde innerhalb des Vorhabens dadurch berücksichtigt, dass die

gemessenen Werte für die Streustrahlungsausbeute nach Tabelle 7 bei der Berechnung der Dosisleistung um einen Faktor 1,3 erhöht wurden. Mit diesem Faktor wird konservativ die mögliche Erhöhung des Streustrahlungsanteils bei sämtlichen verwendeten größeren Strahlungsfeldern abgedeckt.

In den bisherigen Betrachtungen wurde nur auf die Winkelabhängigkeit der Streustrahlungsausbeute und damit die resultierende Dosisleistung der Streustrahlung eingegangen. Aufgrund der Energieabhängigkeit der Wechselwirkungskoeffizienten der Compton-Streuung sowie des Photoeffektes ist jedoch auch das Energiespektrum der Streustrahlung winkelabhängig. Es gibt wenige Arbeiten, in denen die Winkelabhängigkeit der Spektren von Streustrahlung in der Röntgendiagnostik untersucht wurde. In [36] werden entsprechende Untersuchungen für die innerhalb des Vorhabens relevanten Röhrenspannungen vorgestellt. Der verwendete Messaufbau ist in Abbildung 36 schematisch dargestellt. Als Streukörper wurde für die in der Arbeit vorgestellten Untersuchungen ein PMMA-Phantom der Maße $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ verwendet. Als Detektor wurde ein Germanium-Spektrometer vom Typ GMX-25190, Firma Ortec, eingesetzt. Die Größe des Feldes auf der Eintrittsseite des Streukörpers betrug $16 \times 16 \text{ cm}^2$.

In Abbildung 37 sind exemplarisch das Primärspektrum einer Strahlung von 80 kV Röhrenspannung sowie die bei einer Streuung unter unterschiedlichen Winkeln resultierenden Spektren aufgetragen. Neben der graphischen Auftragung ist die mittlere Energie der Spektren bei unterschiedlichen Streuwinkeln tabellarisch mit angegeben. Bei kleinen Streuwinkeln wird die Strahlung leicht aufgehärtet. Bei 90° entspricht die mittlere Energie der Streustrahlung in etwa derjenigen der Einfallsstrahlung. Bei größeren Streuwinkeln, d.h. bei Rückstreuung ist die mittlere Energie leicht unterhalb derjenigen der Einfallsstrahlung.

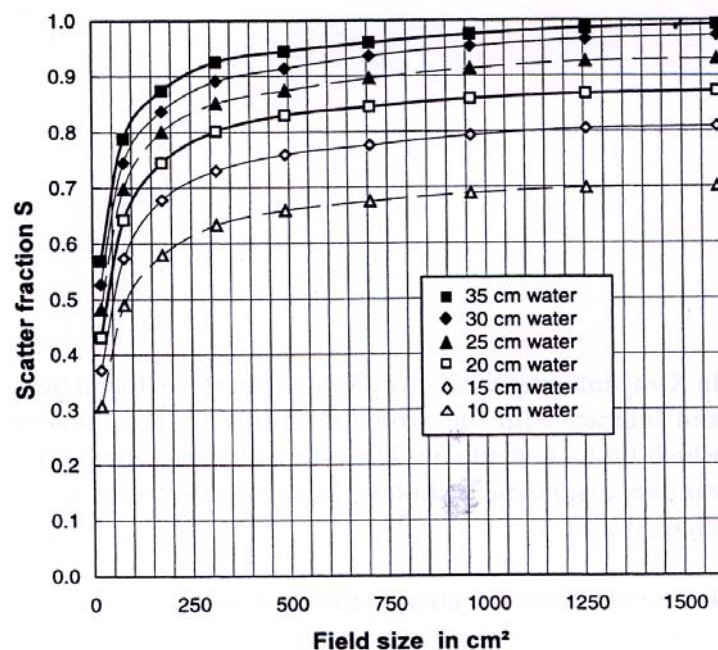


Abbildung 35: Größe des Streuanteils (scatter fraction) in Abhängigkeit von der Größe des Strahlungsfeldes (field size) für Streukörper zwischen 10 cm und 35 cm Wasserdicke. (aus [37])

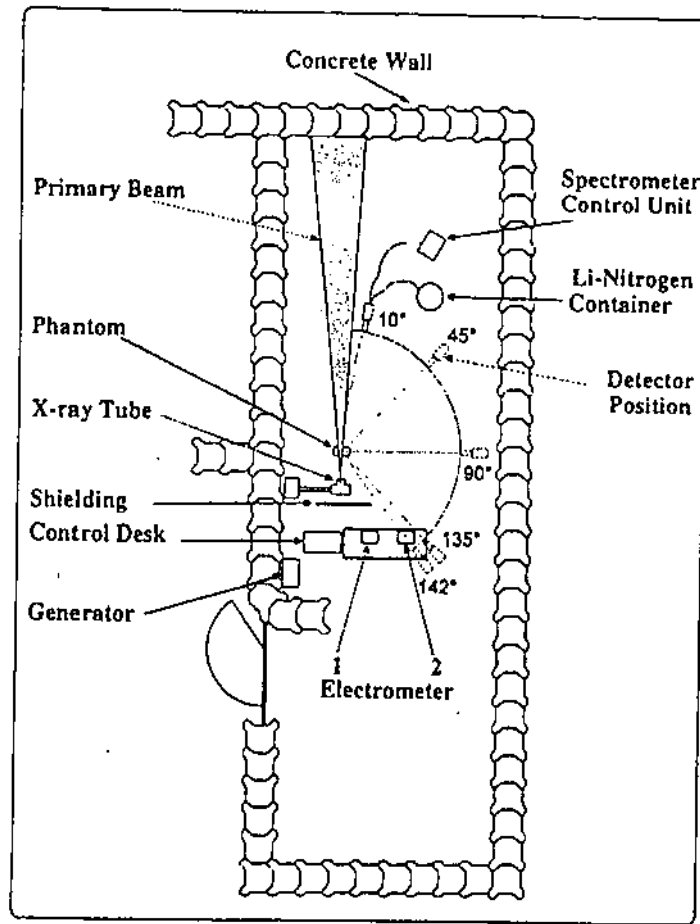


Abbildung 36: schematische Darstellung des Messaufbaus aus [36]. Die Primärstrahlung der Röntgenanlage (X-ray Tube) ist auf den Streukörper (Phantom) gerichtet. Der Detektor wird an den markierten Positionen (Detector Position) in festem Abstand zum Streukörper positioniert.

Die Energie der Streustrahlung wurde innerhalb des Vorhabens bei der Abschätzung der Schwächungswirkung von Strahlenschutzkleidung berücksichtigt. Dabei wurde jeweils die mittlere Energie des Spektrums der Streustrahlung verwendet. In Tabelle 8 ist die im Primärspektrum sowie bei Streuung unter unterschiedlichen Winkeln resultierende mittlere Energie aufgelistet. Zudem ist in der Tabelle die bei der Berechnung der Schwächungswirkung von Strahlenschutzmaterialien verwendete „effektive Röhrenspannung“ angegeben. Die effektive Röhrenspannung entspricht der Röhrenspannung eines Primärspektrums, welches die gleiche mittlere Energie hat, wie das Streustrahlungsspektrum. Die Daten sind [36] entnommen.

Der in [36] untersuchte Winkel- sowie Röhrenspannungsbereich ist kleiner als der in der klinischen Praxis mögliche Bereich. Die innerhalb des Vorhabens verwendeten Daten außerhalb des in [36] untersuchten Bereichs wurden nach folgendem Schema ergänzt:

1. In [36] werden Streuwinkel kleiner oder gleich 142° untersucht. Innerhalb des Vorhabens werden auch Winkel von 150° sowie 165° berücksichtigt. Bei der Abschätzung der mittleren Energie des Spektrums wurde angenommen, dass diese bei größeren Streuwinkeln den gleichen Wert hat wie bei 142° .
2. In [36] wird die Streuung von Primärspektren kleiner oder gleich 110 kV untersucht. Bei der Abschätzung der mittleren Energie der Streuspektren bei höheren Röhrenspannungen wurde angenommen, dass sich die Abhängigkeit der mittleren Energie vom Streuwinkel genauso verhält wie bei einer Primärstrahlung durch 110 kV Röhrenspannung.

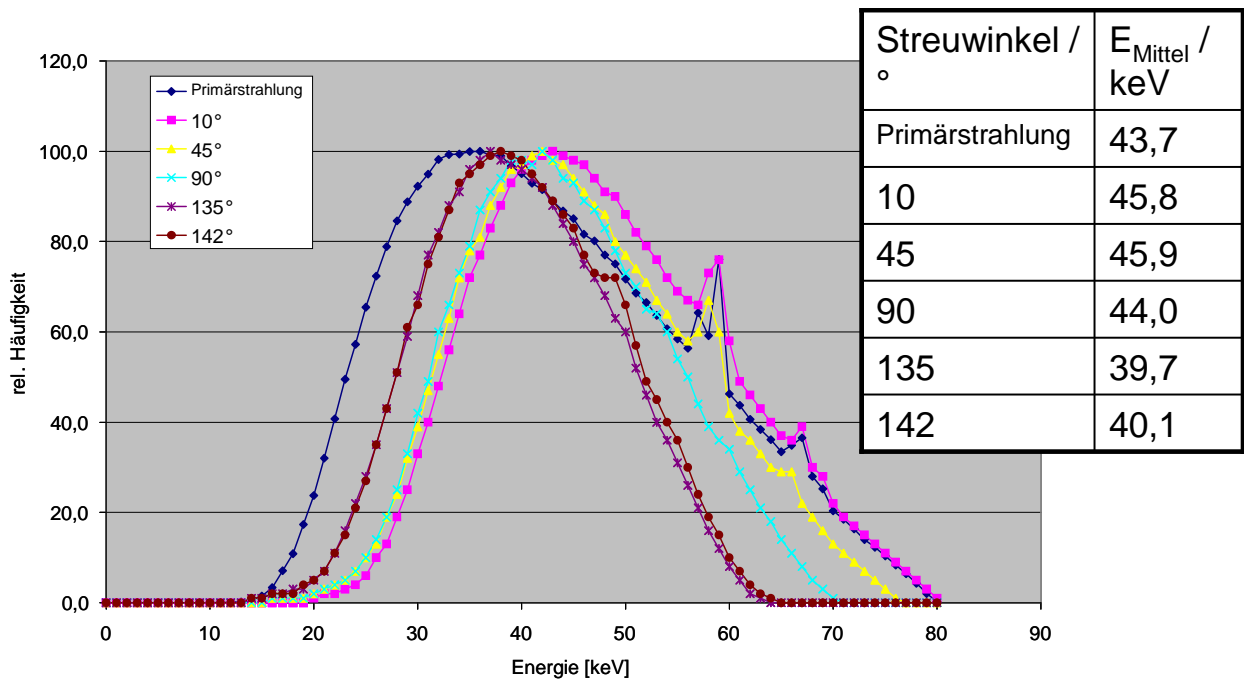


Abbildung 37: Normierte Darstellung der Röntgenspektren der Streustrahlung in Abhängigkeit des Streuwinkels. Als Primärstrahlung wurde Strahlung bei 80 kV Röhrensorgung verwendet. Neben der Häufigkeitsverteilung ist tabellarisch die mittlere Energie der Spektren beigefügt. (aus [36])

Beide Annahmen haben zur Folge, dass die mittlere Energie der Streuspektren höher abgeschätzt wird, als sie in der Realität ist. Die Abschätzung ist daher im Hinblick auf die Projektfragestellung konservativ.

Bei den für Mammographien eingesetzten Röntgenspektren wurde keine Winkelabhängigkeit der mittleren Energie berücksichtigt. Diese Vereinfachung ist ohne praktische Auswirkung auf die Abschätzung der Dosisleistung am Ort der EPD.

Voltage [kV]	E_{Prim}	$E_{\text{Scatter}}(\alpha)$				
		10°	45°	90°	135°	142°
52	32.7*	39.1	36.1	35.3	32.4	32.3
60	36.4*	42.2	39.3	37.9	34.7	34.6
70	40.0*	45.8	43.2	40.8	37.7	37.5
80	43.7	49.1	45.9	44.0	39.7	40.1
90	47.0	52.0	48.7	46.4	42.6	42.5
100	50.0	54.4	51.1	48.5	44.6	44.4
110	52.7	56.4	53.4	50.8	45.9	45.9

Streuwinkel / °	Röhrensorgung / kV								
	50	60	70	80	90	100	110	120	150
15	70	75	85	100	110	120	130	140	170
30	60	75	80	90	100	105	115	125	155
60	55	70	80	85	95	100	110	120	150
90	50	65	70	80	90	95	105	115	145
120	50	60	65	75	85	90	100	110	140
150	50	55	60	70	80	80	85	95	125
165	50	55	60	70	80	80	85	95	125

Tabelle 8: oben: mittlere Energie im Primärspektrum sowie den Streuspektren bei unterschiedlichen Streuwinkeln in Abhängigkeit der Röhrensorgung (aus [36]); unten: in der Berechnung der Abschirmwirkung von Strahlenschutzmaterialien verwendete „effektive Röhrensorgung“ in Abhängigkeit der Röhrensorgung des Primärspektrums sowie des Streuwinkels

6.3.3. Einfluss der Gehäusedurchlassstrahlung

In Deutschland ist die zulässige Höhe der Gehäusedurchlassstrahlung durch die DIN EN 60601-1-3 [40] festgelegt. Im Bereich der Human- und Veterinärmedizin beträgt der Grenzwert allgemein 1 mGy/h in einem Meter Abstand vom Strahlergehäuse. In der Zahnmedizin beträgt der zulässige Wert davon losgelöst 0,25 mGy/h. Die Prüfung wird bei der Röntgenröhrennennspannung, d.h. der höchstmöglichen Röhrenspannung durchgeführt. Für den Fall, dass ein Gehäuse für mehrere unterschiedliche Röntgenröhren mit unterschiedlicher Nennleistung verwendet wird, wird die Prüfung mit der leistungsfähigsten Röntgenröhre durchgeführt. Durch die Prüfung wird sichergestellt, dass im Routinebetrieb bei einer Stunde Tätigkeit die Dosis aufgrund der Gehäusedurchlassstrahlung in 1 m Abstand nicht mehr als 1 mGy bzw. 0,25 mGy betragen kann.

Unter Berücksichtigung der Resultate zum dosisleistungsabhängigen Ansprechvermögen der EPD, s. Abbildung 25, sind diese Dosisleistungswerte vernachlässigbar gering. Für eine Röntgenröhre, welche kontinuierlich über eine Stunde hinweg betrieben wird, wäre das auch für die Betrachtungen innerhalb des Vorhabens zutreffend. Bei Röntgeneinrichtungen, die konzeptionell nicht über den Gesamtzeitraum einer Stunde betrieben werden können, kann die zulässige Dosis der Gehäusedurchlassstrahlung jedoch auch in einem kürzeren Zeitraum auftreten. Die mögliche Betriebszeit einer Röntgenröhre in einer Stunde kann bei einigen Einrichtungen so kurz sein, dass Dosisleistungswerte durch die Gehäusedurchlassstrahlung resultieren, die für die Abschätzung der Dosisleistung am Ort der EPD nicht mehr vernachlässigbar sind. Hierbei handelt es sich insbesondere um Röntgeneinrichtungen für den Aufnahmebetrieb. Diese Röntgeneinrichtungen sind in der Lage, eine sehr hohe Kurzzeitnennleistung zu erbringen, welche in einigen Fällen um einen Faktor 1000 oberhalb der mittleren Dauerleistung liegt. Die Kurzzeitnennleistung ist dabei im Wesentlichen von dem Emissionsstrom der Kathode, der Wärmekapazität der Anode sowie der Anodendrehzahl abhängig. Eine hohe Kurzzeitnennleistung ist insbesondere bei Aufnahmegeräten notwendig, um kurze Belichtungszeiten von Röntgenaufnahmen zu erreichen. Nach einer durchgeführten Untersuchung muss die angefallene Wärmeenergie bei diesen Anlagen über einen längeren Zeitraum abgebaut werden. Damit ist die Dauerleistung deutlich kleiner als die mögliche Kurzzeitnennleistung. Bei Röntgeneinrichtungen im Bereich der Durchleuchtung sowie der Computertomographie ist aufgrund des dort bestehenden anderen Anwendungszwecks der Quotient aus Kurzzeitnennleistung und mittlerer Dauerleistung wesentlich kleiner. In Tabelle 9 sind exemplarisch für einige Systeme die Dauerleistung sowie die Kurzzeitnennleistung gegenübergestellt.

Anwendung	Röntgenstrahlertyp	Kapazität / kW	Kurzzeitnennleistung / kW	Dauerleistung / W	Röhrennennspannung / kV
Allg. Röntgenaufnahmetechnik, Durchleuchtungs- und Zielgerätebetrieb	RAD-21	212	100	90	150
Radiographie, Röntgenkinematographie, Angiographie	SG-1590	1000	80	400	125
Computertomographie	GS-6076	7100	48	7100	150
Mobiler C-Bogen	SR90/15 FN	200	2,4	90	120

Tabelle 9: Aufstellung der Kapazität, Kurzzeitnennleistung, Dauerleistung sowie Nennspannung der Röntgenröhre für Röntgenanlagen unterschiedlicher Einsatzbereiche [43, 44].

Die Abschätzung der Gehäusedurchlassstrahlung erfolgt innerhalb des Vorhabens gemäß folgendem Algorithmus:

1. Annahme einer Dosisleistung aufgrund der maximal zulässigen Gehäusedurchlassstrahlung von 1 mGy/h
2. Korrektur der Dosisleistung um den Quotienten aus Kurzzeitnennleistung und Dauerleistung; Zur Vereinfachung wurden drei Gerätetypen mit unterschiedlichen, exemplarischen Eigenschaften definiert:
 - a. Geräte mit Festanode, z.B. Dentalgeräte, Geräte zur Knochendichtemessung. Bei diesen wird ein Quotient von Kurzzeitstrom zu mittlerem Röhrenstrom von $3 \text{ kW} / 0,3 \text{ kW} = 10$ angenommen.
 - b. Geräte mit hoher Dauerleistung, z.B. CT bzw. DSA Anlagen. Bei diesen wird ein Quotient von $50 \text{ kW} / 5 \text{ kW} = 10$ angenommen.
 - c. Geräte mit hoher Kurzzeitleistung und geringer Dauerleistung, z.B. Aufnahmegерäte. Bei diesen wird ein Quotient von $80 \text{ kW} / 0,2 \text{ kW} = 400$ angenommen.
3. Berücksichtigung der Schwächungszunahme der Bleiabschirmung bei der maximalen Röhrenspannung bei klinischer Nutzung im Vergleich zur Nennspannung von 150 kV. Die Spannungsabhängigkeit der Strahlschwächung von Blei wurde DIN 6812 [41] entnommen. Exemplarisch verringert sich bei einer Untersuchung mit einer maximal verwendeten Spannung von 90 kV die Dosisleistung außerhalb des Röhrengehäuses auf einen Wert von 0,35 im Vergleich zu einer Spannung von 150 kV.

Bei Röhrenspannungen von weniger als 60 kV wurde die Strahlschwächung einheitlich mit den für 60 kV gültigen Werten berechnet.
4. Berücksichtigung der real verwendeten maximalen Leistung der Röntgeneinrichtung, z.B. bei einem Aufnahmegерät mit 30 kW: Korrektur um den Faktor $30 \text{ kW} / 80 \text{ kW}$.

Bei einem Aufnahmegерät mit den genannten Beispielparametern wird die maximal mögliche Dosisleistung aufgrund der Gehäusedurchlassstrahlung in 1 m Abstand zur Röntgenröhre zu $1 \text{ mGy/h} * 400 * 0,35 * 30 / 80 = 52,5 \text{ mGy/h}$ abgeschätzt.

Es ist nicht bekannt, bis zu welchem Grad die auf dem Markt verfügbaren Röntgenanlagen bei den in der Röntgendiagnostik praktisch relevanten Tätigkeiten mit der Gehäusedurchlassstrahlung an diese Grenzwerte heranreichen. Insbesondere folgende Einflussfaktoren legen es nahe, dass in der Praxis eine deutlich kleinere Durchlassstrahlung besteht:

1. Die Röhrenhersteller sind international tätige Firmen. Der Grenzwert für die Gehäusedurchlassstrahlung in den USA beträgt 0,87 mGy/h.
2. Die Röntgenröhren werden mit dem Ziel einer längeren Lebensdauer im klinischen Betrieb nicht mit 100% der möglichen Leistung betrieben.
3. Die Röhrenschutzgehäuse werden teilweise gemeinschaftlich für mehrere Röhren verwendet. Dabei muss das Schutzgehäuse auf die Verwendung in Kombination mit der leistungsstärksten Röhre ausgelegt sein.
4. Röhrenschutzgehäuse können optional mit einer Zusatzkühlung ausgestattet sein. Dadurch erhöht sich die Dauerleistung. Der Strahlenschutz eines Röhrenschutzgehäuses muss für derartige Versionen mit ausgelegt sein.

5. Bei einer Berechnung der Gehäusedurchlassstrahlung aus dem Verhältnis der Kurzzeitnennleistung (Eingangsnennleistung der Anode bei der Radiographie gem. DIN EN 60613 [32]) zur Dauerleistung (Dauer-Eingangsnennleistung der Anode gem. DIN EN 60613 [32]) werden nicht die sonstigen dem Röntgenstrahler zugeführten Energien berücksichtigt, welche zu einer Erwärmung der Röntgenröhre führen und damit deren Leistung begrenzen. Die Dauer-Eingangsnennleistung eines Röntgenstrahlers beinhaltet über die Anodenleistung hinaus die benötigte Energie für die Wendelheizung und den Anodenantrieb. Diese Dauerleistung wird üblicherweise für die Prüfung der Durchlassstrahlung herangezogen, im klinischen Betrieb darf der Röntgenstrahler um Überhitzung zu vermeiden jedoch nicht so hoch belastet werden. Die Wahl dieser Spezifikation ist nicht zwingend für den Hersteller, stellt aber den ungünstigsten Fall dar.
6. Die Röhrenhersteller werden erwartungsgemäß eine Sicherheitsmarge bei der Fertigung vorsehen.

Um eine Abschätzung des Unterschieds zwischen der theoretisch möglichen und der in der Realität auftretenden Gehäusedurchlassstrahlung zu erhalten, wurden Messungen an drei Röntgenanlagen aus dem Bereich der Human- und Veterinärmedizin durchgeführt. Für die Messung der Gehäusedurchlassstrahlung wurde der Röhrenaussgang durch ausreichend dickes Blei abgedeckt, um einen Strahlaustritt in diese Richtung zu unterbinden. Bei den Messungen wurden primär TLDs als Referenzdosimeter eingesetzt. In Abbildung 38 ist exemplarisch ein Messaufbau mit der Position der TLDs an der Gehäuseoberfläche dargestellt. In Einzelfällen wurde für die Messungen ebenso ein Diagnostikdosimeter vom Typ PTW Diados E verwendet. Vor der Positionierung der Referenzdosimeter wurden Expositionen durchgeführt, bei denen zur Orientierung über Bereiche erhöhter Durchlassstrahlung Speicherfolien eingesetzt wurden. Die Speicherfolien wurden hierzu um den Röntgenstrahler herum positioniert. Die Referenzdosimeter wurden an Orten auf dem Röhrengehäuse befestigt, bei denen gemäß eigener Erfahrung bzw. aufgrund von Hinweisen durch die Speicherfolien erhöhte Durchlassstrahlung zu erwarten ist. Es wurde jeweils mehrere Male hintereinander die Strahlung ausgelöst, um ein ausreichend großes Signal zu messen. Die Auswertung der TLDs erfolgte entsprechend der Vorgehensweise bei den Messungen in klinischen Tätigkeitsbereichen, s. Abschnitt 6.4.3. Anhand eines geschätzten Abstands zum Röhrenfokus wurde die resultierende Dosis in 1 m Abstand zum Fokus berechnet. Anhand der Gesamtexpositionszeit aller Einzexpositionen wurde eine Dosisleistung aufgrund der Durchlassstrahlung in 1m Abstand zum Fokus berechnet.



Abbildung 38: Exemplarische Abbildung der Orte an der Oberfläche eines Röntgenstrahlers, an denen eine Messung der Gehäusedurchlassstrahlung erfolgte

Die entsprechend der konservativen Abschätzung berechnete maximale Dosisleistung aus der Gehäusedurchlassstrahlung überschätzt in den untersuchten Beispielen die gemessene Dosisleistung um etwa einen Faktor 30. Wenngleich nicht auszuschließen ist, dass neben den untersuchten Orten an der Gehäuseoberfläche noch Orte höherer Durchlassstrahlung existieren könnten, ist die Abschätzung dennoch als konservativ anzusehen.

6.3.3.1. Berücksichtigung potentieller Direktstrahlungsbeiträge

Im Bereich der Röntgendiagnostik sollten Personal und helfende Personen ausschließlich durch Streustrahlung sowie die Gehäusedurchlassstrahlung exponiert werden. Bei wenigen Tätigkeiten im Bereich der Human- und Veterinärmedizin ist eine Exposition durch die geschwächte Direktstrahlung hinter dem Patienten nicht grundsätzlich auszuschließen. Dieses sind z.B. einige Untersuchungen bei polytraumatisierten Patienten sowie Untersuchungen an Pferden im Bereich des Rückens. Auch bei den genannten Untersuchungen ist ein Aufenthalt im Direktstrahlungsfeld nur bei explizit schlechter Durchführung der Untersuchung möglich. Dieses wurde gleichwohl innerhalb des Vorhabens berücksichtigt, um eine durchgehend konservative Abschätzung der Dosisleistung am Ort der EPD zu erhalten. Entsprechende Untersuchungen sind in den Tabellen in Anlage D dadurch zu erkennen, dass bei ihnen als Streuwinkel jeweils 0° angegeben ist.

Für die Untersuchungen, bei denen eine Exposition durch Direktstrahlung nicht prinzipiell ausgeschlossen werden konnte, wurde die Dosisleistung am Ort der EPD anhand der Detektoreingangsdosis des Bildempfängers, die zur Belichtung einer Aufnahme benötigt wird, und der als kürzest möglich angenommenen Expositionszeit berechnet. Es ist grundsätzlich gleichermaßen möglich, die Dosisleistung für entsprechende Szenarien aus der Einfallsdosis auf den Patienten sowie die Strahlschwächung durch den Patienten zu berechnen. Dieser Ansatz bedingt jedoch etliche Annahmen zur Dicke des durchstrahlten Körperbereichs sowie dessen Materialzusammensetzung. Entsprechendes ist mit einer erheblichen Unsicherheit behaftet, weshalb davon abgesehen wurde.

Als Detektoreingangsdosis wurde in sämtlichen Fällen 10 µGy angenommen. Dieses entspricht der benötigten Dosis eines Film-Folien-Systems mit 100er Empfindlichkeit bzw. entsprechendem Dosisbedarf zur Bilderzeugung bei einem digitalen Detektor. Es ist nicht anzunehmen, dass in den Fällen, bei denen eine Direktexposition möglich erscheint, Systeme eingesetzt werden, welche einen höheren Dosisbedarf haben. Als Expositionszeiten wurden die in Tabelle 10 angegebenen Werte angenommen. Es ist nicht anzunehmen, dass in den relevanten Expositionssituationen kürzere Expositionszeiten realistisch vorkommen. Die aus der Detektoreingangsdosis und der Expositionszeit berechnete Dosisleistung ist damit eine konservative Abschätzung der möglichen Dosisleistung bei der Direktexposition eines EPDs.

Expositionssituation	Angenommene Expositionszeit / ms
Untersuchung an einem Spezialaufnahmesystem bei einer Untersuchung gemäß U.Kennung „2aii1a“	2
Sonstige Aufnahmegeräte in der Humanmedizin	5
Durchleuchtungsgeräte	10
Aufnahmegeräte in der Veterinärmedizin	50

Tabelle 10: Auflistung der als minimal möglich angenommenen Expositionszeiten für klinische Szenarien, bei denen eine Exposition von EPD im geschwächten Direktstrahl nicht auszuschließen ist

6.3.4. Aufenthaltsorte von Personen in Streustrahlungsfeldern

In den Strahlungsfeldern der Streu- sowie der Gehäusedurchlassstrahlung halten sich Personen als Mitarbeiter, helfende Personen oder Tierbegleitpersonen auf.

In direkter Rücksprache mit Klinikern der human- und veterinärmedizinischen Disziplinen wurden die Aufenthaltsorte von Personen ermittelt, bei welchen eine möglichst hohe Dosisleistung am Ort der EPD zu erwarten ist. Bei den Überlegungen wurden bewusst extreme Situationen angenommen, welche in klinischer Praxis nur bei sehr ungünstiger Durchführungstechnik auftreten können. So wurde z.B. bei einer Kopf-Hals-Angiographie mit einem Zugang über die Leiste berücksichtigt, dass es zu einer Durchleuchtung an der Punktionsstelle unter Verwendung der maximal möglichen Strahlungsleistung kommen kann. Bei unterschiedlichen Positionen der Röhre bzw. Aufenthaltsorten der exponierten Personen sowie unterschiedlicher Angulation der Röhre bei einer klinischen Tätigkeit wurde die Anordnung gewählt, welche zur höchsten Dosisleistung am Ort des EPD führt. Entsprechende Expositionsszenarien wurden bewusst gewählt, um eine in jedem Fall konservative Abschätzung der möglichen Dosisleistung am Ort der EPD zu gewährleisten.

Die Aufenthaltsorte der Personen im Strahlenfeld der unterschiedlichen klinischen Tätigkeiten wurden im Hinblick auf die Winkelorientierung der Streustrahlung sowie den Abstand vom Streuzentrum und der Röntgenröhre auf standardisierten Dokumentationsbögen protokolliert. Auf die dabei verwendeten Expositionsszenarien wird in Abschnitt 6.3.4.1 für die Human- sowie Abschnitt 6.3.4.2 für die Veterinärmedizin eingegangen.

In Anlage D sind die strukturiert erfassten Aufenthaltsorte der Personen im Strahlenfeld zusammen mit den Abständen zur Röntgenröhre und dem Eintrittspunkt der Strahlung am Patienten sowie dem berücksichtigten Streuwinkel aufgetragen. Das Schema der Tabelle wurde bereits in Abschnitt 6.2.1 beschrieben.

6.3.4.1. Vorgehen in der Humanmedizin

Für den Bereich der Humanmedizin wurden insgesamt 6 Szenarien zur Dokumentation der Aufenthaltsorte verwendet. Die Szenarien unterscheiden sich im Hinblick auf die Orientierung des Patienten sowie der Röhre im Raum. Weitere Szenarien, die sich durch Spiegelung oder Drehung in der Horizontalebene ergeben, wurde nicht unterschieden, da diese vor dem Hintergrund der Projektfragestellung zu gleichen Ergebnissen führen. Eine Ausnahme von der allgemeinen Vorgehensweise bilden die spiegelbildlichen Szenarien nach Abbildung 39 c) und Abbildung 39 d). Die Unterscheidung war an dieser Stelle notwendig, um die Aufenthaltsorte bei einer klinischen Tätigkeit an einem Durchleuchtungsarbeitsplatz vollständig beschreiben zu können. Dabei wurde eine Protokollierung gemäß dem Schema in Abbildung 39 d) nur verwendet, wenn dieses aufgrund des Aufenthalts von Personen auf beiden Seiten des Patienten erforderlich war.

In Abbildung 39 sind die unterschiedlichen Expositionsszenarien schematisch dargestellt. Eine detailliertere Darstellung ist als Anlage C dem Bericht beigelegt.

Bei den Expositionsszenarien nach Abbildung 39 a) bis d) befindet sich der Patient in liegender, horizontaler Position, bei den Szenarien nach Abbildung 39 e) und f) ist der Patient in stehender bzw. sitzender Position.

Die Szenarien nach Abbildung 39 a) und b) entsprechen der Situation einer Obertisch- (a) bzw. Untertischröhre (b). Die Szenarien nach Abbildung 39 c) und d) entsprechen klinischen Situationen mit einer nach rechts (c) bzw. links (d) angulierten Röhre. Bei klinischen Untersuchungen befindet sich die Röntgenröhre nicht immer exakt in einer 0° , 90° bzw. 180° Position bezogen auf eine Drehachse in Horizontalrichtung. Da die Streustrahlenausbeute zwar winkelabhängig ist, sich aber zwischen ähnlichen Winkeln nicht wesentlich ändert,

wurden die in Tabelle 11 genannten Bereiche für einen Winkel φ in der Betrachtung zusammengefasst. Der Nullpunkt der Winkelskala entspricht einer senkrechten Strahlrichtung mit einer Orientierung der Röhre nach unten. Eine weitere Differenzierung erschien nicht sinnvoll, da auch die Trageposition der EPD zwischen unterschiedlichen Personen, die sich formal im gleichen Segment aufhalten, variiert.

Bei den Expositionsszenarien gibt es aufgrund von Symmetrieachsen Segmente, in welchen Personen gleich hoher Streustrahlung ausgesetzt sind, z.B. die Segmente der Nummern N und $13-N$ in Abbildung 39 a), b), und f), mit N zwischen 1 und 6. Zu besserer Orientierung wurde in diesen Fällen ohne Beschränkung der Allgemeingültigkeit bei der Protokollierung jeweils das Segment mit der kleineren Nummer verwendet.

Eine weitere Differenzierung des EPD-Trageortes in einer Ebene senkrecht zu den in den Schemata nach Abbildung 39 a) bis f) enthaltenen Ebenen wurde nicht vorgenommen. Hintergrund ist, dass auch hier der individuelle Trageort von EPD sowie die Größe der exponierten Person für eine Variabilität sorgen, die so groß ist, dass eine Feindifferenzierung eine unzulässige Präzision vortäuschen würde. Es wurde bei der Abschätzung der maximal möglichen Dosisleistung am Ort der EPD einheitlich ein Winkel angenommen, der

1. als Trageort eines EPD realistisch ist,
2. zu einer möglichst hohen Dosisleistung am Ort des EPD führt.

Winkelbereich	Genutzter Winkel
$-45^\circ \leq \varphi \leq 45^\circ$	0°
$-135^\circ \leq \varphi < -45^\circ$	-90°
$45 < \varphi \leq 135$	90°
$-180^\circ \leq \varphi < -135^\circ$ oder $135 < \varphi \leq 180^\circ$	180°

Tabelle 11: Gruppierung unterschiedlicher Winkelbereiche zu mittleren Winkeln, die innerhalb der Schemata für die Protokollierung genutzt werden

Bei den Szenarien nach Abbildung 39 a), b) und f) wurde von einem Trageort des EPD in 150 cm Höhe ausgegangen. Der Streuwinkel ergibt sich in allen Fällen aus der Höhe des Trageortes und dem Abstand der Person zum Streuzentrum (Patient). Bei den Szenarien nach Abbildung 39 c) bis e) wird von einem Trageort des EPD in der Horizontalebene der Einfallstrahlung ausgegangen. Bei anderen realistischen Trageorten ist die Streustrahlungsdichte kleiner.

Bei den Szenarien werden nur Personen berücksichtigt, die sich im Untersuchungsraum aufhalten, wenngleich möglicherweise durch eine Strahlenschutzwand geschützt. Bei Personen außerhalb des Untersuchungsraums wird davon ausgegangen, dass die Dosisleistung durch bautechnische Maßnahmen so weit reduziert ist, dass keine gesonderte Betrachtung notwendig ist.

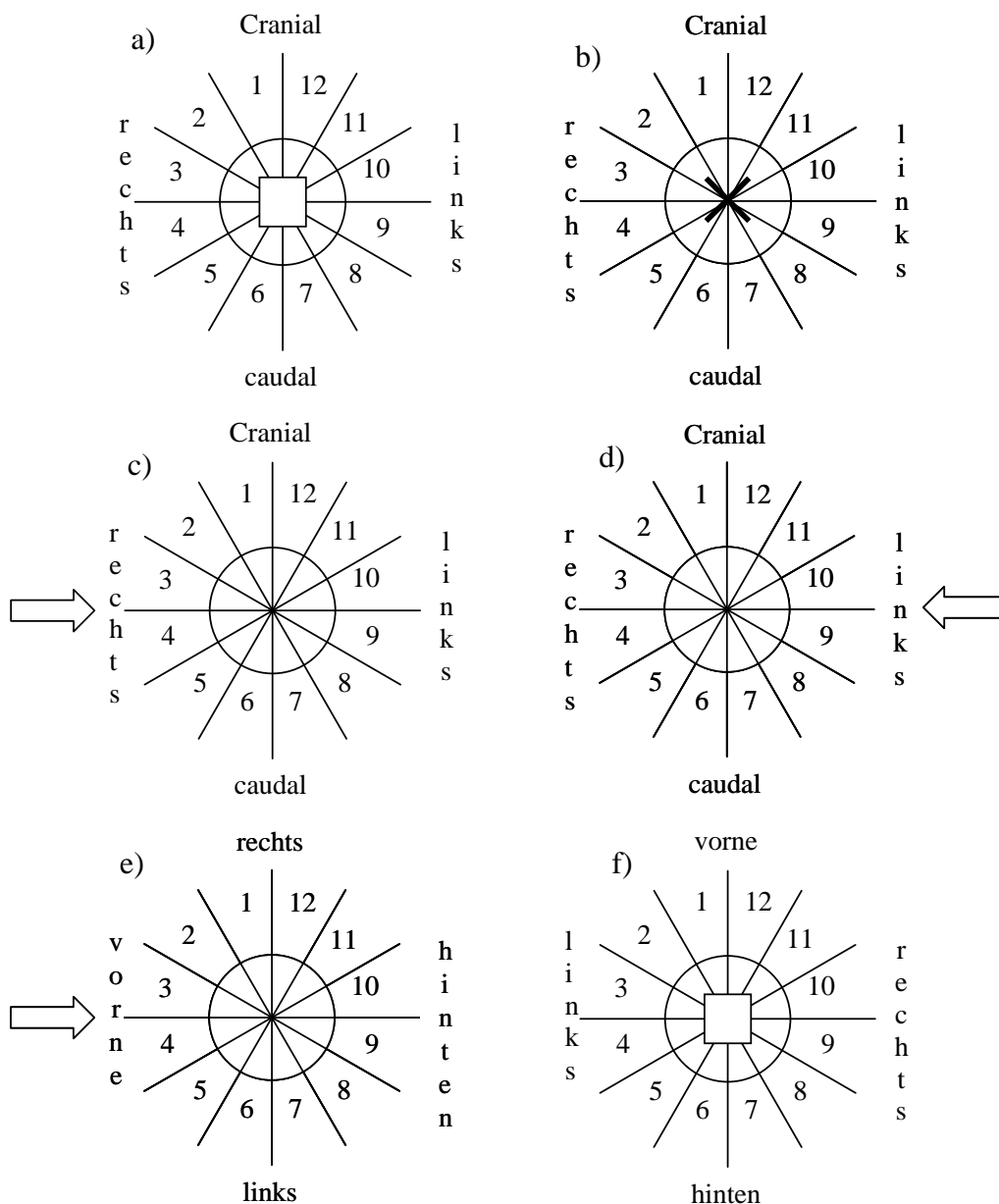


Abbildung 39: schematische Darstellung von möglichen Expositionsszenarien im Bereich der Humanmedizin; Schema a) kennzeichnet die räumliche Anordnung bei der Exposition eines liegenden Patienten durch eine Obertischröhre, Schema b) entsprechendes für eine Untertischröhre. Die Schemata c) und d) kennzeichnen die räumliche Anordnung bei der Exposition eines liegenden Patienten durch eine nach rechts c) bzw. links d) angulierte Röhre. Die Schemata e) und f) kennzeichnen die räumliche Anordnung bei der Exposition eines stehenden bzw. sitzenden Patienten durch eine angulierte Röhre (e) bzw. eine Exposition von oben (f).

6.3.4.2. Vorgehen in der Veterinärmedizin

Im Bereich der Veterinärmedizin werden zwei Expositionsszenarien unterschieden, eines für Kleintiere sowie eines für Pferde. Beide Szenarien sind in Abbildung 40 dargestellt. Bei der Untersuchung von Pferden, s. Abbildung 40 a) ist der Strahlengang mit Ausnahme der Hüftaufnahmen im Wesentlichen horizontal. Kleintiere werden stets mit einer senkrecht nach unten gerichteten Obertischröhre untersucht, s. Abbildung 40 b).

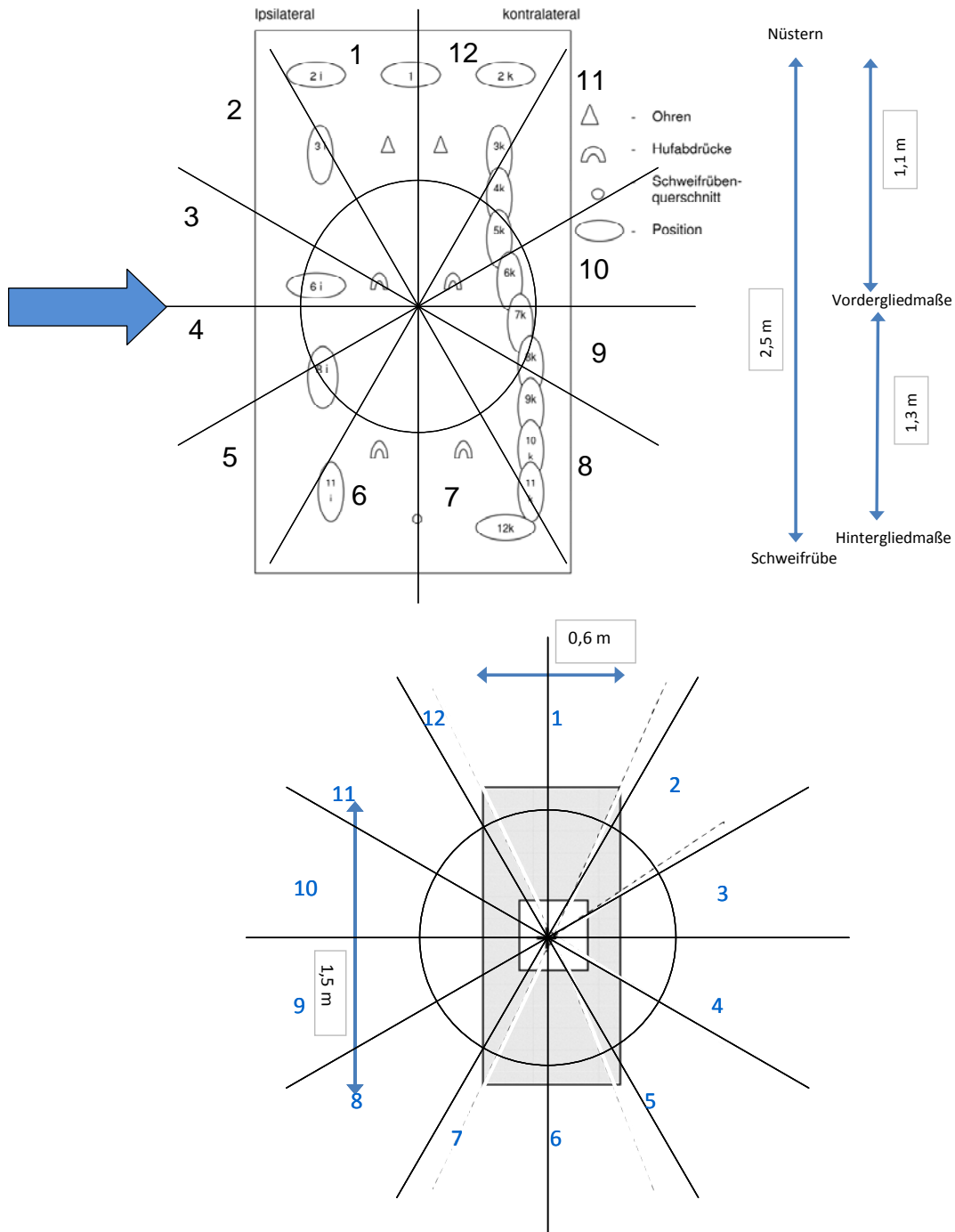


Abbildung 40: schematische Darstellung von möglichen Expositionsszenarien im Bereich der Veterinärmedizin; Schema a) kennzeichnet die räumliche Anordnung bei der Exposition eines Pferdes. Schema b) kennzeichnet die räumliche Anordnung bei der Exposition eines Kleintieres.

6.3.5. Berücksichtigung von Strahlenschutzmaterialien

Ganzkörper-Personendosimeter sind in Deutschland an „repräsentativer Stelle der Körperoberfläche“ unterhalb der Strahlenschutzkleidung zu tragen (§35 RöV in Verbindung mit [38]). Bei der Abschätzung der Dosisleistung am Ort der EPD ist aus diesem Grund die innerhalb von Kontrollbereichen zu tragende Strahlenschutzkleidung mit zu berücksichtigen.

Bei der Abschätzung der möglichen Dosisleistung wurde Strahlenschutzkleidung mit einem Schwächungsvermögen in Abhängigkeit des jeweiligen klinischen Tätigkeitsbereichs berücksichtigt. Hierbei wurden die Empfehlungen nach DIN 6815 [42] beachtet. Für OP-Arbeitsplätze wurde Strahlenschutzkleidung von 0,25 mm Bleiäquivalent verwendet. An den sonstigen Arbeitsplätzen, bei denen eine Strahlenschutzschürze getragen wird, wurde von einer Strahlenschutzkleidung mit 0,35 mm Bleiäquivalent ausgegangen. Bei fest montierten Strahlenschutzwänden, z.B. bei Bedienkanzeln von Aufnahmegäräten, die sich im Untersuchungsraum befinden, sowie bei computertomographischen Punktionen wurde von einer Strahlenschutzwirkung entsprechend 0,5 mm Bleiäquivalent ausgegangen.

Die bei der Abschätzung berücksichtigte Schwächungswirkung durch Strahlenschutzmaterialien entspricht dem gesetzlichen Minimum. Es ist anzunehmen, dass insbesondere bei den klinischen Tätigkeiten, die mit einer erhöhten Strahlenexposition einhergehen, wie z.B. in der Angiographie sowie im Herzkatheterlabor, häufig Strahlenschutzschürzen mit einer Schutzwirkung von 0,5 mm Bleiäquivalent verwendet werden. Zudem ist an diesen Arbeitsplätzen davon auszugehen, dass über die Strahlenschutzschürzen hinaus auch ein geräteseitiger Strahlenschutz in der Form von Obertisch- und Untertischabschirmungen sowie durch Bleiglasscheiben besteht. Bei der Verwendung derartiger zusätzlicher Schutzmaterialien würde die Dosisleistung gegenüber der in der aktuellen Abschätzung vorgenommenen Weise um oftmals mehr als einen Faktor 10 verringert. Die vorgenommene Abschätzung ist damit als konservativ anzusehen.

Als Abschirmwirkung der Strahlenschutzmaterialien wurde jeweils diejenige verwendet, die für ein Primärstrahlungsspektrum gültig ist, bei dem die mittlere Energie des Röntgenspektrums derjenigen entspricht, die durch die Streustrahlung auf die Strahlenschutzschürze auftrifft. Dabei wurden Schwächungsfaktoren für Primärstrahlungsspektren nach [42] verwendet. Die verwendeten Schwächungsfaktoren sind in Abhängigkeit der Materialstärke sowie der Röhrenspannung in Anlage E aufgelistet.

6.3.6. Resultate der Abschätzung der Strahlenexposition am Ort der EPD

In Anlage F ist die abgeschätzte Dosisleistung am Ort der EPD für die unterschiedlichen Personengruppen innerhalb der betrachteten Expositionsszenarien zusammengefasst. Hierbei wurden die beschriebenen Einflussfaktoren berücksichtigt.

In Tabelle 12 ist ein Ausschnitt der Liste abgebildet. In der Liste sind folgende Spalten enthalten:

Bereich: Grobunterteilung der klinischen Tätigkeiten, es wurden die in Tabelle 2 aufgelisteten klinischen Tätigkeitsbereiche unterschieden.

U.Kennung: Eindeutiger Schlüssel zur Kennung einer Untersuchungsgruppe bzw. Untersuchung, z.B. „1a“ für die Gruppe der Intraoralaufnahmen mit den Untersuchungen „1ai“ Einzelzahnaufnahme, „1aii“ Bissflügel Aufnahme und „1aiii“ Aufbissaufnahme“

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
Zahnmedizin	1a	Intraorale Aufnahmen				
	1ai	Einzelzahnaufnahmen	1	0,15	0,35	0,01
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,02	0	0,02
	1aii	Bissflügelaufnahmen	1	0,15	0,35	0,01
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,02	0	0,02
	1aiii	Aufbissaufnahmen	1	0,15	0,35	0,01
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,02	0	0,02
	1b	OPG-Aufnahmen				
	1bi	Panoramaschichtaufnahmen	1	0,25	0,35	0,02
			2	0,01	0,35	0,00
			3	0,01	0	0,01
	1bii	Schädel-Fernaufnahmen	1	0,02	0,35	0,00
			2	0,00	0,35	0,00
			3	0,00	0	0,00
	1c	DVT-Aufnahmen				
	1ci	Dentales DVT	1	0,22	0,35	0,03
			2	0,01	0,35	0,00
			3	0,01	0	0,01
Humanmedizin / konv. Röntgen	2ai	Schädel				
	2ai1	Schädel gesamt	1	0,44	0,35	0,03
			2	0,02	0,35	0,00
			3	0,02	0,5	0,00
	2ai1b	Liegend	1	0,01	0	0,01
			2	0,01	0,5	0,00
			3	0,90	0,35	0,05
			4	0,90	0,35	0,05
	2ai2	NNH / Gesichtsschädel				
	2ai2b	Stehend / sitzend	1	0,44	0,35	0,03
			2	0,02	0,35	0,00
			3	0,02	0,5	0,00
	2ai2c	Liegend	1	0,01	0	0,01
			2	0,01	0,5	0,00
			3	0,90	0,35	0,05
			4	0,90	0,35	0,05

Tabelle 12: Ausschnitt aus der Tabelle mit den Werten der Dosisleistung am Ort der EPD der exponierten Personen am Beispiel der Expositionssituationen bei zahnmedizinischen Untersuchungen sowie einigen Projektionsröntgenaufnahmen der Humanmedizin

Untersuchungsbezeichnung: Klartextbezeichnung der über die U.Kennung eindeutig bezeichneten Untersuchung

P.Kennung: Kennnummer der exponierten Personen, die sich in einer eindeutig durch eine U.Kennung spezifizierten Untersuchung im Strahlungsfeld aufhalten können

Dosisleistung ohne Strahlenschutz: Dosisleistung am Ort des EPD ohne Berücksichtigung der Strahlenschutzschürze der exponierten Personen

Strahlenschutz: Dicke der Strahlenschutzschürze in Millimetern Bleiäquivalent

Dosisleistung mit Strahlenschutz: Dosisleistung am Ort des EPD bei Berücksichtigung der Strahlenschutzschürze der exponierten Personen

Nachdem sämtliche Einflussfaktoren so berücksichtigt wurden, dass eine konservative Abschätzung der Dosisleistung erfolgt, entsprechen die Werte in Anlage F einer Maximalabschätzung, welche in realen Expositionssituationen wesentlich unterschritten werden sollte.

In Tabelle 13 ist die abgeschätzte maximale Dosisleistung am Ort eines EPD für Tätigkeiten innerhalb der unterschiedlichen Hauptbereiche der Röntgendiagnostik aufgelistet.

Mit Ausnahme einer Tätigkeit, s. Fußnote, ist die Dosisleistung am Ort der EPD, die sich aufgrund der an allen Stellen konservativen Abschätzung ergibt, kleiner oder gleich 1 Sv/h.

	Expositionsszenario	Maximale Dosisleistung / Sv/h
Humanmedizin	Zahnmedizin	0,03
	Aufnahmebetrieb	0,66
	Durchleuchtung ohne Angiographie / Gefäßchirurgie und Herzkatheter	0,96
	Angiographie / Gefäßchirurgie und Herzkatheter	1,00 ²
	Computertomographie	0,37
	Knochendichtemessung	0,00
Veterinärmedizin	Kleintiere	0,13
	Pferde	0,46

Tabelle 13: Zusammenstellung der abgeschätzten maximalen Dosisleistung innerhalb der unterschiedlichen Expositionsszenarien in der Human- und Veterinärmedizin

Bei der besagten Tätigkeit handelt es sich um exponierte Personen, welche im Bereich des Herzkatheters eine Reanimation durchführen, während parallel eine Durchleuchtung stattfindet. Für diese Personengruppe ergibt die Abschätzung eine Dosisleistung am Ort der EPD von 3,06 Sv/h. Die Situation ist in der Praxis als denkbar unwahrscheinlich, wenngleich nicht ausgeschlossen anzusehen und wurde aus diesem Grund mit berücksichtigt.

6.4. Messtechnische Überprüfung der Konservativität der theoretischen Abschätzung

Die messtechnische Überprüfung der Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens der EPD-Typen EPD Mk2.3 und DMC2000X ergab, dass ab einer Dosisleistung von etwa 1 Sv/h das Ansprechvermögen aufgrund von dosisleistungsabhängigen Effekten auf einen Wert von 0,8 sinkt, s. Abschnitt 5.3. Bei einer Dosisleistung von etwa 3,2 Sv/h bei dem DMC2000X sowie bei etwa 3,6 Sv/h bei dem EPD Mk2.3 sinkt das Ansprechvermögen dosisleistungsabhängig auf einen Wert von 0,5. Für das EDM III ergeben die in der Literatur verfügbaren Daten, s. Abschnitt 4.2, dass bei diesem Personendosimeter bei einer Dosisleistung von etwa 6 Sv/h das Ansprechvermögen auf einen Wert von 0,8 sinkt.

Anhand der Abschätzung der maximal möglichen Dosisleistung am Ort der exponierten Personen kann mit einer Ausnahme bei allen Szenarien mit Sicherheit ausgeschlossen werden, dass die Dosisleistung am Ort der EPD relevant größer als 1 Sv/h wird, s. Abschnitt 6.3.6. Entsprechend der Abschätzung kann bei 19 Tätigkeiten die resultierende Dosisleistung größer als 800 mSv/h werden. Es ist daher davon auszugehen, dass EPD der betrachteten Typen in allen praktisch relevanten Situationen im Bereich der human- und veterinärmedizinischen Röntgendiagnostik ein Ansprechvermögen oberhalb von 0,8 haben.

Im Folgenden werden messtechnische Arbeiten vorgestellt, die durchgeführt wurden, um die Konservativität der Abschätzung zu überprüfen. Die Prüfungen wurden in klinischen Expositionssituationen der Human- und Veterinärmedizin durchgeführt.

² Es gibt eine Expositionssituation, die deutlich abweichend von dem Rest eine abgeschätzte, maximale Dosisleistung von 3,06 Sv/h ergibt

Bei den Messungen wurden TLD vom Typ 100H (Harshaw, Thermo) als Dosimeter verwendet. Die Dosimeter wurden für die Untersuchungen einzeln in Schutzbehältnissen verpackt verwendet, s. Abbildung 41. Die Kalibrierung der TLDs sowie die Umrechnung der Luftkerma, K_A , der originären Messwerte der TLDs, in die von den EPD gemessene Tiefen-Personendosis, $H_P(10)$, ist in Abschnitt 6.4.3 beschrieben.

6.4.1. Die Stichprobe

6.4.1.1. Vorgehen in der Humanmedizin

In der Humanmedizin wurde die messtechnische Überprüfung auf zwei Arten durchgeführt:

1. Auswertung der Strahlenexposition bei dezidierten Tätigkeiten in der klinischen Routine
2. Auswertung der Strahlenexposition bei nachgestellten klinischen Expositionssituationen

Die Untersuchungen in der klinischen Routine sind vom Prinzip her wünschenswert, da diese der in der Praxis real auftretenden Exposition der EPD entsprechen. Mit Hilfe der TLDs wird in diesem Fall die bei einer Intervention resultierende Gesamtdosis gemessen, aus welcher bei Kenntnis der Gesamtexpositionszeit eine mittlere Dosisleistung berechnet werden kann. Es zeigte sich gleichwohl, s. Abschnitt 6.4.4, dass nach der Mittelung der Dosis über die Expositionszeit der Untersuchung, die mittlere Dosisleistung am Ort der EPD bei den betrachteten klinischen Tätigkeiten in jedem Fall vernachlässigbar gering war.

Eine Möglichkeit, gezielt die maximale Dosisleistung am Ort der EPD in extremen klinischen Expositionssituationen zu untersuchen, bieten Messungen unter nachgestellten Expositionssituationen. Hierbei kann bei unveränderter Anordnung von Röntgenröhre, Patient – in diesem Fall ein geeigneter Streukörper - und exponierter Person eine Exposition so lange vorgenommen werden, bis ein ausreichend großes Signal an den TLDs aufgelaufen ist. Entsprechende Untersuchungen wurden bei der messtechnischen Überprüfung der theoretischen Abschätzung primär eingesetzt.

Insgesamt wurden 42 Expositionssituationen an Röntgeneinrichtungen aus 4 Kliniken untersucht. Dabei wurden 9 Situationen in der klinischen Routine sowie 33 Situationen durch nachgestellte, extreme Expositionsszenarien untersucht. Die Aufteilung der Untersuchungen auf unterschiedliche klinische Bereiche ist in Tabelle 14 aufgelistet. Die Untersuchungen an den Durchleuchtungseinrichtungen wurden an eigens ausgewählten, leistungsfähigen Anlagen durchgeführt, nachdem anhand der Abschätzungen in Abschnitt 6.3 zu ersehen war, dass es bei leistungsschwächeren Röntgenanlagen ausgeschlossen ist, eine Dosisleistung relevanter Höhe am Ort der EPD zu erreichen.

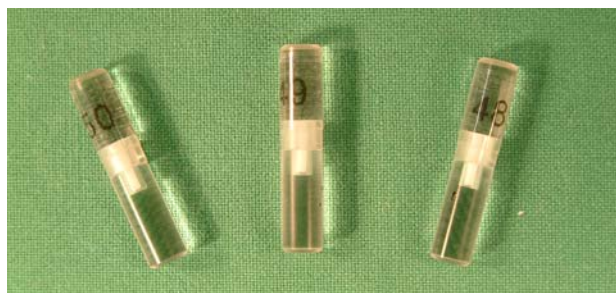


Abbildung 41: Abbildung dreier TLDs in den für die Messungen verwendeten Schutzbehältnissen

Klinischer Bereich	Anzahl Untersuchungen in klinischer Routine	Anzahl nachgestellter Untersuchungs-szenarien	Anzahl untersuchter Röntgeneinrichtungen
Angiographie / invasive Kardiologie	7	10	7
Urologie	1	12	5
Herz-, Thorax-, Gefäßchirurgie	1		1
Gastroenterologie		3	1
Computertomographie		7	4
Projektionsradiographie		1	1

Tabelle 14: Auflistung der in der Stichprobe berücksichtigten klinischen Bereiche unter Angabe der Anzahl an klinischen Untersuchungen, gestellten Expositionsszenarien sowie Röntgeneinrichtungen die in den jeweiligen Bereichen geprüft wurden.

6.4.1.2. Vorgehen in der Veterinärmedizin

Aus dem Bereich der Veterinärmedizin wurden ausschließlich Messungen aus klinischen Routinesituationen in das Vorhaben eingebracht. Im Unterschied zu den im Bereich der humanmedizinischen Röntgendiagnostik relevanten Durchleuchtungsuntersuchungen treten in der Veterinärmedizin ausschließlich Projektionsaufnahmen auf. Bei diesen Untersuchungen ist die Dosisleistung am Ort der EPD direkt aus der von den TLDs gemessenen Dosis und der Länge des Strahlungspulses für die Aufnahme zu abzuschätzen. Durch gestellte Expositionsszenarien sind, eine ausreichend große Anzahl an betrachteten Situationen in der Routine vorausgesetzt, keine weitergehenden Informationen zu erwarten.

Es wurden Untersuchungen von 519 Kleintieren (Hunde, Katzen) und 475 Pferden berücksichtigt. Eine Aussage zur Strahlenexposition ist aufgrund der großen Anzahl an Personen ohne Beschränkung der allgemeinen Gültigkeit möglich.

6.4.2. Durchführung der Messungen

6.4.2.1. Vorgehen in der Humanmedizin

Bei den Untersuchungen in der klinischen Routine wurden die TLDs an der Außenseite der Strahlenschutzkleidung befestigt. Dabei wurden Orte an der Strahlenschutzkleidung für die Befestigung gewählt, an denen ein EPD theoretisch auch befestigt werden könnte und bei dem es aufgrund des Abstands zum Streukörper sowie des Streuwinkels einer möglichst hohen Dosisleistung ausgesetzt würde, s. Abbildung 42. Untersucht wurden Tätigkeiten in der Routine, die gemäß der Erwartung mit einer besonders hohen maximalen Dosisleistung am Ort der EPD verbunden sind, z.B. das Einsetzen abdomineller Endoprothesen sowie die Durchführung von aufwändigen angiographischen oder kardiologischen Interventionen.



Abbildung 42: Photo einer strahlenexponierten Person mit an der Außenseite der Strahlenschutzkleidung befestigten Dosimetern

Bei den Untersuchungen mit nachgestellten Expositionsszenarien wurde jeweils die Dosisleistung am Ort der am höchsten exponierten Person untersucht. Die Röhrenorientierung und der Abstand zum Streukörper wurden so gewählt, dass eine besonders hohe wenngleich bei klinischer Tätigkeit mögliche Exposition resultierte. Um eine möglichst große Nähe zur klinischen Situation zu erreichen, war es vorgesehen, als Streukörper ein Alderson-Phantom zu verwenden. Nachteilig bei diesem Phantom ist jedoch der geringe Körperdurchmesser. Expositionssituationen, die bei der Untersuchung eines deutlich übergewichtigen Patienten resultieren, lassen sich anhand des Alderson-Phantoms faktisch nicht nachstellen. Aus diesem Grund wurde bei nachfolgenden Untersuchungen entweder ergänzend zum Alderson-Phantom weiteres Streu- und Schwächungsmaterial in den Strahlengang gebracht oder die Untersuchungen wurden unter Verwendung von PMMA-Blöcken, z.B. einem CTDI-Körperphantom, oder mit Wasser gefüllten Kunststofftonnen durchgeführt, s. Abbildung 43.

Bei den nachgestellten Expositionsszenarien wurden die TLDs jeweils auf der Vorderseite einer 1cm dicken PMMA-Platte befestigt, die als Rückstreukörper verwendet wurde. Vor den Messungen wurde anhand von Testexpositionen die maximale Dosisleistung innerhalb eines Bereichs gesucht, der exemplarisch für den Aufenthaltsort der am höchsten exponierten Person im Strahlenfeld steht. Für die Testmessungen wurde ein Diagnostikdosimeter (MagicMax, iba dosimetry) eingesetzt. Die Exposition der TLDs erfolgte durch Wiederholungsaufnahmen oder anhaltende Durchleuchtung bis zu einer erwarteten Dosis am Ort der TLDs von etwa 100 μSv .

Bei den Messungen wurde die Dosis mit jeweils drei TLDs gemessen, welche in einer Fläche von 9 cm^2 bis 25 cm^2 angeordnet waren. Bei der Analyse wurde der Mittelwert der Messwerte ausgewertet.

Bei den Untersuchungen in der klinischen Routine bestand kein Einfluss auf die verwendeten Expositionsparameter. Bei den nachgestellten Expositionsszenarien wurden jeweils explizit Untersuchungsprotokolle ausgewählt, welche mit einer möglichst hohen Dosisleistung einhergehen. Bei den Durchleuchtungsuntersuchungen traf dieses allgemein für Dokumentationsaufnahmen bzw. –serien in gepulster Strahlung unter Verwendung einer möglichst hohen Röhrenspannung zu.

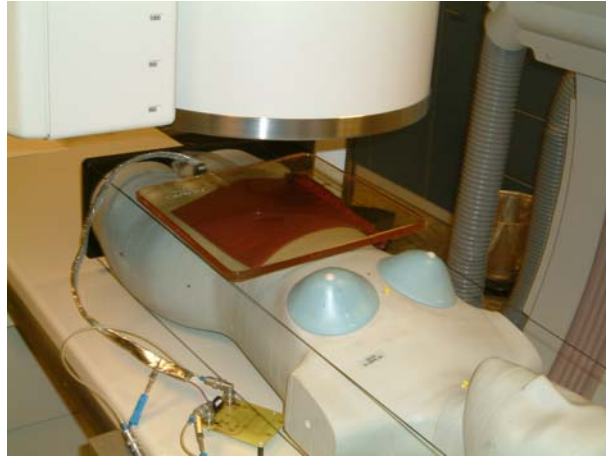


Abbildung 43: Photos von nachgestellten Expositionsszenarien unter Verwendung von Phantomen, die besonders übergewichtige Personen simulieren; oben: ergänzend zum Alderson-Phantom wird weiteres schwächendes Material, entsprechend 1 mm Bleiäquivalent, in den Strahlengang gebracht, unten: Simulation eines besonders adipösen Patienten durch Verwendung eines CTDI-Körperphantoms mit 32 cm Durchmesser

Die modernen, leistungsfähigen Röntgenanlagen regeln die Strahlung grundsätzlich anhand einer Belichtungsautomatik. Eine willkürliche Maximierung sämtlicher Expositionsparameter war damit nur in Grenzen möglich.

Nachdem mit Hilfe der TLDs stets nur eine Dosis und keine Zeitinformation ermittelt werden kann, muss diese unabhängig festgestellt werden. Je nach Expositionsszenario wurde die Gesamtexpositionszeit unterschiedlich ermittelt, beziehungsweise abgeschätzt.

Die Vorgehensweise wurde bei folgenden Szenarien unterschieden:

1. bei den nachgestellten Expositionsszenarien an Aufnahme- bzw. Durchleuchtungsgeräten
2. bei den nachgestellten Expositionsszenarien an Computertomographen
3. bei den klinischen Routinetätigkeiten

In den nachgestellten Expositionsszenarien nach Nr. 1 und Nr. 2 wurde ergänzend zu den TLD-Messungen die Pulsform der verwendeten Strahlungspulse sowie die verwendete Pulsfrequenz ermittelt. Die zugehörigen Messungen erfolgten mit dem oben bereits erwähnten Diagnostikdosimeter. In Abbildung 44 sind exemplarisch Pulsformen der Strahlungspulse an untersuchten Röntgeneinrichtungen dargestellt.

Bei den Aufnahme- und Durchleuchtungsgeräten wurde die Gesamtpulszeit T als

$$T = \tau \cdot f \cdot t$$

mit der Pulslänge τ , der Pulsfrequenz f sowie der Gesamtlänge der Pulsfrequenz t berechnet.

Die Dosisleistung \dot{D} am Dosimeterort ergibt sich damit unmittelbar zu $\dot{D} = D/T$ mit der mit Hilfe der TLDs gemessenen Dosis D .

Bei den Expositionsszenarien an den Computertomographen gibt es keine klar abgegrenzten Strahlungspulse, sondern eine Modulation der Dosisleistung in Abhängigkeit von der Röhrenposition. In dem in Abbildung 44 unten dargestellten Beispiel beträgt der Unterschied zwischen der höchsten und der niedrigsten Dosisleistung etwa einen Faktor 6. Relevant für das dosisleistungsabhängige Ansprechvermögen der EPD ist die Dosisleistung bei den Maxima des zeitabhängigen Verlaufs der Dosisleistung. Bei der Analyse wurde daher jeweils zunächst die mittlere Dosisleistung berechnet. Danach wurde der berechnete Wert um den Unterschied zwischen der mittleren und der maximalen Dosisleistung korrigiert. Bei den untersuchten Computertomographen beträgt der Korrekturfaktor zwischen etwa 1,8 und 2,3.

Bei den Expositionen in der klinischen Routine gibt es nicht solch klare Pulsfolgen wie bei den gestellten Situationen. Insbesondere bei aufwändigeren Untersuchungsszenarien werden unterschiedliche Pulsprogramme mit potentiell unterschiedlichen Pulshöhen sowie Pulsfrequenzen verwendet. Ein wesentlicher Unterschied besteht darüber hinaus zwischen der fluoroskopischen Durchleuchtung und den Dokumentationsserien. Letztere werden allgemein mit wesentlich größerer Dosisleistung durchgeführt. Darüber hinaus sind die handelnden Personen sowie auch die Röntgenröhre bei unterschiedlichen Einstellungen während der Untersuchung in Bewegung, was dazu führt, dass selbst bei ansonsten gleichen Expositionsparametern teilweise wesentlich unterschiedliche Dosisleistungswerte am Ort der Dosimeter auftreten. Aufgrund dieser Einflussfaktoren ist es einzig möglich, eine Abschätzung für eine mittlere Dosisleistung über das Zeitfenster der Intervention zu geben. Für die Berechnung dieser Abschätzung wurde im Rahmen des Vorhabens wie folgt vorgegangen:

1. Die Dosis der TLD wurde ausgewertet und gemittelt.
2. Die von der Röntgenanlage innerhalb der Untersuchung emittierte Strahlung wurde durch das gemessene Dosisflächenprodukt DFP_{ges} quantifiziert.
3. Es wurde vereinfachend angenommen, dass die gesamte Strahlung innerhalb der Untersuchung aus den Serien mit der höchsten Dosisleistung, im Normalfall den Dokumentationsserien, stammt. Dieses führt zu einer konservativen Abschätzung der Dosisleistung, da die Strahlungszeit der anderen Beiträge vernachlässigt wird.
4. Für die nach Nr. 3 ausgewählten Untersuchungsserien wurden die Pulslänge τ und Pulsfrequenz f sowie der Wert für das Dosisflächenprodukt DFP bei realistischer Feldgröße in Abhängigkeit der Zeit t anhand von Phantommessungen bzw. der in der Röntgendokumentation enthaltenen Daten bestimmt.
5. Aus dem für die Untersuchung dokumentierten Dosisflächenprodukt DFP_{ges} , dem Dosisleistungsflächenprodukt DFP/t nach fester Zeit t sowie der Gesamtpulszeit $f \cdot \tau$ je Sekunde wurde die Gesamtpulszeit T unter dem Postulat nach Nr. 3 gemäß $T = DFP_{ges} / (DFP/t) \cdot f \cdot \tau$ berechnet.
6. Aus der Dosis nach Nr. 1 und der Gesamtpulszeit nach Nr. 5 wurde die Dosisleistung abgeschätzt.

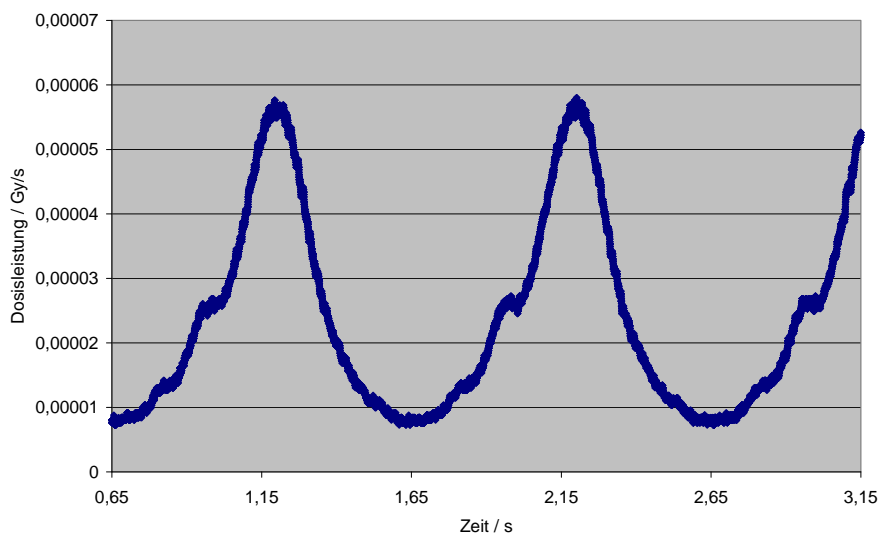
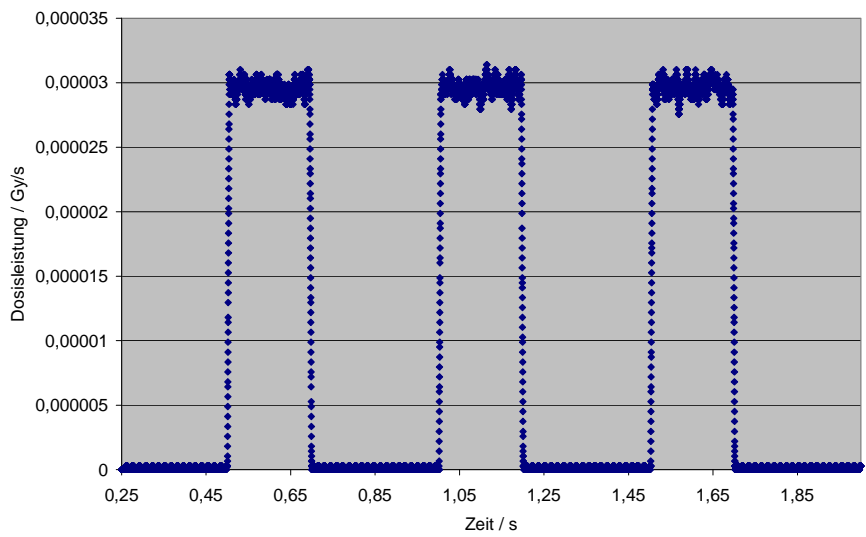
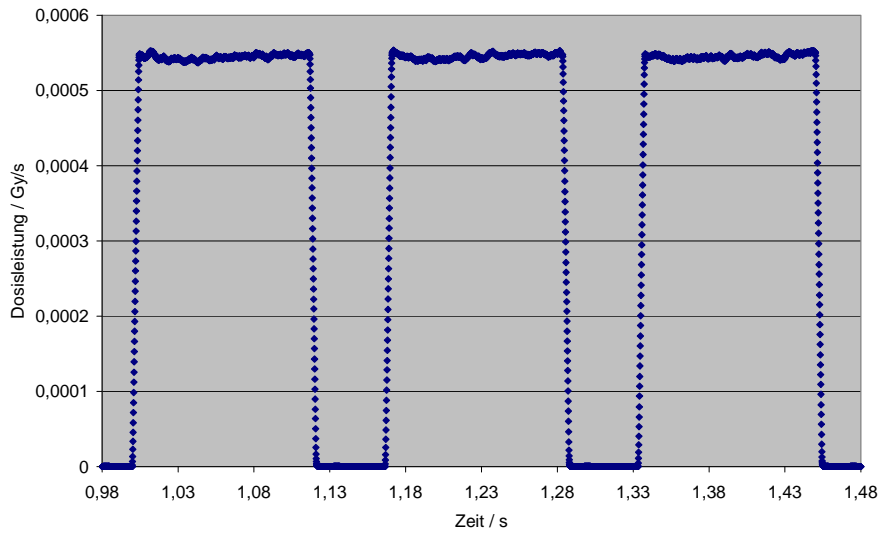


Abbildung 44: Pulsformen einiger Strahlungspulse, die bei den untersuchten Einrichtungen beobachtet wurden; oben: bei einer Angiographieanlage; Mitte: bei einer urologischen Durchleuchtungseinrichtung; unten: bei einem Computertomographen; in allen drei Fällen ist die Dosisleistung gegen die Zeit aufgetragen.

6.4.2.2. Vorgehen in der Veterinärmedizin

In der Veterinärmedizin wurden an den im Strahlungsfeld befindlichen Personen TLDs an folgenden Orten befestigt:

1. Auge
2. Schilddrüse
3. Oberarm
4. Hand
5. Rumpf
6. Unterschenkel

Die TLDs im Bereich des Rumpfes waren in allen Fällen, die im Bereich der Schilddrüse in einigen Fällen durch Strahlenschutzkleidung bedeckt. Unterhalb der Strahlenschutzkleidung wurde in den meisten Fällen eine Dosis gemessen, die im Rahmen der Messunsicherheit mit Null vereinbar ist. Für die Analysen im Rahmen dieses Vorhabens wurden daher primär die Dosiswerte der TLDs im Bereich des Auges ausgewertet. Für die Untersuchung an Pferden wurden ebenso die TLDs am Oberarm in die Analyse mit einbezogen.

Die Expositionszeit T der Aufnahmen war bei den Untersuchungen in der Veterinärmedizin nicht direkt zugänglich. Sie wurde aus den anhand der Dokumentation verfügbaren Parametern entsprechend folgendem Zusammenhang abgeschätzt:

$$T = \frac{RZP}{I} = \frac{RZP}{P} \cdot U$$

mit dem Röhrenstromzeitprodukt RZP der Untersuchung, dem Röhrenstrom I , der Röhrenleistung P sowie der bei der Aufnahme verwendeten Röhrenspannung U . Durch diese Herangehensweise wird die bei der Untersuchung minimal mögliche Expositionszeit berechnet. Diese wird nur dann erreicht, wenn bei der Untersuchung die maximale Leistung der Röntgenanlage genutzt wird. Im Normalfall wird bei einer Untersuchung nicht die gesamte, theoretisch verfügbare Röhrenleistung genutzt, s. Abschnitt 6.3, woraus eine längere Expositionszeit resultiert. Bei der Berechnung wurde berücksichtigt, dass der Röhrenstrom der Röntgenanlage in der Pferdeklinik auf 1100 mA beschränkt ist.

Die Nennleistung der Röntgenanlage, die für die Untersuchungen an Kleintieren verwendet wurde, beträgt 35 kW, die Nennleistung der Röntgenanlage, an der die Pferde untersucht wurden, beträgt 80 kW. Damit liegt die Leistung beider Anlagen weit oberhalb der Leistung von Röntgenanlagen, die in normalen veterinärmedizinischen Praxen verwendet werden. Dortige Systeme haben nur in Ausnahmefällen eine Leistung oberhalb von 15 kW. Die Messungen bilden somit eine obere Abschätzung der möglichen Dosisleistung im Bereich der Veterinärmedizin.

Aus der mit Hilfe der TLDs gemessenen Dosis D und der Expositionszeit T wurde die Dosisleistung \dot{D} gemäß $\dot{D} = D/T$ berechnet.

6.4.3. Die TLD-Dosimetrie

Bei den verwendeten Thermolumineszenzdosimetern (TLD) vom Typ 100H (Fa. Harshaw / Thermo Scientific) handelt es sich um mit Mg, Cu und P dotierte LiF-Kristalle. Diese TLDs verfügen über einen linearen Messbereich von ca. 1 μ Gy bis 20 Gy. Die Messungen wurden mit stäbchenförmigen TLDs („Rods“) mit einer Länge von 6 mm und einem Durchmesser von 1 mm durchgeführt. Das Auslesen erfolgte mit einem TL-Reader 5500 (Harshaw / Thermo Scientific). Von den durch den Reader gemessenen Glühkurven wurde nur der

relevante Teil zur Berechnung der Dosis herangezogen. Alle TLDs wurden zunächst mit Hilfe einer $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ -Quelle (Irradiator Modell 2210, Harshaw - Thermo Scientific) kalibriert, wobei auf Grundlage des Kalibrierzertifikats des Irradiators individuelle Kalibrierfaktoren für die Dosisgröße Luftkerma K_A (Strahlenqualität 662 keV, ^{137}Cs) berechnet wurden. Da das Ansprechvermögen des verwendeten TLD-Typs bei Photonenenergien unter 500 keV eine deutliche Energieabhängigkeit aufweist, wurden strahlungsqualitätsabhängige Korrekturfaktoren bestimmt. Als Referenzdosimeter wurde eine kalibrierte Ionisations-Flachkammer (Typ 77334, PTW Freiburg) verwendet. Als Strahlenquelle diente eine diagnostische Röntgenanlage mit einem Hochfrequenz-Generator. Der Fokus-Dosimeter-Abstand betrug 2 m. Die Dosimeter wurden zur Bestrahlung auf einem PMMA-Plattenphantom mit 20 cm Materialdicke befestigt. Das Strahlenfeld, in dem sich die Dosimeter befanden, wurde zunächst mit der Flachkammer vermessen, um eine Homogenitätskorrektur vornehmen zu können. Für die Bestimmung der strahlungsqualitätsabhängigen Korrekturfaktoren wurden die Flachkammer, jeweils fünf TLDs und ein Exemplar des EPD Mk2.3 gleichzeitig bestrahlt. Diese Bestrahlung wurde für unterschiedliche Strahlenqualitäten (RQR2 bis RQR9) wiederholt, so dass für jede dieser Strahlenqualitäten ein Korrektionsfaktor berechnet werden konnte. Die jeweilige Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ wurde unter Zuhilfenahme der zugehörigen $h_{pK}(10, R, \alpha)$ -Konversionskoeffizienten aus [29] bestimmt.

Das zum Vergleich mitbestrahlte EPD Mk2.3 zeigte nach energieabhängiger Korrektur der Dosiswerte bei einer Dosisleistung im Strahlungsfeld unterhalb von 1 Sv/h eine sehr gute Übereinstimmung ($\Delta H_p(10) < 10\%$) mit den aus den Flachkammermessungen berechneten $H_p(10)$ -Werten.

Für die Messungen wurden die TLDs in Sätze a 50 TLDs konfektioniert. Vor jeder Messung wurden das Restsignal der TLDs entweder im TLD-Reader oder im TLD-Ofen (Typ 1301, PTW Freiburg) gelöscht. Der Ofen wurde nur verwendet, wenn als Folge einer vorherigen Bestrahlung mit einer sehr hohen Dosis ein großes Restsignal nach dem Auslesen zu erwarten war. Jedes TLD des TLD-Satzes wurde in einen nummerierten PMMA-Halter verpackt und zum Ort der Messung transportiert. Es wurden jeweils vier Referenz- und Untergrunddosimeter aus dem TLD-Satz nicht bestrahlt, so dass für die einzelnen Messserien maximal 42 Dosimeter zur Verfügung standen. Nach dem Rücktransport wurden die TLDs aus ihrem jeweiligen Halter entnommen. Die vier Referenzdosimeter wurden im Irradiator mit einer Dosis von ca. 500 μGy bestrahlt. Anschließend wurden die 50 TLDs direkt nacheinander im TLD-Reader ausgelesen. Das Messergebnis jedes TLDs, das Integral über den relevanten Teil der Glühkurve, wurde mittels der individuellen Kalibrierfaktoren in Luftkerma (Strahlenqualität 662 keV) umgerechnet. Aus den nicht bestrahlten TLDs wurde der Strahlungsuntergrund bestimmt und von den Messwerten der exponierten sowie der Referenzdosimeter abgezogen. Aufgrund der Dokumentation der Strahlungsqualität, mit der jedes TLD bestrahlt wurde, konnte die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens korrigiert und anschließend die Umrechnung in $H_p(10)$ vorgenommen werden.

6.4.4. Resultate

6.4.4.1. Resultate der Arbeiten in der Humanmedizin

In Tabelle 15 ist jeweils die maximale Dosisleistung angegeben, die für einen klinischen Bereich nach Tabelle 14 gemessen wurde. In Anlage H sind die Resultate sämtlicher Messungen aufgelistet. Es ist dabei zu berücksichtigen, dass die Dosisleistung in allen Fällen vor der Strahlenschutzkleidung gemessen wurde. Am Ort der EPD, hinter der Strahlenschutzkleidung, ist die Dosisleistung in etwa um einen Faktor 10 kleiner als vor der Schutzkleidung.

In sämtlichen untersuchten Expositionsszenarien ist die Dosisleistung am Ort der EPDs deutlich unterhalb von 1 Sv/h.

6.4.4.2. Resultate der Arbeiten in der Veterinärmedizin

Die ermittelte Dosisleistung am Ort der EPD bei den Untersuchungen an Kleintieren sowie Pferden ist in Abbildung 45 in Form einer Häufigkeitsverteilung dargestellt. Die Werte wurden, genauso wie in der Humanmedizin, vor der Strahlenschutzkleidung gemessen. In Abbildung 46 sind berechnete Dosisleistungen unter Berücksichtigung der Strahlschwächung durch eine Strahlenschutzschürze mit 0,35 mm Blei-Äquivalent gemäß Anlage E aufgetragen. Bei dieser Berechnung ist die winkelabhängige Änderung der mittleren Energie der Streustrahlung nicht berücksichtigt.

Entsprechend der Erwartung wurde in nahezu allen Fällen eine Dosisleistung unterhalb von 300 mSv/h gemessen. Entgegen der Erwartung gibt es jedoch einzelne Untersuchungen mit einer protokollierten Strahlenexposition von mehr als 1 Sv/h. Diese Messwerte sind als Artefakte der Datennahme sowie Datenaufbereitung zu werten. Der Grund hierfür ist folgender: Bei der innerhalb des Vorhabens durchgeführten Analyse der Augen- bzw. Oberarmdosis kommt es bei vorgebeugter Körperhaltung bzw. per Hand gehaltenen Kassetten zu einer deutlichen Überschätzung der Dosis. Dieses fällt bei der Betrachtung der Maximalwerte auf. Die erhöhten Werte wurden bei einigen Knie- und Kopf 90°-Aufnahmen am Pferd (4 Werte am Auge, 5 Werte am Oberarm über 1 Sv/h) berechnet. Werden bei diesen Untersuchungen die unterhalb der Strahlenschutzkleidung gemessenen Dosiswerte betrachtet, so zeigt es sich, dass unter der Schutzkleidung in allen Fällen die Dosisleistung deutlich unter 1 Sv/h bleibt (maximaler Messwert 460 mSv/h).

Klinischer Bereich	max. Dosisleistung / mSv/h
Angiographie / invasive Kardiologie	2984
Urologie	3234
Herz-, Thorax-, Gefäßchirurgie	7,2
Gastroenterologie	5436
Computertomographie	341
Projektionsradiographie	1194

Tabelle 15: Auflistung der maximalen Dosisleistung, die von einem der exponierten TLDs innerhalb der untersuchten klinischen Bereiche gemessen wurde.

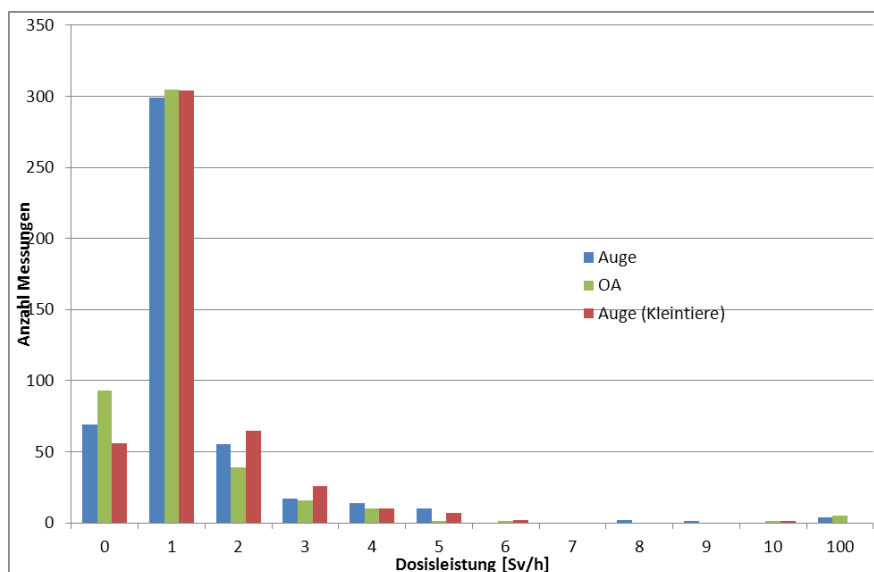


Abbildung 45: Auf Grundlage der Dosismessungen am Auge (bei Untersuchungen an Pferden bzw. Kleintieren) bzw. Oberkörper (bei Untersuchungen an Pferden) des Personals berechnete Dosisleistung am Ort der EPD ohne Berücksichtigung der verwendeten Strahlenschutzkleidung

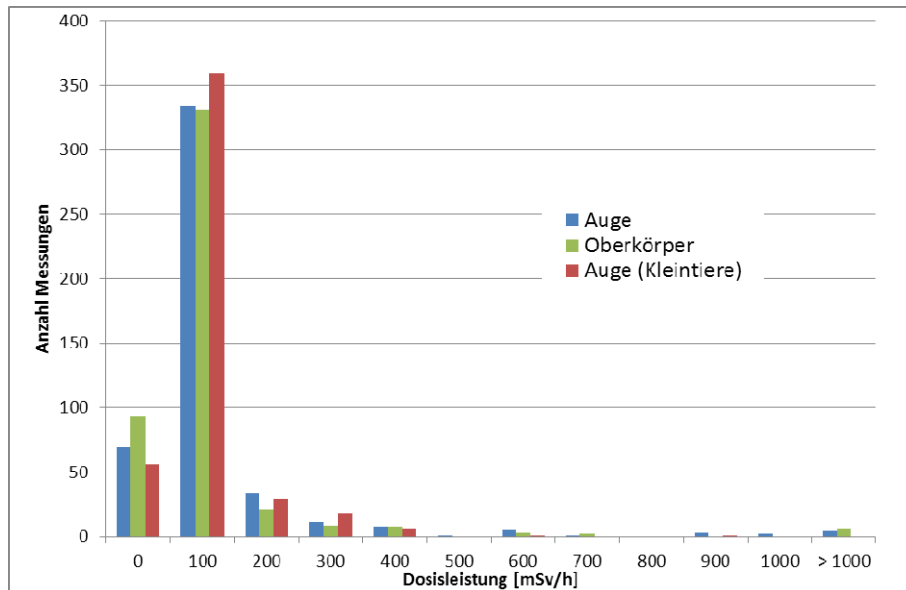


Abbildung 46: Auf Grundlage der Dosismessungen am Auge (Pferd und Kleintiere) bzw. Oberkörper (nur Pferd) berechnete Dosisleistung am Ort der EPD unter Berücksichtigung von Strahlenschutzkleidung mit einem Bleigleichwert von 0,35 mm

6.5. Vergleich von Theorie und messtechnischer Überprüfung

Die messtechnischen Arbeiten stützen die konservative, theoretische Abschätzung der möglichen Strahlenexposition von EPD in Strahlungsfeldern der Röntgendiagnostik.

Die gemessene Dosisleistung liegt dabei in den Expositionssituationen der Humanmedizin zum Teil wesentlich niedriger als bei der theoretischen Abschätzung. Der Unterschied wurde erwartet. Er lässt sich insbesondere durch folgende Einflussfaktoren begründen:

1. Bei den Messungen in der klinischen Routine hielten sich die exponierten Personen naturgemäß nicht dauerhaft an der Position mit der maximal möglichen Strahlenexposition auf. Zudem wurde nicht dauerhaft Strahlung unter Verwendung von Geräteparametern ausgelöst, die die maximal mögliche Dosisleistung erzeugten. Durch die Mittelung der Dosisleistung über einzelne Untersuchungen ergeben sich daher auffallend kleine Werte für die Dosisleistung am Ort der EPD.
2. Bei der theoretischen Abschätzung der maximalen Dosisleistung wurde an jeder Stelle eine konservative Annahme der Einflussfaktoren auf die Dosisleistung getätigt. In der Praxis treten naturgemäß nicht alle Parameter gleichzeitig so auf, dass eine maximale Dosisleistung resultiert. Insbesondere für den Fall kleinerer Röhrenspannungen, einer niedrigeren Gesamtleistung der Systeme oder einem etwas größeren Abstand zwischen Streukörper und Dosimeter sinkt die Dosisleistung am Ort der EPD deutlich.

7. Resümee / Empfehlungen

Die verfügbare Literatur zum dosisleistungsabhängigen Ansprechvermögen von EPD sowie die innerhalb des Vorhabens durchgeführten Messungen zeigen, dass die drei betrachteten Dosimetertypen EPD Mk2.3, DMC2000X und EDM III mindestens bis zu einer Dosisleistung von 1 Sv/h ein Ansprechvermögen oberhalb von 0,8 haben.

Die konservative, theoretische Abschätzung ergibt für sämtliche relevanten klinischen Expositionssituationen mit einer Ausnahme eine Dosisleistung am Ort der EPD, die kleiner oder gleich 1 Sv/h ist.

Die messtechnische Überprüfung stützt die theoretische Abschätzung. Sie zeigt darüber hinaus, dass in realen Expositionsszenarien die Dosisleistung vielfach wesentlich unterhalb der Werte ist, die sich anhand der Abschätzung ergeben haben.

Vor dem Hintergrund der Literatur, der durchgeführten Messungen sowie der Abschätzung der maximal möglichen Dosisleistung ist davon auszugehen, dass die drei betrachteten EPD-Typen in den innerhalb der Studie berücksichtigten Expositionsszenarien ein Ansprechvermögen größer als 0,8 haben. Es ist somit zu postulieren, dass die genannten EPD-Typen in diesen Expositionsszenarien uneingeschränkt verwendbar sind.

Die berücksichtigten Expositionsszenarien entsprechen den im Bereich der Human- und Veterinärmedizin relevanten klinischen Tätigkeiten. Es ist damit davon auszugehen, dass die betrachteten EPD-Typen in der Human- und Veterinärmedizin uneingeschränkt einsatzfähig sind.

Weitere Expositionsszenarien durch neue klinische Tätigkeiten bzw. Neu- oder Weiterentwicklungen von Röntgeneinrichtungen lassen sich in Analogie gut zu dem entwickelten Schema ergänzen.

In etwa 93% der betrachteten Expositionssituationen ergibt die theoretische Abschätzung der Dosisleistung ohne Berücksichtigung der Strahlschwächung durch Strahlenschutzkleidung einen Maximalwert unterhalb von 3,5 Sv/h und in etwa 99% einen Maximalwert unterhalb von 10 Sv/h. Es ist daher davon auszugehen, dass die betrachteten EPD-Typen auch bei einer Verwendung vor der Strahlenschutzkleidung in den betrachteten Expositionsszenarien nicht in ein paralysierendes Totzeitverhalten kommen. Somit ist ein gemäß der Empfehlung nach [6] konfigurierter uneingeschränkt funktionsfähig. Es erscheint daher angebracht, einer Verwendung der betrachteten EPD-Typen auch oberhalb der Strahlenschutzkleidung zuzustimmen, soweit bei den EPD ein Dosisleistungsalarm entsprechend der Empfehlung in [6] konfiguriert ist.

8. Zusammenfassung

An Personen, die sich aus anderen Gründen als zu ihrer Untersuchung oder Therapie in Kontrollbereichen aufhalten, ist gemäß §35 RöV unverzüglich die Personendosis zu messen. Es gibt zahlreiche Anwendungsbereiche, bei denen für derartige Messungen ausschließlich oder ergänzend direkt ablesbare Dosimeter eingesetzt werden. Exemplarisch sind hier die Überwachung Schwangerer oder helfender Personen zu nennen, sowie die Überwachung von Personal gemäß [38] in Situationen erhöhter Strahlenexposition. Die heutzutage allgemein für derartige Messaufgaben eingesetzten Dosimeter sind elektronische Personendosimeter (EPD), die in den meisten Fällen auf dem Prinzip der Impulszählung basieren.

EPD haben zahlreiche im Sinne des Strahlenschutzes sinnvolle Eigenschaften, z.B. eine Messauflösung von 1 μ Sv, eine automatische Protokollierungsfunktion sowie häufig die Möglichkeit einen Dosis- bzw. Dosisleistungsalarm zu konfigurieren. EPD haben im Hinblick auf ihre Verwendbarkeit gleichwohl ein relevantes Problem. Das Ansprechvermögen von EPD ist vielfach ab einer Dosisleistung von einigen Hundert Millisievert je Stunde messbar dosisleistungsabhängig. Dabei ist nicht die über ein größeres Zeitfenster gemittelte Dosisleistung, sondern die Dosisleistung innerhalb einzelner Strahlungspulse relevant.

Es gibt in der Literatur einige Arbeiten, in denen das Ansprechvermögen k von EPD theoretisch beschrieben bzw. messtechnisch untersucht wurde. Die Theorie beschreibt das dosisleistungsabhängige Ansprechvermögen in Abhängigkeit der Dosimetergrößen Totzeit τ und Kalibrierfaktor g . Die Totzeit entspricht dem Zeitintervall nach einem Ereignis, in dem das EPD kein weiteres Ereignis detektieren kann. Der Kalibrierfaktor entspricht der je detektiertem Ereignis inkrementorisch gemessenen Dosis. Für Strahlungspulse einer Länge

von einigen Millisekunden, wie sie in der Röntgendiagnostik vorkommen, und für den Spezialfall von Rechteckpulsen lässt sich der Zusammenhang zwischen dem

Ansprechvermögen k und der Ereignisrate \tilde{Z} als $k \approx \frac{1}{1 + \tilde{Z}\tau}$ annähern.

Die in der Literatur verfügbaren messtechnischen Arbeiten weisen, bei teilweise relevanten prinzipiellen Problemen, die eine Verwertbarkeit der Ergebnisse einschränken, darauf hin, dass das Ansprechvermögen von Dosimetern der Typen EPD Mk2.3 und DMC2000X bis zu einer Dosisleistung von etwas mehr als 1 Sv/h oberhalb von 0,8 liegt. Bei dem dritten, gemäß der Leistungsbeschreibung des Vorhabens berücksichtigten EPD-Typ, dem EDM III, sinkt bei einer Dosisleistung von etwa 6 Sv/h das Ansprechvermögen auf unter 0,8.

Innerhalb des Vorhabens waren im Wesentlichen zwei Aufgaben zu bearbeiten:

1. Messtechnische Untersuchung des dosisleistungsabhängigen Ansprechvermögens von EPD der Typen EPD Mk2.3 und DMC2000X sowie Vergleich der Messwerte mit der theoretischen Vorhersage des Ansprechvermögens nach [5]
2. Systematische Überprüfung, in welchen klinischen Expositionssituationen EPD der Typen EPD Mk2.3, DMC2000X und EDM III ein Ansprechvermögen größer als 0,8 zwischen 0,5 und 0,8 sowie unterhalb von 0,5 haben

Die Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens von EPD der Typen EPD Mk2.3 sowie DMC2000X wurde an einer Röntgenanlage mit Rechteckpulsen sowie einer mit angenähert sinushalbwellenförmigen Strahlungspulsen untersucht. Als Referenzdosimeter wurde ein geeichtes Diagnostikdosimeter verwendet. Die Messung ergab folgende Hauptresultate:

1. Die Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens beider EPD-Typen ist annähernd sigmoidal. Bei einer Dosisleistung unterhalb von etwa 800 mSv/h liegt das Ansprechvermögen deutlich oberhalb von 0,8 und ist kaum dosisleistungsabhängig. Ab einer Dosisleistung von etwa 70 Sv/h beträgt das Ansprechvermögen weniger als 0,15 und ist ebenso kaum noch dosisleistungsabhängig. In dem Bereich zwischen 800 mSv/h und 70 Sv/h fällt das Ansprechvermögen dosisleistungsabhängig ab.
2. Die Dosisleistung, bei der das Ansprechvermögen der beiden untersuchten EPD-Typen kleiner als 0,8 wird, liegt bei etwas mehr als 1 Sv/h, die Dosisleistung, bei der das Ansprechvermögen kleiner als 0,5 wird, liegt bei etwa 3,5 Sv/h.
3. Die Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens von EPD des Typs EPD MK2.3 entspricht bei einer Exposition durch einen Rechteckpuls der theoretischen Beschreibung im Rahmen der bei den Geräteparametern dieses EPD-Typs bestehenden Toleranzen. Ebenso entspricht die Änderung des Ansprechvermögens bei der Exposition durch sinushalbwellenförmige Strahlungspulse qualitativ der theoretischen Beschreibung. Bei dem DMC2000X wird die gemessene dosisleistungsabhängige Änderung des Ansprechvermögens weder bei Exposition durch einen Rechteckpuls noch bei Exposition durch einen sinushalbwellenförmigen Strahlungspuls von der Theorie beschrieben. Es gibt augenscheinlich weitere relevante Einflussfaktoren auf das Ansprechvermögen, die von der Theorie nach [5] nicht berücksichtigt werden.

Für die systematische Überprüfung des Ansprechvermögens von EPD in klinischen Expositionssituationen wurde für die Human- und Veterinärmedizin eine Aufstellung sämtlicher als relevant angesehener klinischer Tätigkeiten erstellt. Die beiden Aufstellungen sind in ihren Anwendungsbereichen als praktisch vollständig anzusehen. In der Veterinärmedizin wurden ausschließlich Untersuchungen an Katzen, Hunden und Pferden

berücksichtigt. Weitere Tierarten werden so selten röntgendiagnostisch untersucht, dass eine Berücksichtigung irrelevant ist.

Die maximale Dosisleistung in Strahlungspulsen der zuvor festgelegten Expositionssituationen wurde konservativ theoretisch abgeschätzt. Bei der Abschätzung wurden insbesondere folgende Parameter berücksichtigt:

1. Leistung der Röntgeneinrichtung
2. Röhrenspannung
3. Röhrenstrom

Ausgehend von diesen Expositionsparametern wurde die Dosisleistung im Streustrahlungsfeld abgeschätzt. Hierbei wurden insbesondere folgende Parameter berücksichtigt:

1. Streuwinkel
2. Feldgröße

Die Winkelabhängigkeit der Streustrahlungsausbeute wurde anhand eigener Messungen ermittelt. Diese wurden an den Patienten simulierenden Streukörpern unterschiedlicher Dicke und bei unterschiedlichen Röhrenspannungen durchgeführt. Die Änderung des Energiespektrums der Streustrahlung in Abhängigkeit des Streuwinkels wurde anhand der Literatur nach [36] berücksichtigt. Die Feldgrößenabhängigkeit der Streustrahlungsausbeute wurde über einen konstanten Korrekturfaktor berücksichtigt.

Neben der Streustrahlung wurde die Gehäusedurchlassstrahlung theoretisch abgeschätzt. Die Abschätzung wurde messtechnisch überprüft.

In Zusammenarbeit mit Klinikern der betroffenen Fachdisziplinen wurden für sämtliche Expositionssituationen Aufenthaltsorte von Personen in den Strahlungsfeldern festgelegt. Die Wahl der Positionen erfolgte mit der Zielstellung, Situationen herauszuarbeiten, die mit einer möglichst hohen Dosisleistung am Trageort der EPD verbunden sind. Aus den Informationen über die Winkelabhängigkeit der Streustrahlungsdichte sowie die Gehäusedurchlassstrahlung wurde die maximale Dosisleistung an den Aufenthaltsorten von Personen im Strahlungsfeld abgeschätzt. Es zeigte sich, dass mit einer Ausnahme in sämtlichen Expositionssituationen die maximale Dosisleistung am Aufenthaltsort der Personen kleiner oder gleich 1 Sv/h war. Entsprechend der Resultate der messtechnischen Überprüfung der Dosisleistungsabhängigkeit des Ansprechvermögens der EPD ist deren Ansprechvermögen in faktisch allen betrachteten klinischen Fällen größer als 0,8.

Zur Überprüfung der Konservativität der theoretischen Abschätzung wurden Messungen der Dosisleistung am Trageort der EPD durchgeführt. Die Messungen wurden in einigen Fällen in realen, klinischen Situationen durchgeführt. Aufgrund konzeptioneller Probleme bei diesen Messungen, z.B. derart, dass sich ein Arzt nicht dauerhaft an der Position mit der höchsten resultierenden Dosisleistung aufhält, wurden zusätzlich zahlreiche Phantommessungen mit nachgestellten extremen Expositionssituationen durchgeführt. Es zeigte sich, wie erwartet, dass die theoretische Beschreibung konservativ im Hinblick auf die Dosisleistung am Trageort des EPD ist.

Aufgrund der messtechnischen Überprüfung des dosisleistungsabhängigen Ansprechvermögens der EPD, der theoretischen Abschätzung der maximalen Dosisleistung am Trageort der EPD sowie deren messtechnischer Überprüfung ist davon auszugehen, dass die untersuchten EPD-Typen in den im Bereich der Röntgendiagnostik relevanten Expositionssituationen ein Ansprechvermögen von mehr als 0,8 haben. Die Untersuchungen zeigen, dass die betrachteten EPD im Bereich der human- und veterinärmedizinischen Röntgendiagnostik ohne relevante, messtechnische Probleme eingesetzt werden können. Die

mögliche Verwendung erstreckt sich dabei sowohl auf das Tragen unter der Strahlenschutzkleidung als auch auf eine Nutzung von EPD oberhalb der Schutzkleidung.

9. Danksagung

Das Projektteam bedankt sich ausdrücklich bei den zahlreichen Klinikern, die durch ihre Kooperation und Expertise die Aufstellung der Liste relevanter klinischer Tätigkeiten erst ermöglichten. Bei der Ärztlichen Stelle Niedersachsen / Bremen bedankt sich das Projektteam ganz herzlich für die kritische Durchsicht der Zusammenstellung sowie fruchtbare Diskussionen und Anregungen. Weiterhin bedankt sich das Projektteam besonders bei den zahlreichen klinischen Abteilungen, insbesondere dem Evangelischen Krankenhaus Göttingen Weende mit dem Chefarzt der Klinischen Radiologie Herrn Dr. Jörg Larsen, die den Zugriff auf ihre Röntgeneinrichtungen und damit die durchgeführten Messungen ermöglicht haben.

10. Literatur

- [1] U. Ankerhold, O. Hupe, P. Ambrosi, *deficiencies of active electronic radiation protection dosimeters in pulsed fields*, Radiat. Prot. Dosimetry, 135, 149-153, 2009
- [2] ORAMED – Optimization of radiation protection of medical staff. (Contact number FP7-211361, 2008-2011), <http://www.oramed-fp7.eu>
- [3] International Atomic Energy Agency, *Intercomparison of personal dose equivalent measurements by active personal dosimeters*, final Report of a Joint IAEA-EURADOS Project, IAEA-TECDOC 1564, 2007
- [4] P. Ambrosi et. al., IEC_XXXXX_pulsed_radiation_2010_11_01
- [5] J. Henninger et. al., *Abschlussbericht zum BFS-Ressortforschungsvorhaben 3608S02002 „Personendosimetrie mit elektronischen Personendosimetern in gepulsten Strahlungsfeldern“*, urn:nbn:de:0221-2009082197
- [6] P. Ambrosi, M. Borowski, M. Iwatschenko, *Considerations concerning the use of counting active personal dosimeters in pulsed fields of ionizing radiation*, Radiat. Prot. Dosimetry, 139, 483-493, 2010
- [7] Fellinger – Mirion / Rados, private Mitteilung
- [8] Knoll, Glenn F., *Radiation Detection and Measurement*, 3. Auflage (John Wiley & Sons, Inc.) (2000)
- [9] ORAMED, *Report on systematic studies on APDs in laboratory conditions and in real conditions, deliverable 3.1 (WP3)*, 2010
- [10] L. Struelens et. al., *use of active personal dosimeters in interventional radiology / Cardiology: Tests in hospitals*, ORAMED-Workshop Barcelona, 20-22 Januar 2011
- [11] I. Clairand et. al., *use of active personal dosimeters in interventional radiology / Cardiology: Tests with continuous and pulsed fields in laboratory conditions*, ORAMED-Workshop Barcelona, 20-22 Januar 2011
- [12] L. Struelens et. al.- *Test of Active Personal Dosimeters for Interventional Radiology in realistic radiation fields.*- In: IRPA12 Proceedings, Buenos Aires, Argentina, 19-24 October 2008, Argentina, IRPA, 2008
- [13] M. Ginjaume, *Performance and approval procedures for active personal dosimeters*, Radiat. Prot. Dosimetry, doi:10.1093/rpd/ncq457, 2010
- [14] I. Clairand et. al., *Intercomparison of active personal dosimeters in interventional radiology*, Radiat. Prot. Dosimetry, 129, 340-345, 2008

- [15] J-M. Bordy et. al., *Evaluation of active personal dosimeters for interventional radiology*, Radiat. Prot. Dosimetry, 131, 87-92, 2007
- [16] PTB, *Strahlenschutzmessgeräte – Personendosimeter zur Messung der Tiefen- und Oberflächen-Personendosis*, PTB-A 23.2, 2007
- [17] U. Ankerhold, O. Hupe, *Abschlussbericht zum BFS-Ressortforschungsvorhaben StSch4434 „Dosisermittlung bei der Anwendung von Röntgenstrahlung in der medizinischen Heilkunde, zahnmedizinischen Heilkunde, Tierheilkunde und bei Grenzkontrollen mit ionisierender Strahlung“*, 2008
- [18] O. Hupe, *Ermittlung der Strahlenbelastung helfender Personen in der Zahnmedizin*, PTB Forschungsnachrichten aus der Abteilung 6 „Ionisierende Strahlung“, 2007
- [19] U. Ankerhold, O. Hupe, *Dose to persons assisting voluntarily during X-ray examinations of large animals*, Radiat. Prot. Dosimetry, doi: 10.1093/rpd/ncm422, 2007
- [20] U. Ankerhold, O. Hupe, *Determination of ambient and personal dose equivalent for personnel and cargo security screening*, Radiat. Prot. Dosimetry, 121, 429-437, 2006
- [21] S. Feige, J. Kaulard, E. Mergel, *Abschlussbericht zum BFS-Ressortforschungsvorhaben StSch4477 „Entwicklung einer „Job-Exposure-Matrix“ für Tierärzte zur Abschätzung der Exposition an ionisierender Strahlung bei der Diagnose mit Hilfe von Röntgengeräten in der tierärztlichen Praxis“*, 2007
- [22] LPS Berlin, *Bestimmung des Ansprechvermögens von Dosimetern an einer medizinischen Röntgenanlage*, Interner Bericht Nr. EN 06-2008
- [23] LPS Berlin, *Vergleichsmessungen zwischen TLD und EPD Mk2 im DRK Köpenick*, Interner Bericht Nr. EN 04-2008
- [24] LPS Berlin, *Vergleichsmessungen zwischen TLD und EPD Mk2 im Nutzstrahl des NOMAD Dental*, Interner Bericht Nr. EN 05-2008
- [25] LPS Berlin, *Vergleichsmessungen zwischen TLD und EPD Mk2 bei hohen Dosisleistungen*, Interner Bericht Nr. EN 06-2008
- [26] J. Engelhardt, *Nutzung von elektronischen Personendosimetern für die Überwachung von Schwangeren*, PTB Workshop 2007 zur Dosimetrie in gepulsten Strahlungsfeldern, 2007
- [27] M. Borowski et. al., *Sind elektronische Personendosimeter in klinischen Expositionssituationen grundsätzlich nicht einsetzbar?*, Fortschr. Röntgenstr. 182, 1-7, 2010
- [28] IEC, *IEC 61525: Radiation protection instrumentation – X, gamma, high energy beta and neutron radiations, - Direct reading personal dose equivalent and / or dose equivalent rate monitors*, 1996
- [29] Ankerhold U., *Catalogue of X-ray spectra and their characteristic data – ISO and DIN radiation qualities, therapy and diagnostic radiation qualities, unfiltered X-ray spectra*, Bremerhaven, Wirtschaftsverlag N. W. Verlag für neue Wissenschaft. 2000
- [30] Varian medical systems SG 796B Datenblatt gemäß IEC 60613
- [31] DIN 6809 Teil 7: *Klinische Dosimetrie Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik*, März 2010
- [32] DIN EN 60613 (Juli 2011): *Elektrische und Belastungs-Kennwerte von Röntgenstrahlern für die medizinische Diagnostik (IEC 60613:2010)*
- [33] H. Aichinger et al, *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology*, Springer, 2004

- [34] O. Klein und Y. Nishina: *Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantenmechanik nach Dirac*. In: *Zeitschrift für Physik*. 52, 1929, S. 853–868
- [35] ICRP, *frei verfügbare Schulungsmaterialien*, www.icrp.org
- [36] G. Fehrenbacher et. al., *Spectra of diagnostic X-rays scattered by a water phantom*, GSF-Bericht 9/96, 1996
- [37] K.H. Reiss , B. Steinle, *Tabellen zur Röntgendiagnostik, Teil II. Bereich Medizinische Technik*, Entwicklungsabteilung Siemens, Erlangen, 1973
- [38] Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, *Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen*, 2004
- [39] NAR im DIN, *DIN EN 60601-2-54: Besondere Festlegungen für die Sicherheit und die wesentlichen Leistungsmerkmale von Röntgeneinrichtungen für Radiographie und Radioskopie (IEC 60601-2-54:2009)*, April 2012
- [40] NAR im DIN, *DIN EN 60601-1-3: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale – Ergänzungsnorm: Strahlenschutz von diagnostischen Röntengeräten (IEC 60601-1-3:2008)*, Mai 2010
- [41] NAR im DIN, *DIN 6812: Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV – Regeln für die Auslegung des baulichen Strahlenschutzes*, Februar 2010
- [42] NAR im DIN, *DIN 6815: Medizinische Röntgenanlagen bei 300 kV – Regeln für die Prüfung des Strahlenschutzes nach Errichtung, Instandsetzung und wesentlicher Änderung*, August 2011
- [43] Varian, Datenblätter der Röntgenröhren RAD-21, SG-1590 und GS-6076
- [44] Siemens medical Systems, Datenblatt der Röntgenröhre SR90/15 FN

Anlage A. Berücksichtigte klinischen Tätigkeiten im Bereich der Human- und Veterinärmedizin

A.1. Humanmedizin

- 1) Zahnmedizin
 - a) Intraorale Aufnahmen
 - i) Einzelzahlaufnahmen
 - ii) Bissflügelaufnahmen
 - iii) Aufbissaufnahmen
 - b) OPG-Aufnahmen
 - i) Panoramaschichtaufnahmen
 - ii) Schädel-Fernaufnahmen
 - c) DVT-Aufnahmen
 - i) Dentales DVT

- 2) Humanmedizin
 - a) Konventionelles Röntgen
 - i) Schädel
 - (1) Schädel gesamt
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (2) NNH / Gesichtsschädel
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (3) Sonstige Spezialaufnahmen
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - ii) Hals / WS
 - (1) HWS
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (2) Hals Weichteile
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (3) BWS ap
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (4) BWS seitlich
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (5) BLÜ ap
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (6) BLÜ seitlich
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (7) LWS ap
 - (a) Stehend
 - (b) Liegend
 - (8) LWS seitlich / incl. Spezialaufnahmen
 - (a) Stehend
 - (b) Liegend
 - (9) WS-Ganzaufnahme
 - (a) WS-Ganzaufnahme a.p.
 - (b) WS-Ganzaufnahme seitlich
 - (10) Becken / Sacrum ap
 - (a) Stehend
 - (b) Liegend
 - (11) Sacrum seitlich
 - (a) Stehend
 - (b) Liegend
 - (12) Becken Spezialaufnahmen
 - (a) Ala / Obturator
 - (b) Inlet / Outlet
 - iii) Thorax / Abdomen / Becken Weichteile
 - (1) Thorax ap
 - (a) Stehend / Sitzend
 - (b) Liegend
 - (2) Thorax seitlich
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (3) Thorax ap in Seitenlage
 - (4) Knöcherner Hemithorax
 - (a) Stehend / sitzend
 - (b) Liegend
 - (5) Mamma cc
 - (6) Mamma mlo
 - (7) Mamma lat
 - (8) Hände mit Mammographietechnik
 - (9) Abdomen ap
 - (a) Stehend
 - (b) Liegend
 - (10) Abdomen ap in Seitenlage
 - (11) Urogramm / Nierenleeraufnahme

- (12) Nierenaufnahme im Zusammenhang
Abflussdiagnostik
 - (13) Blasenaufnahme
 - (14) Gallenaufnahme
 - iv) Extremitäten
 - (1) Proximale Extremitäten
 - (a) Schultergürtel ap / lat incl.
Spezialaufnahmen
 - (i) Stehend /sitzend
 - (ii) Liegend
 - (b) Schultergürtel transthorakal
 - (c) Oberarm ap / lat
 - (i) Stehend / Sitzend
 - (ii) Liegend
 - (d) Ellenbogen
 - (e) Hüfte ap
 - (i) Stehend
 - (ii) Liegend
 - (f) Hüfte axial
 - (i) Liegend
 - (g) Hüfte nach Lauenstein
 - (h) Oberschenkel + Hüfte ap
 - (i) Stehend
 - (ii) Liegend
 - (i) Oberschenkel + Hüfte seitlich
 - (i) Stehend
 - (ii) Liegend
 - (j) Oberschenkel distal
 - (i) Stehend / sitzend
 - (ii) liegend
 - (k) Becken-Bein-Ganzaufnahme
 - (l) Knie
 - (i) Sitzend / stehend
 - (ii) liegend
 - (2) Distale Extremitäten
 - (a) Unterarm
 - (b) Handgelenk / Hand / Finger
 - (c) Handgelenk / Finger gehalten
 - (d) Unterschenkel
 - (e) Calcaneus axial
 - (f) Sonstige Fußgelenke / Fuß / Zehen
 - (g) OSG gehalten
- v) Polytrauma
 - (1) Schädel ap
 - (2) Schädel seitlich
 - (3) Thorax ap
 - (4) Becken ap
 - (5) HWS ap
 - (6) HWS seitlich
 - (7) BWS ap
 - (8) BWS seitlich
 - (9) LWS ap
 - (10) LWS seitlich
 - (11) Proximale Extremität
 - (12) Distale Extremität
- b) Durchleuchtung
 - i) Kopf / Hals
 - (1) DL Schädel (z.B. Fisteldarstellung)
 - (2) Myelographie cervical
 - (3) Angiographie
 - (a) Kopf-Hals-Angiographie (incl. ggf. Orientierung in Thorax und Leiste) über Zugang in der Leiste
 - (b) Kopf-Hals-Angiographie (incl. ggf. Orientierung in Thorax und Leiste) über Zugang am Arm
 - (c) Coiling
 - (4) Neurochirurgische Interventionen
 - (a) DL bei Hypophysen-OP
 - (b) DL bei Behandlung Trigemini Neuralgie
 - (c) DL bei Shuntkontrolle bzw. Justage
 - (d) DL bei Versteifung HWS
 - (e) DL bei Höhenkontrolle der HWS-Bandscheiben
 - (f) DL bei Funktionsaufnahmen der HWS
 - (g) Vertebroplastie / Kyphoplastie der HWS
 - (h) DL bei Dens-OP
 - ii) Thorax / Abdomen / Becken
 - (1) Portanlage / -kontrolle

- (2) Schrittmacheranlage
- (3) Defibrillatoranlage
- (4) Punktion des Thorax unter DL
- (5) DL Thorax (z.B. Bronchoskopie)
- (6) DL Abdomen (z.B. Fisteldarstellung)
- (7) DL Magen
- (8) DL Dünndarm
- (9) DL Dickdarm
Doppelkontrast
- (10) DL Peritrost-Einlauf
- (11) DL Oesophagus-Breischluck
- (12) Defäkographie
- (13) DL Galle
- (14) Myelographie thorakal
- (15) Myelographie lumbal
- (16) Angiographie
 - (a) Angiographie thorakaler Gefäße über Zugang an der Leiste (In Angio oder OP)
 - (b) Angiographie thorakaler Gefäße über Zugang am Arm (In Angio oder OP)
 - (c) Angiographie abdomineller Gefäße über Zugang an der Leiste (In Angio oder OP)
 - (d) Angiographie abdomineller Gefäße über Zugang am Arm (In Angio oder OP)
 - (e) TIPSS
 - (f) Arm-Angiographie über Zugang an der Leiste
 - (g) Arm-Angiographie über Zugang am Arm
 - (h) Becken-Bein-Angiographie über Zugang an der Leiste
 - (i) Becken-Bein-Angiographie über Zugang am Arm
 - (j) Bein-Angiographie über Zugang über die Arteria Poplitea
 - (k) Vertebroplastie / Kyphoplastie der BWS
 - (l) Vertebroplastie / Kyphoplastie der LWS
- (17) Gefäßchirurgie
 - (a) Endoprothesen Thorax
 - (b) Endoprothesen Thorako-Abdominell
 - (c) Endoprothesen Abdomen
 - (d) Endoprothesen Becken
 - (e) Anlage von Katheterinterstitiellen Herzklappen transfemoral
 - (f) Transapikale Herzklappen
 - (g) Peripherer Bypass (Bein)
 - (h) Angiographie Schulter / Arm, Schrittmacher, Port
- (18) Herzkatheterlabor
 - (a) Rechtsherzkatheter mit Zugang femoral
 - (b) Rechtsherzkatheter mit Zugang brachial
 - (c) Linksherzkatheter bzw. Elektrophysiologische Untersuchungen mit Zugang femoral
 - (d) Linksherzkatheter bzw. Elektrophysiologische Untersuchungen mit Zugang brachial
 - (e) Schrittmacheranlage
 - (f) Dreikammer-Schrittmacher
 - (g) Reanimation
- (19) Gastroenterologische DL
 - (a) ERCP
 - (b) PTCD
 - (c) TIPSS
 - (d) Bougierung
 - (e) Bronchoskopie
 - (f) Oesophagus-Stent
 - (g) Koloskopie
 - (h) Chemoembolisation (SIRT)
- (20) Neurochirurgische Interventionen
 - (a) DL bei Versteifung BWS
 - (b) DL bei Höhenkontrolle der BWS-Bandscheiben
 - (c) Vertebroplastie / Kyphoplastie der BWS
 - (d) DL bei Versteifung LWS
 - (e) DL bei Höhenkontrolle der LWS-Bandscheiben

- (f) Vertebroplastie /
Kyphoplastie der LWS
- (g) Facettengelenksblockade /
PRT unter DL
- (21) Unfallchirurgische
Interventionen / Diagnostik
 - (a) BWS Reposition und
Fixation
 - (b) LWS Reposition und
Fixation
 - (c) Thoraxwandstabilisierung
 - (d) DL Becken ap / seitlich /
Inlet-Outlet
 - (e) DL Hüftgelenk
- (22) Urologie
 - (a) Diagnostik / Therapie
unter Durchleuchtung der
Niere oder des oberen
Harntraktes liegend
 - (b) Diagnostik / Therapie
unter Durchleuchtung der
Niere oder des oberen
Harntraktes stehend
 - (c) Diagnostik / Therapie
unter Durchleuchtung der
Harnblase oder der
Harnröhre liegend
 - (d) Diagnostik / Therapie
unter Durchleuchtung der
Harnblase oder der
Harnröhre stehend
 - (e) Uretrorenoskopie liegend
 - (f) Uretrorenoskopie stehend
 - (g) Perkutane Lithopalaxie in
Halbseitenlage
- iii) Extremitäten
 - (1) DL proximale Extremität
 - (a) Schulter
 - (b) Oberarm
 - (c) Ellbogen
 - (2) DL distale Extremität
 - (a) Unterarm / Hand / Finger
 - (b) Dist. Oberschenkel / Knie
/ Unterschenkel / Fuß
 - (3) Angiographie
 - (a) Arm
Feinnadeluntersuchung /
Shuntanlage
 - (b) Phlebographie Arm über
Zugang am Arm
- (c) Phlebographie Arm über
femorale Zugang
- (d) Phlebographie Bein
- (4) Gefäßchirurgie
 - (a) Endoprothese Extremität
 - (b) Durchleuchtung
Extremität (z.B. vor
Amputationen)
- (5) Unfallchirurgische
Interventionen /
Durchleuchtung
 - (a) Osteosynthesen ap /
seitlich
- c) CT
 - i) Schädel
 - (1) Schädel-CT diagnostisch incl.
Gesichtsschädel
 - (2) NNH low dose
 - ii) Hals / WS
 - (1) HWS diagnostisch
 - (2) HWS Bandscheibe
 - (3) Hals Weichteile
 - (4) BWS
 - (5) BWS Bandscheibe
 - (6) LWS
 - (7) LWS Bandscheibe
 - (8) Becken knöchern
 - (9) LWS / HWS –
Facettengelenksblockade
 - (10) LWS
Knochendichtemessung
 - (11) Vertebroplastie
 - iii) Thorax / Abdomen / Becken
 - (1) Thorax-CT diagnostisch
normal
 - (2) Thorax-CT diagnostisch low
dose
 - (3) Thorax CT interventionell
 - (4) Kardio-CT
 - (5) Abdomen diagnostisch normal
 - (6) Abdomen diagnostisch low
dose (z.B. Steinsuche)
 - (7) Abdomen interventionell
 - (8) Becken Weichteile
 - (9) Becken low dose (z.B.
virtuelle Koloskopie)
 - iv) Extremitäten
 - (1) CT proximaler
Extremitätenteile
 - (2) CT distaler Extremitätenteile
- d) Knochendichtemessung mittels DXA

- i) Ohne Bildgebung
- ii) Mit Bildgebung

A.2. Veterinärmedizin

1) Kleintiere

a) Hund

- i) Thorax a.p.
- ii) Thorax seitlich
- iii) Abdomen lateral
- iv) Becken
- v) Schädel
- vi) HWS
- vii) BWS
- viii) LWS
- ix) Schulter seitlich
- x) Humerus seitlich
- xi) Ellenbogen seitlich
- xii) Ulna / Radius seitlich
- xiii) Karpus seitlich
- xiv) Femur seitlich
- xv) Knie seitlich
- xvi) Tarsus seitlich

b) Katze

- i) Abdomen
- ii) Becken
- iii) Thorax
- iv) Übersicht

iv) Tarsus 135°

i) Knie

- i) Knie 180°
- ii) Knie 90°

j) Becken Standard / Hüfte

k) Kopf / Zähne

- i) Kopf 0°
- ii) Kopf 90°
- iii) Kopf 45°
- iv) Schneidezähne a.p.

l) Wirbelsäule

- i) HWS 1
- ii) HWS 2
- iii) HWS3
- iv) Rücken 1
- v) Rücken 2
- vi) Rücken 3

m) Hals Weichteile

n) Abdomen Fohlen

o) Thorax

- i) Thorax cranioventral
- ii) Thorax caudodorsal

2) Pferde

a) Zehen

- i) Zehe 0° vorn
- ii) Zehe 90° vorn
- iii) Zehe 0° hinten
- iv) Zehe 90° hinten

b) Gleichbein / Griffelbein

- i) Gleichbein 45° 315° vorn
- ii) Griffelbein 45° 315° vorn
- iii) Gleichbein 45° 315° hinten

c) Oxspring vorn

d) Strahlbein tangential vorn

e) Karpus

- i) Karpus 0°
- ii) Karpus 90°

f) Ulna 90°

g) Schulter auch Skyline

h) Tarsus

- i) Tarsus 0°
- ii) Tarsus 45°
- iii) Tarsus 90°

Anlage B. Expositionsparameter sowie weitere technische Größen mit Einfluss auf die Strahlenexposition

B.1. Humanmedizin

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P_{\max} / kW	$U_{\max/\text{klin}}$ / kV	$I_{\max/\text{klin}}$ / A	Bildformat _{max} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
Zahnmedizin	1a	Intraorale Aufnahmen							
	1ai	Einzelzahnaufnahmen	0,7	70	0,01	27	1,0	20	0,00
	1aii	Bissflügelaufnahmen	0,7	70	0,01	27	1,0	20	0,00
	1aiii	Aufbissaufnahmen	0,7	70	0,01	27	1,0	20	0,00
	1b	OPG-Aufnahmen	1,3	100	0,01	360	2,9	50	0,08
	1bi	Panoramaschichtaufnahmen	1,3	100	0,01	360	2,9	50	0,08
	1bii	Schädel-Fernaufnahmen	1,3	100	0,01	360	2,9	120	0,08
	1c	DVT-Aufnahmen	1,3	125	0,01	360	3,7	60	0,12
	1ci	Dentales DVT	1,3	125	0,01	360	3,7	60	0,12
Humanmedizin	2a	Konventionelles Röntgen							
	2ai	Schädel							
	2ai1	Schädel gesamt							
	2ai1a	Stehend / sitzend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai1b	Liegend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai2	NNH / Gesichtsschädel							
	2ai2b	Stehend / sitzend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai2c	Liegend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai3	Sonstige Spezialaufnahmen							
	2ai3a	Stehend / sitzend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2ai3b	Liegend	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2aii	Hals / WS							
	2aii1	HWS							
	2aii1a	Stehend / sitzend	50	75	0,67	432	82	115	0,66
	2aii1b	Liegend	50	75	0,67	432	82	115	0,66
	2aii2	Hals Weichteile							
	2aii2a	Stehend / sitzend	50	65	0,77	432	67	115	0,24
	2aii2b	Liegend	50	65	0,77	432	67	115	0,24

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{max} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2aii3	BWS ap							
	2aii3a	Stehend / sitzend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii3b	Liegend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii4	BWS seitlich							
	2aii4a	Stehend / sitzend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii4b	Liegend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii5	BLU ap							
	2aii5a	Stehend / sitzend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii5b	Liegend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii6	BLU seitlich							
	2aii6a	Stehend / sitzend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii6b	Liegend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii7	LWS ap							
	2aii7a	Stehend / sitzend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii7b	Liegend	50	85	0,59	800	95	115	12,12
	2aii8	LWS seitlich / incl. Spezialaufnahmen							
	2aii8a	Stehend / sitzend	50	95	0,53	800	107	115	72,73
	2aii8b	Liegend	50	95	0,53	800	107	115	72,73
	2aii9	WS-Ganzaufnahme							
	2aii9a	WS-Ganzaufnahme ap	50	110	0,45	800	124	300	144,58
	2aii9b	WS-Ganzaufnahme seitlich	50	110	0,45	800	124	300	144,58
	2aii10	Becken / Sacrum ap							
	2aii10a	Stehend	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aii10b	Liegend	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aii11	Sacrum seitlich							
	2aii11a	Stehend	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aii11b	Liegend	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aii12	Becken Spezialaufnahmen							
	2aii12a	Ala / Obturator	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aii12b	Inlet / Outlet	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aiii	Thorax / Abdomen / Becken Weichteile							
	2aiii1	Thorax ap							
	2aiii1a	Stehend / sitzend	50	125	0,24	1600	84	180	110,77
	2aiii1b	Liegend	50	110	0,45	1600	124	90	144,58

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{tmax} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2aiii2	Thorax seitlich							
	2aiii2a	Stehend /sitzend	50	125	0,24	1600	84	180	110,77
	2aiii2b	Liegend	50	110	0,45	1600	124	90	144,58
	2aiii3	Thorax ap in Seitenlage	50	110	0,27	1600	75	90	86,75
	2aiii4	Knöcherner Hemithorax							
	2aiii4a	Stehend /sitzend	50	80	0,63	1600	88	180	6,76
	2aiii4b	Liegend	50	80	0,63	1600	88	90	6,76
	2aiii5	Mamma cc	6	35	0,17	720	130	60	0,00
	2aiii6	Mamma mlo	6	35	0,17	720	130	60	0,00
	2aiii7	Mamma lat	6	35	0,17	720	130	60	0,00
	2aiii8	Hände mit Mammographietechnik	6	35	0,17	720	130	60	0,00
	2aiii9	Abdomen ap							
	2aiii9a	Stehend	50	100	0,50	1600	112	115	116,50
	2aiii9b	Liegend	50	100	0,50	1600	112	115	116,50
	2aiii10	Abdomen ap in Seitenlage	50	110	0,45	1600	124	115	144,58
	2aiii11	Urogramm / Nierenleeraufnahme	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aiii12	Nierenaufnahme im Zusammenhang mit Abflussdiagnostik	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aiii13	Blasenaufnahme	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aiii14	Gallenaufnahme	50	90	0,56	1600	102	115	60,00
	2aiv	Extremitäten							
	2aiv1	Proximale Extremitäten							
	2aiv1a	Schultergürtel ap / lat incl. Spezialaufnahmen							
	2aiv1ai	Stehend /sitzend	50	75	0,67	432	82	115	0,66
	2aiv1aii	Liegend	50	75	0,67	432	82	115	0,66
	2aiv1b	Schultergürtel transthorakal	50	75	0,67	432	82	115	0,66
	2aiv1c	Oberarm ap / lat							
	2aiv1ci	Stehend / Sitzend	50	60	0,50	432	35	100	0,01
	2aiv1cii	Liegend	50	60	0,50	432	35	115	0,01
	2aiv1d	Ellenbogen	50	60	0,50	432	35	100	0,01

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{tmax} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2aiv1e	Hüfte ap							
	2aiv1ei	Stehend	50	80	0,63	432	88	115	6,76
	2aiv1eii	Liegend	50	80	0,63	432	88	115	6,76
	2aiv1f	Hüfte axial							
	2aiv1fi	Liegend	50	80	0,63	432	88	115	6,76
	2aiv1g	Hüfte nach Lauenstein	50	80	0,63	1600	88	115	6,76
	2aiv1h	Oberschenkel + Hüfte ap							
	2aiv1hi	Stehend	50	80	0,63	1600	88	115	6,76
	2aiv1hii	Liegend	50	80	0,63	1600	88	115	6,76
	2aiv1i	Oberschenkel + Hüfte seitlich							
	2aiv1ii	Stehend	50	80	0,63	1600	88	115	6,76
	2aiv1iii	Liegend	50	80	0,63	1600	88	115	6,76
	2aiv1j	Oberschenkel distal							
	2aiv1ji	Sitzend / stehend	50	80	0,63	432	88	115	6,76
	2aiv1jii	Liegend	50	80	0,63	432	88	115	6,76
	2aiv1k	Becken-Bein-Ganzaufnahme	50	90	0,56	1600	102	150	60,00
	2aiv1l	Knie							
	2aiv1li	Sitzend / stehend	50	75	0,40	432	49	115	0,40
	2aiv1lii	Liegend	50	75	0,40	432	49	115	0,40
	2aiv2	Distale Extremitäten							
	2aiv2a	Unterarm	50	60	0,50	432	35	100	0,01
	2aiv2b	Handgelenk / Hand / Finger	50	60	0,50	432	35	100	0,01
	2aiv2c	Handgelenk / Finger gehalten	50	60	0,50	432	35	100	0,01
	2aiv2d	Unterschenkel	50	60	0,50	432	35	100	0,01
	2aiv2e	Calcaneus axial	50	60	0,50	432	35	100	0,01
	2aiv2f	Fußgelenke / Fuß / Zehen	50	60	0,50	432	35	100	0,01
	2aiv2g	OSG gehalten	50	60	0,50	432	35	100	0,01
	2av	Polytrauma							
	2av1	Schädel ap	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2av2	Schädel seitlich	50	85	0,35	432	57	115	7,27
	2av3	Thorax ap	50	117	0,26	1600	70	120	94,12
	2av4	Becken ap	50	110	0,27	1600	75	120	86,75
	2av5	HWS ap	50	85	0,59	800	95	120	12,12
	2av6	HWS seitlich	50	85	0,59	800	95	120	12,12

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{tmax} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2av7	BWS ap	50	85	0,59	800	95	120	12,12
	2av8	BWS seitlich	50	85	0,59	800	95	120	12,12
	2av9	LWS ap	50	85	0,59	800	95	120	12,12
	2av10	LWS seitlich	50	85	0,59	800	95	120	12,12
	2av11	Proximale Extremität	50	75	0,67	432	82	120	0,66
	2av12	Distale Extremität	50	60	0,83	432	59	120	0,02
	2b	Durchleuchtung							
	2bi	Kopf / Hals							
	2bi1	DL Schädel (z.B. Fisteldarstellung)	50	90	0,56	850	102	50	1,50
	2bi2	Myelographie cervical	50	90	0,56	850	102	50	1,50
	2bi3	Angiographie							
	2bi3a	Kopf-Hals-Angio (incl. ggf. Orientierung in Thorax und Leiste) über Zugang in der Leiste	80	90	0,89	850	163	50	2,40
	2bi3b	Kopf-Hals-Angio (incl. ggf. Orientierung in Thorax und Leiste) über Zugang am Arm	80	90	0,89	850	163	50	2,40
	2bi3c	Coiling	80	90	0,89	850	163	50	2,40
	2bi4	Neurochirurgische Interventionen							
	2bi4a	DL bei Hypophysen-OP	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi4b	DL bei Behandlung Trigemini Neuralgie	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi4c	DL bei Shuntkontrolle bzw. Justage	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi4d	DL bei Versteifung HWS	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi4e	DL bei Höhenkontrolle der HWS-Bandscheiben	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi4f	DL bei Funktionsaufnahmen der HWS	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi4g	Vertebroplastie / Kyphoplastie der HWS	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi4h	DL bei Dens-OP	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{max} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2bi5	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik							
	2bi5a	DL HWS in zwei Ebenen	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi5b	DL HWS als Dyna-CT	6	140	0,04	850	18,5	50	0,67
	2bi5c	DL HWS Reclination	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bi5d	DL HWS Reposition und Fixation in zwei Ebenen (im Wesentlichen "Dens")	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2ii	Thorax / Abdomen / Becken							
	2ii1	Portanlage / -kontrolle	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2ii2	Schrittmacheranlage	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2ii3	Defibrillatoranlage	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2ii4	Punktion des Thorax unter DL	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2ii5	DL Thorax (z.B. Bronchoskopie)	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2ii6	DL Abdomen (z.B. Fisteldarstellung)	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii7	DL Magen							
	2ii7a	DL Magen liegend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii7b	DL Magen stehend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii8	DL Dünndarm							
	2ii8a	DL Dünndarm liegend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii8b	DL Dünndarm stehend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii9	DL Dickdarm Doppelkontrast							
	2ii9a	DL Dickdarm Doppelkontrast liegend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii9b	DL Dickdarm Doppelkontrast stehend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii10	DL Peritrost-Einlauf							
	2ii10a	DL Peritrost-Einlauf liegend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii10b	DL Peritrost-Einlauf stehend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii11	DL Oesophagus-Breischluck							
	2ii11a	DL Oesophagus-Breischluck liegend	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii11b	DL Oesophagus-Breischluck stehend	50	110	0,45	850	124	50	3,61

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{tmax} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2ii12	Defäkographie	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii13	DL Galle	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii14	Myelographie thorakal	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii15	Myelographie lumbal	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2ii16	Angiographie							
	2ii16a	Angiographie thorakaler Gefäße über Zugang an der Leiste	80	100	0,80	850	179	50	4,66
	2ii16b	Angiographie thorakaler Gefäße über Zugang am Arm	80	100	0,80	850	179	50	4,66
	2ii16c	Angiographie abdomineller Gefäße über Zugang an dder Leiste	80	100	0,80	850	179	50	4,66
	2ii16d	Angiographie abdomineller Gefäße über Zugang am Arm	80	100	0,80	850	179	50	4,66
	2ii16e	TIPSS	80	100	0,80	850	179	50	4,66
	2ii16f	Arm-Angiographie über Zugang an der Leiste	80	80	0,60	850	84	80	0,16
	2ii16g	Arm-Angiographie über Zugang am Arm	80	80	0,60	850	84	80	0,16
	2ii16h	Becken-Bein-Angiographie über Zugang an der Leiste	80	80	0,60	850	84	80	0,16
	2ii16i	Becken-Bein-Angiographie über Zugang am Arm	80	80	0,60	850	84	80	0,16
	2ii16j	Bein-Angiographie über Zugang über die Arteria Poplitea	80	80	0,60	850	84	80	0,16
	2ii16k	Vertebroplastie / Kyphoplastie der BWS	6	110	0,05	850	14,9	80	0,43
	2ii16l	Vertebroplastie / Kyphoplastie der LWS	6	110	0,05	850	14,9	80	0,43

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{max} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2bii17	Gefäßchirurgie							
	2bii17a	Endoprothesen Thorax	50	100	0,50	850	112	80	2,91
	2bii17b	Endoprothesen Thorako- Abdominell	50	100	0,50	850	112	80	2,91
	2bii17c	Endoprothesen Abdomen	50	100	0,50	850	112	80	2,91
	2bii17d	Endoprothesen Becken	50	100	0,50	850	112	80	2,91
	2bii17e	Anlage von Katheter- interstitiellen Herzklappen transfemoral	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2bii17f	Transapikale Herzklappen	50	110	0,45	850	124	50	3,61
	2bii17g	peripherer Bypass (Bein)	50	80	0,38	850	53	80	0,10
	2bii17h	Angio Schulter / Arm, Schrittmacher, Port	50	80	0,38	850	53	80	0,10
	2bii18	Herzkatheterlabor							
	2bii18a	Rechtsherzkatheter mit Zugang femoral	80	110	0,73	850	199	50	5,78
	2bii18b	Rechtsherzkatheter mit Zugang brachial	80	110	0,73	850	199	50	5,78
	2bii18c	Linksherzkatheter mit Zugang femoral	80	110	0,73	850	199	50	5,78
	2bii18d	Linksherzkatheter mit Zugang brachial	80	110	0,73	850	199	50	5,78
	2bii18e	Schrittmacheranlage	80	110	0,73	850	199	50	5,78
	2bii18f	3Kammer-Schrittmacher	80	110	0,73	850	199	50	5,78
	2bii18g	Reanimation	80	110	0,73	850	199	50	5,78
	2bii19	Gastroenterologische DL							
	2bii19a	ERCP	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii19b	PTCD	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii19c	Bugierung	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii19d	Bronchoskopie	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii19e	Oesophagus-Stent	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii19f	Koloskopie	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii19g	Chemoembolisation / SIRT	50	100	0,50	850	112	50	2,91

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{max} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2bii20	Neurochirurgische Interventionen							
	2bii20a	DL bei Versteifung BWS	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii20b	DL bei Höhenkontrolle der BWS-Bandscheiben	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii20c	Vertebroplastie / Kyphoplastie der BWS	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii20d	DL bei Versteifung LWS	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii20e	DL bei Höhenkontrolle der LWS-Bandscheiben	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii20f	Vertebroplastie / Kyphoplastie der LWS	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii20g	Facettengelenksblockade unter DL	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii21	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik							
	2bii21a	BWS Reposition und Fixation	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii21b	LWS Reposition und Fixation	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii21c	Thoraxwandstabilisierung	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii21d	DL Becken ap / seitlich / Inlet-Outlet	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii21e	DL Hüftgelenk	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii22	Urologie							
	2bii22a	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Niere oder des oberen Harntraktes (liegend)	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii22b	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Niere oder des oberen Harntraktes (stehend)	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii22c	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Harnblase (liegend)	50	100	0,50	850	112	50	2,91

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{tmax} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2bii22d	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Harnröhre (liegend)	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii22e	Uretrorenoskopie liegend	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii22f	Miktionszystourogramm	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2bii22g	Perkutane Lithopalaxie in Halbseitenlage	50	100	0,50	850	112	50	2,91
	2biii	Extremitäten							
	2biii1	DL proximale Extremität	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2biii1a	Schulter	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2biii1b	Oberarm	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2biii1c	Ellenbogen	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2biii2	DL distale Extremität							
	2biii2a	Unterarm / Hand / Finger dist. Oberschenkel / Knie /	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2biii2b	Unterschenkel / Fuß	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2biii3	Angiographie							
	2biii3a	Arm Feinnadeluntersuchung / Shunt-PTA	80	75	1,07	850	131	50	0,03
	2biii3b	Phlebographie Arm über femoralen Zugang	80	100	0,80	850	179	50	4,66
	2biii3c	Phlebographie Arm über Zugang am Arm	80	75	1,07	850	131	50	0,03
	2biii3d	Phlebographie Bein	80	100	0,80	850	179	50	4,66
	2biii4	Gefäßchirurgie							
	2bii4a	Endoprothese Extremität	50	100	0,50	850	112	80	2,91
	2bii5	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik							
	2bii5a	Osteosynthese ap	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	6	110	0,05	850	14,9	50	0,43

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{max} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
	2c	CT							
	2ci	Schädel							
	2ci1	Schädel-CT diagnostisch incl. Gesichtsschädel	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ci2	NNH low dose	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii	Hals / WS	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii1	HWS diagnostisch	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii2	HWS Bandscheibe	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii3	Hals Weichteile	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii4	BWS	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii5	BWS Bandscheibe	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii6	LWS	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii7	LWS Bandscheibe	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii8	Becken knöchern	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii9	LWS / HWS – Facettengelenksblockade	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii10	LWS Knochendichtemessung	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2cii11	Vertebroplastie	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii	Thorax / Abdomen / Becken							
	2ciii1	Thorax-CT diagnostisch normal	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii2	Thorax-CT diagnostisch low dose	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii3	Thorax CT interventionell	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii4	Kardio-CT	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii5	Abdomen diagnostisch normal	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii6	Abdomen diagnostisch low dose	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii7	Abdomen interventionell	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii8	Becken normal	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2ciii9	Becken low dose	30	120	0,25	500	81	50	2,57

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P_{\max} / kW	$U_{\max/\text{klin}}$ / kV	$I_{\max/\text{klin}}$ / A	Bildformat _{t_{max}} / cm ²	$DL_{\max/\text{klin}}$ (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL_{Leck} (1m) / mGy/h
	2civ	Extremitäten							
	2civ1	CT proximaler Extremitätenteile	30	120	0,25	500	81	50	2,57
	2civ2	CT distaler Extremitätenteile	30	120	0,25	500	81	50	2,57
Knochen-dichtemessungen	2d	Knochendichtemessung mittels DXA							
	2di	Ohne Bildgebung	0,1	140	0,00	5	0,3	50	0,01
	2dii	Mit Bildgebung	0,1	140	0,00	5	0,3	50	0,01

B.2. Veterinärmedizin

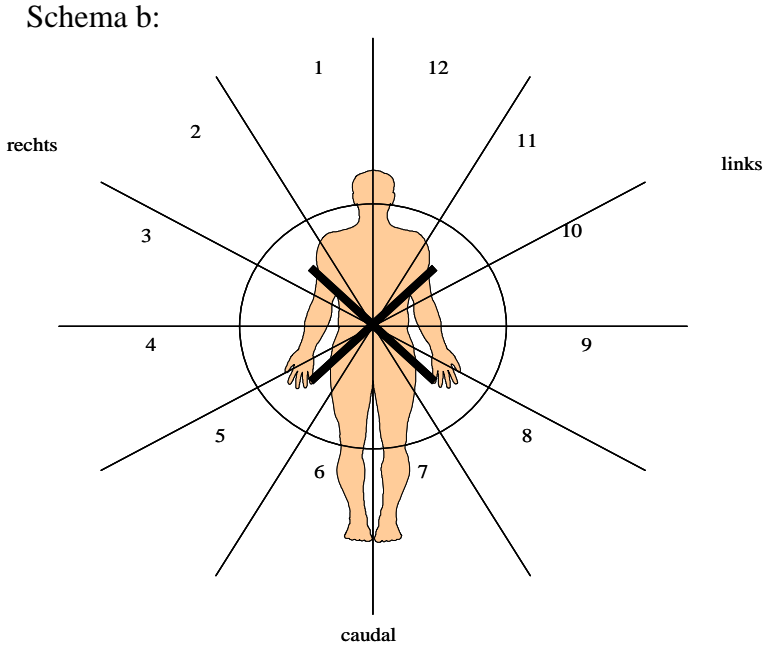
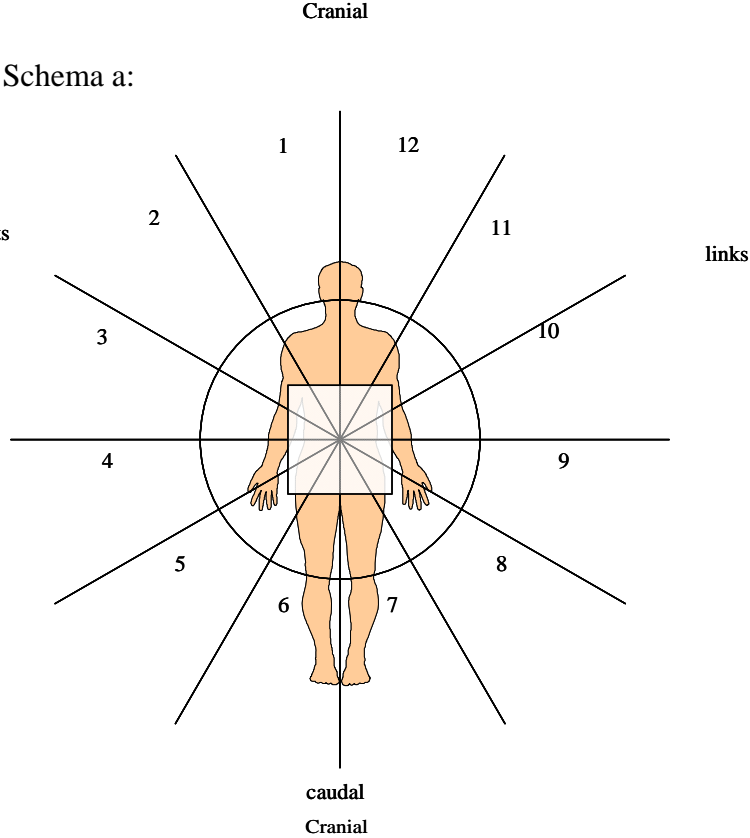
Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P_{\max} / kW	$U_{\max/\text{klin}}$ / kV	$I_{\max/\text{klin}}$ / A	Bildformat t_{\max} / cm ²	$DL_{\max/\text{klin}}$ (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL_{Leck} (1m) / mGy/h
Kleintiere	1a	Hunde							
	1ai	Thorax lat	35	77	0,45	1505	56	75	0,01
	1aaii	Thorax ap	35	85	0,41	1505	67	75	0,21
	1aaiii	Abdomen lat	35	91	0,38	1505	71	75	1,05
	1aaiiv	Becken	35	81	0,43	1200	61	75	0,12
	1aav	Kopf	35	66	0,53	1200	46	75	0,00
	1avii	HWS	35	70	0,50	1200	52	75	0,01
	1aviii	BWS	35	81	0,43	1200	61	75	0,12
	1aviiii	LWS	35	81	0,43	1200	61	75	0,12
	1aix	Schulter lat	35	63	0,56	1200	39	75	0,00
	1ax	Humerus lat	35	60	0,58	1200	41	75	0,00
	1axi	Ellenbogen lat	35	55	0,64	432	27	75	0,00
	1axii	Radius/Ulna lat	35	52	0,67	1200	29	75	0,00
	1axiii	Karpus lat	35	57	0,61	432	27	75	0,00
	1axiv	Femur lat	35	66	0,53	1200	46	75	0,00
	1av	Knie lat	35	55	0,64	432	27	75	0,00
	1avi	Tarsus lat	35	52	0,67	432	29	75	0,00
	1b	Katzen							
	1bi	Abdomen	35	60	0,58	1200	41	75	0,00
	1bii	Becken	35	55	0,64	432	27	75	0,00
	1biii	Thorax	35	55	0,64	1200	27	75	0,00
	1biv	Übersicht	35	60	0,58	1200	41	75	0,00

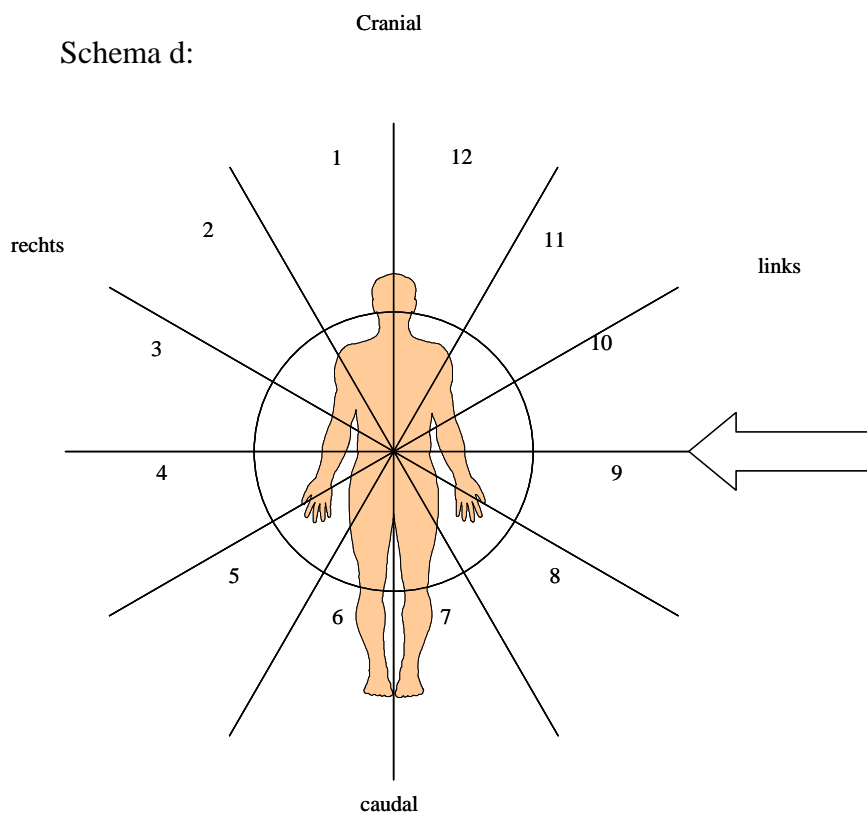
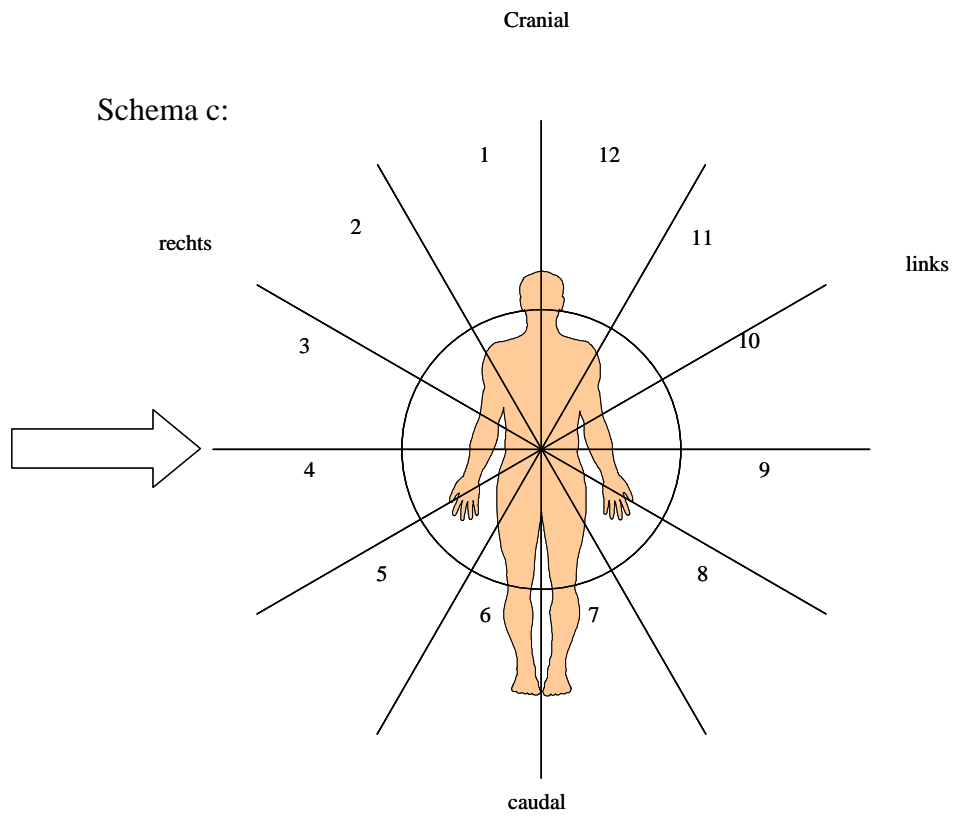
Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P _{max} / kW	U _{max/klin} / kV	I _{max / klin} / A	Bildformat _{max} / cm ²	DL _{max/klin} (1m) / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	DL _{Leck} (1m) / mGy/h
Pferde	2a	Zehen							
	2ai	Zehe_0°vorn	80	63	1,10	720	77	75	0,00
	2aii	Zehe_90°vorn	80	63	1,10	720	77	75	0,00
	2aiii	Zehe_0°hinten	80	63	1,10	720	77	75	0,00
	2aiv	Zehe_90°hinten	80	63	1,10	720	77	75	0,00
	2b	Gleichbein / Griffelbein							
	2bi	Gleichbein_45°_315°vorn	80	57	1,10	720	48	75	0,00
	2bii	Griffelbein_45°_315°vorn	80	57	1,10	720	48	75	0,00
	2biii	Gleichbein_45°_315°hinten	80	63	1,10	720	77	75	0,00
	2c	Oxspring vorn	80	85	0,94	720	152	75	0,48
	2d	Strahlbein tang. vorn	80	81	0,99	720	139	75	0,27
	2e	Carpus							
	2ei	Carpus 0°	80	73	1,10	720	114	75	0,01
	2eii	Carpus 90°	80	73	1,10	720	114	75	0,01
	2f	Ulna 90°	80	60	1,10	720	77	75	0,00
	2g	Schulter auch Skyline	80	109	0,73	720	164	75	4,66
	2h	Tarsus							
	2hi	Tarsus 0°	80	73	1,10	720	114	75	0,01
	2hii	Tarsus 45°	80	73	1,10	720	114	75	0,01
	2hiii	Tarsus 90°	80	73	1,10	720	114	75	0,01
	2hiv	Tarsus 135°	80	73	1,10	720	114	75	0,01
	2i	Knie							
	2ii	Knie 180°	80	125	0,64	720	225	75	7,38
	2iii	Knie 90°	80	125	0,64	720	225	75	7,38
	2j	Becken Standard / Hüfte	80	150	0,53	1200	265	75	10,00
	2k	Kopf / Zähne							
	2ki	Kopf 0°	80	77	1,04	1200	127	75	0,03
	2kii	Kopf 90°	80	70	1,10	1200	115	75	0,01
	2kiii	Kopf 45°	80	70	1,10	1200	115	75	0,01
	2kiv	Schneidezähne ap	80	66	1,10	1200	96	75	0,01

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P_{\max} / kW	$U_{\max/\text{klin}}$ / kV	$I_{\max/\text{klin}}$ / A	Bildformat t_{\max} / cm ²	$DL_{\max/\text{klin}}(1\text{m})$ / Gy/h	Abstand Fokus - Streukörper / cm	$DL_{\text{Leck}}(1\text{m})$ / mGy/h
	2l	Wirbelsäule							
	2li	HWS 1	80	90	0,89	1200	163	75	2,40
	2lii	HWS 2	80	96	0,83	1200	170	75	2,91
	2liii	HWS 3	80	102	0,78	1200	175	75	4,66
	2liv	Rücken 1	80	40	1,10	1200	21	75	0,00
	2lv	Rücken 2	80	48	1,10	1200	21	75	0,00
	2lvi	Rücken 3	80	60	1,10	1200	77	75	0,00
	2m	Hals weich	80	117	0,68	1200	187	75	5,78
	2n	Abdomen Fohlen	80	117	0,68	1200	187	75	5,78
	2o	Thorax							
	2oi	Thorax cranioventral	80	125	0,64	1200	225	75	7,38
	2oii	Thorax caudodorsal	80	125	0,64	1200	225	75	7,38

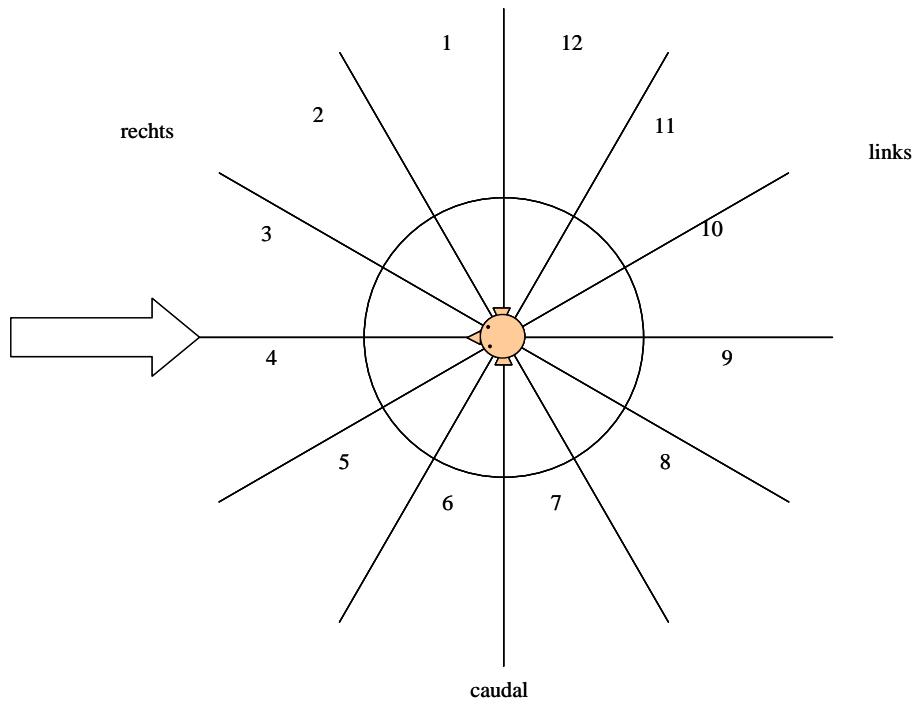
Anlage C. Schemata zur Dokumentation der Position von Personen bei klinischen Tätigkeiten

C.1. Humanmedizin

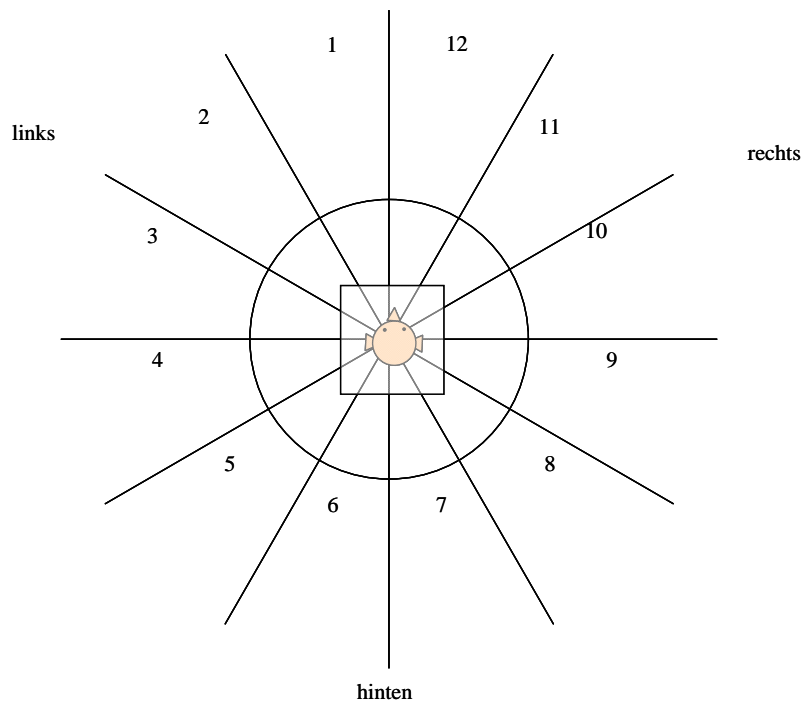




Schema e:
Cranial

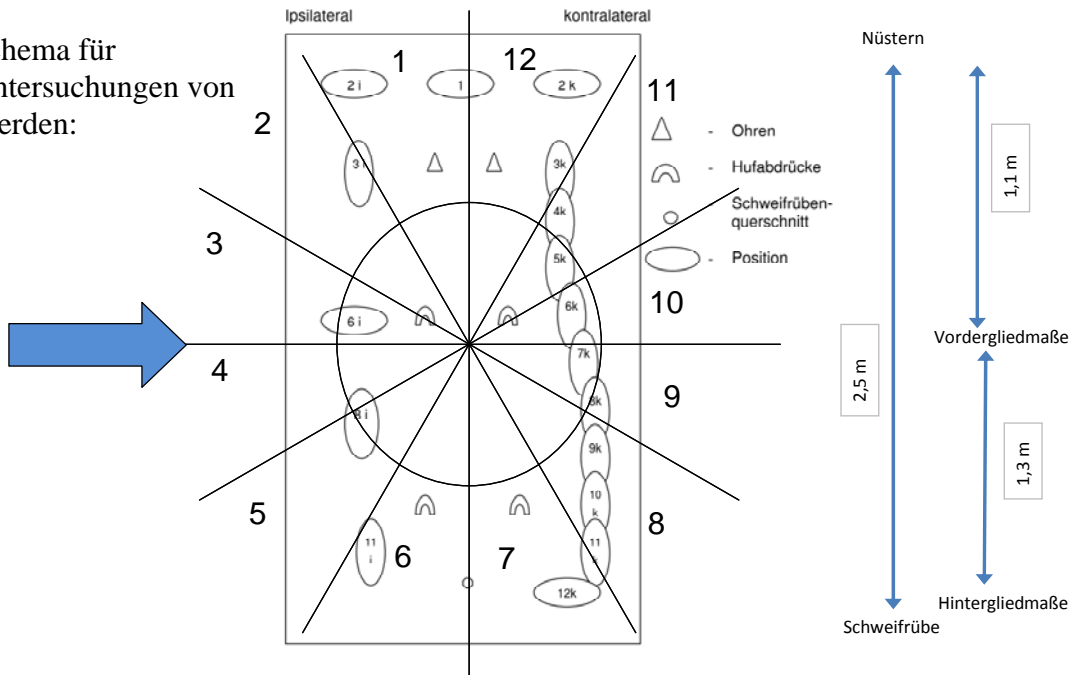


Schema f:
vorne

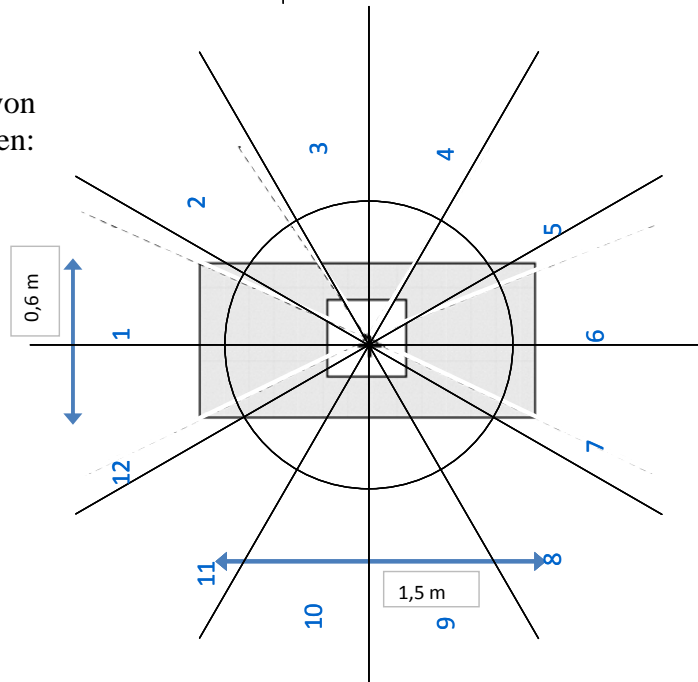


C.2. Veterinärmedizin

Schema für Untersuchungen von Pferden:



Schema für Untersuchungen von Hunden und Katzen:



Anlage D. Aufenthaltsorte von Personen bei klinischen Tätigkeiten

D.1. Humanmedizin

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
Zahnmedizin	1a	Intraorale Aufnahmen									
	1ai	Einzelzahnaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	4-9	6	0,5	0,3	30
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1	1,5	165
	1aii	Bissflügelaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	4-9	6	0,5	0,3	30
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1	1,5	165
	1aiii	Aufbissaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	4-9	6	0,5	0,3	30
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1	1,5	165
	1b	OPG-Aufnahmen									
	1bi	Panoramaschichtaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	5-6	6	0,25	0,3	165
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1,5	1,5	165
	1bii	Schädel-Fernaufnahmen	e	1	H	haltend tätig	2-3	2	2	0,3	120
				2	H	beruhigend tätig	1-2	2	1	1,5	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1	1,5	165
	1c	DVT-Aufnahmen									
	1ci	Dentales DVT	e	1	H	haltend tätig	5-6	6	0,25	0,3	165
				2	H	beruhigend tätig	2; 11	11	1	1,3	165
				3	A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2;11-12	11	1,5	1,5	165

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
Humanmedizin / konv. Röntgen	2ai	Schädel									
	2ai1	Schädel gesamt									
	2ai1a	Stehend / sitzend	e		1 H	haltend tätig	3	3	1,5	0,3	120
					2 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2ai1b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150
	2ai2	NNH / Gesichtsschädel									
	2ai2b	Stehend / sitzend	e		1 H	haltend tätig	3	3	1,5	0,3	120
					2 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2ai2c	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150
	2ai3	Sonstige Spezialaufnahmen									
	2ai3a	Stehend / sitzend	e		1 H	haltend tätig	3	3	1,5	0,3	120
					2 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2ai3b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	150
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150
	2aii	Hals / WS									
	2aii1	HWS									
	2aii1a	Stehend / sitzend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii1b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	1,5	2	120
				2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120	
				3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150	
				4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150	
2aii2	Hals Weichteile										
2aii2a	Stehend / sitzend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165	
				2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165	
2aii2b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	1,5	2	120	
				2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120	
				3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	1,5	0,3	150	
				4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150	

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2aii3	BWS ap									
	2aii3a	Stehend / sitzend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1	2	165
	2aii3b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150
	2aii4	BWS seitlich									
	2aii4a	Stehend / sitzend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii4b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig	5	5	1,5	0,5	150
					4 H	haltend tätig	2	2	1,5	0,5	150
	2aii5	BLU ap									
	2aii5a	Stehend / sitzend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii5b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150
	2aii6	BLU seitlich									
	2aii6a	Stehend / sitzend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii6b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig	5	5	1,5	0,5	150
					4 H	haltend tätig	2	2	1,5	0,5	150
	2aii7	LWS ap									
	2aii7a	Stehend / sitzend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii7b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150
	2aii8	LWS seitlich / incl. Spezialaufnahmen									
	2aii8a	Stehend / sitzend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii8b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig	2	2	1,5	0,5	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2aii9	WS-Ganzaufnahme									
	2aii9a	WS-Ganzaufnahme ap	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii9b	WS-Ganzaufnahme seitlich	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii10	Becken / Sacrum ap									
	2aii10a	Stehend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii10b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150
	2aii11	Sacrum seitlich									
	2aii11a	Stehend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aii11b	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig	2	2	1,5	0,5	150
	2aii12	Becken Spezialaufnahmen									
	2aii12a	Ala / Obturator	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	150
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	150
	2aii12b	Inlet / Outlet	a		1 A	Durchführung auf Station	4-6	5	2	2	120
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-6	3	1,5	2	120
					3 H	haltend tätig bei Kind ap	1-2	1	0,5	0,3	165
					4 H	haltend tätig bei Kind lat	4-6	5	0,5	0,3	165
	2aiii	Thorax / Abdomen / Becken Weichteile									
	2aiii1	Thorax ap									
	2aiii1a	Stehend /sitzend	e		1 H	haltend tätig	1-2	1	1,5	0,3	120
					2 H	beruhigend tätig	1-2	1	1,5	2	165
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1	1	1,5	2	165
					4 A	Durchführung am Spezialaufnahmeggerät direkt hinter Pb-Wand	1	1	1,5	0,5	180
	2aiii1b	Liegend	a		1 H	beruhigend tätig	4-5	5	1,5	2	120
					2 H	Kind haltend	1	1	0,5	0,5	150
					3 H	Kind haltend	6	6	0,5	0,5	150
					4 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	120
					4 A	Durchführung auf Station	4-5	5	2	2	120
	2aiii2	Thorax seitlich									
	2aiii2a	Stehend /sitzend	e		1 H	Hände / Arme haltend	3	3	1,5	0,5	90
					2 H	beruhigend tätig	1	1	1,5	2	120
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	165
	2aiii2b	Liegend	a		1 H	Kind haltend	1	1	0,5	0,5	150
					2 H	Kind haltend	6	6	0,5	0,5	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2aiii12	Nierenaufnahme im Zusammenhang mit Abflussdiagnostik	a		1 H	beruhigend tätig	4-5	5	1,5	2	120
					2 H	Kind haltend	1	1	0,5	0,5	150
					3 H	Kind haltend	6	6	0,5	0,5	150
					4 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	120
					5 A	Durchführung auf Station	4-5	5	2	2	120
	2aiii13	Blasenaufnahme	a		1 H	beruhigend tätig	4-5	5	1,5	2	120
					2 H	Kind haltend	1	1	0,5	0,5	150
					3 H	Kind haltend	6	6	0,5	0,5	150
					4 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	120
					5 A	Durchführung auf Station	4-5	5	2	2	120
	2aiii14	Gallenaufnahme	a		1 H	beruhigend tätig	4-5	5	1,5	2	120
					2 H	Kind haltend	1	1	0,5	0,5	150
					3 H	Kind haltend	6	6	0,5	0,5	150
					4 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	120
					5 A	Durchführung auf Station	4-5	5	2	2	120
	2aiv	Extremitäten									
	2aiv1	Proximale Extremitäten									
	2aiv1a	Schultergürtel ap / lat incl. Spezialaufnahmen									
	2aiv1ai	Stehend /sitzend	e		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	2-3	2	1,5	0,3	150
	2aiv1aii	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-5	4	2	2	120
					2 H	beruhigend tätig	4-5	4	1,5	2	120
	2aiv1b	Schultergürtel transthorakal	e		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	2-3	2	1,5	0,3	90
	2aiv1c	Oberarm ap / lat									
	2aiv1ci	Stehend / Sitzend	e		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	2-3	2	1,5	0,3	150
	2aiv1cii	Liegend	a		1 A	Durchführung auf Station	4-5	4	1,5	2	120
					2 H	beruhigend tätig	4-5	4	1,5	2	120
	2aiv1d	Ellenbogen	e		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	2-3	2	1,5	0,3	150
	2aiv1e	Hüfte ap									
	2aiv1ei	Stehend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aiv1eii	Liegend	a		1 H	haltend tätig	5	5	0,3	0,3	150
					2 H	beruhigend tätig	1/12	1	2	2	150
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	2	2	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2aiv1f	Hüfte axial									
	2aiv1fi	Liegend	g		1 H	beruhigend tätig	4	4	1,5	1,5	120
					2 A	Aufnahme	2	2	1,5	1,5	120
					3 H	Kassette haltend	11	11	0,75	0	0
					4 H	Bein haltend	4	4	0,3	0,3	120
	2aiv1g	Hüfte nach Lauenstein	a		1 H	haltend tätig	5	5	0,3	0,3	150
					2 H	beruhigend tätig	1/12	1	2	2	150
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	2	2	150
	2aiv1h	Oberschenkel + Hüfte ap									
	2aiv1hi	Stehend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aiv1hii	Liegend	a		1 H	haltend tätig	5	5	0,3	0,3	150
					2 H	beruhigend tätig	1/12	1	2	2	150
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	2	2	150
	2aiv1i	Oberschenkel + Hüfte seitlich									
	2aiv1ii	Stehend	e		1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aiv1iii	Liegend	a		1 H	haltend tätig	5	5	0,3	0,3	150
					2 H	beruhigend tätig	1/12	1	2	2	150
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	2	2	150
	2aiv1j	Oberschenkel distal									
	2aiv1ji	Sitzend / stehend	e		1 H	haltend tätig	3	3	1,5	0,5	120
					2 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	150
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aiv1jii	Liegend	a		1 H	haltend tätig	6	6	0,5	0,5	150
					2 H	beruhigend tätig	1/12	1	2	2	120
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	2	2	120
	2aiv1k	Becken-Bein-Ganzaufnahme			1 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	165
					2 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	165
	2aiv1l	Knie									
	2aiv1li	Sitzend / stehend	e		1 H	haltend tätig	3	3	1,5	0,5	120
					2 H	beruhigend tätig	2	2	1,5	2	120
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	1-2	2	1,5	2	120
	2aiv1lii	Liegend	a		1 H	haltend tätig	6	6	0,5	0,5	120
					2 H	beruhigend tätig	1/12	1	2	2	120
					3 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	2	2	120
	2aiv2	Distale Extremitäten									
	2aiv2a	Unterarm	e		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	2-3	2	1,5	0,3	150
	2aiv2b	Handgelenk / Hand / Finger	e		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	120
					2 H	beruhigend tätig	2-3	2	1,5	0,3	120
	2aiv2c	Handgelenk / Finger gehalten	e		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	2-3	2	1,5	0,3	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2aiv2d	Unterschenkel	e		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	2	2	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	2-3	2	1,5	0,3	150
	2aiv2e	Calcaneus axial	f		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	5	5	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	7	7	1,5	0,3	150
	2aiv2f	Fußgelenke / Fuß / Zehen	f		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	5	5	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	7	7	1,5	0,3	150
	2aiv2g	OSG gehalten	f		1 A	Durchführung am Aufnahmeplatz	5	5	1,5	2	165
					2 H	beruhigend tätig	7	7	1,5	0,3	150
	2av	Polytrauma									
	2av1	Schädel ap	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	120
					2 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av2	Schädel seitlich	d		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	165
					2 H	Kassette haltend / schlechte Technik, sollte über Tischhalterung oder über Aufnahme am Rasterwandstativ erfolgen	1-2	1	1,5	0,3	0
					3 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av3	Thorax ap	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	120
					2 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av4	Becken ap	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	120
					2 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av5	HWS ap	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	120
					2 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av6	HWS seitlich	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	165
					2 H	Kassette haltend / schlechte Technik, sollte über Tischhalterung oder über Aufnahme am Rasterwandstativ erfolgen	1-2	1	1,5	0,3	0
					3 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av7	BWS ap	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	120
					2 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2av8	BWS seitlich	e		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	165
					2 H	Kassette haltend / schlechte Technik, sollte über Tischhalterung oder über Aufnahme am Rasterwandstativ erfolgen	1-2	1	1,5	0,3	0
					3 H	Hände zur Stabilisierung halten	2-3	2	1	0,5	150
					4 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av9	LWS ap	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	120
					2 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av10	LWS seitlich	e		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	165
					2 H	Kassette haltend / schlechte Technik, sollte über Tischhalterung oder über Aufnahme am Rasterwandstativ erfolgen	1-2	1	1,5	0,3	0
					3 H	Hände zur Stabilisierung halten	2-3	2	1	0,5	150
					4 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av11	Proximale Extremität	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	120
					2 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av12	Distale Extremität	a		1 A	Durchführung	4-6	5	1	2	120
					2 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150
	2av12	Distale Extremität	e		3 A	Durchführung	4-6	5	1	2	165
					4 H	Kassette haltend / schlechte Technik, sollte über Tischhalterung oder über Aufnahme am Rasterwandstativ erfolgen	1-2	1	1,5	0,3	0
					5 sonstige	weiteres Personal ärztlich und pflegerisch	1-12	5	1	0,3	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2bi4f	DL bei Funktionsaufnahmen der HWS	b		1 U	Operateur muss manchmal den Kopf aktiv bewegen	1 / 12	1	0,5	0,5	30
					2 M	Radiologe	3-4	3	2	2	60
					3 A	Assistenz des Operateurs	3-4	3	2	2	60
	2bi4g	Vertebroplastie / Kyphoplastie der HWS	c		1 U	Operateur	11	11	0,15	0,3	30
					2 M	Assistenz des Operateurs	12	12	0,15	0,3	60
					3 A	helfende Schwester	11	11	0,5	0,5	30
					4 A	Springer	1-12	5	2	2	165
					5 Anä	Anästhesie	6-7	6	2	2	90
	2bi4h	DL bei Dens-OP	b/c		1 U	Operateur	2	2	0,5	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	1 / 12	1	0,5	0,5	120
					3 A	helfende Schwester	12	12	0,5	0,5	120
					4 A	Springer	1-12	1	2	2	165
					5 Anä	Anästhesie	6-7	6	2	2	120
	2bi5	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik									
	2bi5a	DL HWS in zwei Ebenen	d		1 U	Operateur	3-4	4	0,5	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	5	5	1	1	120
					3 A	helfende Schwester	4	4	1,5	1,5	150
					4 A	Springer	6-7	6	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1	1	90
	2bi5b	DL HWS als Dyna-CT	a-d		1 A	helfende Schwester	8	8	2	2	120
	2bi5c	DL HWS Reclination	d		1 U	Operateur	3-4	4	0,5	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	5	5	1	1	120
					3 A	helfende Schwester	4	4	1,5	1,5	150
					4 A	Springer	6-7	6	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1	1	90
	2bi5d	DL HWS Reposition und Fixation in zwei Ebenen (im Wesentlichen "Dens")	d		1 U	Operateur	3-4	4	0,5	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	5	5	1	1	120
					3 A	helfende Schwester	4	4	1,5	1,5	150
					4 A	Springer	6-7	6	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1	1	90
	2ii1	Portanlage / -kontrolle	b		1 U	Operateur	1/12	1	0,75	0,5	60
					2 A	helfende Schwester	3-4	3	0,75	0,75	60
					3 A	Springer	2-3	2	2	2	60
	2ii2	Schrittmacheranlage	b		1 U	Operateur	1/12	1	0,75	0,5	60
					2 A	helfende Schwester	3-4	3	0,75	0,75	60
					3 A	Springer	2-3	2	2	2	60
	2ii3	Defibrillatoranlage	b		1 U	Operateur	1/12	1	0,75	0,5	60
					2 A	helfende Schwester	3-4	3	0,75	0,75	60
					3 A	Springer	2-3	2	2	2	60

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Hauptsegment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2ii4	Punktion des Thorax unter DL	b	1 U	U	handelnder Arzt	3-4	3	0,5	0,35	30
				2 A	A	MTRA	3-4	4	0,5	0,5	60
	2ii5	DL Thorax (z.B. Bronchoskopie)	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	3-4	3	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	8-10	8	0,75	0,75	120
	2ii6	DL Abdomen (z.B. Fisteldarstellung)	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	3-4	3	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	8-10	8	0,75	0,75	120
	2ii7	DL Magen									
	2ii7a	DL Magen liegend	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	5	5	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	5	5	1,5	1,5	150
	2ii7b	DL Magen stehend	e	1 U	U	handelnder Arzt	2	2	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	2	2	1,5	1,5	150
	2ii8	DL Dünndarm									
	2ii8a	DL Dünndarm liegend	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	5	5	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	5	5	1,5	1,5	150
	2ii8b	DL Dünndarm stehend	e	1 U	U	handelnder Arzt	2	2	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	2	2	1,5	1,5	150
	2ii9	DL Dickdarm Doppelkontrast									
	2ii9a	DL Dickdarm Doppelkontrast liegend	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	5	5	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	5	5	1,5	1,5	150
	2ii9b	DL Dickdarm Doppelkontrast stehend	e	1 U	U	handelnder Arzt	2	2	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	2	2	1,5	1,5	150
	2ii10	DL Peritrost-Einlauf									
	2ii10a	DL Peritrost-Einlauf liegend	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	5	5	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	5	5	1,5	1,5	150
	2ii10b	DL Peritrost-Einlauf stehend	e	1 U	U	handelnder Arzt	2	2	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	2	2	1,5	1,5	150
	2ii11	DL Oesophagus-Breischluck									
	2ii11a	DL Oesophagus-Breischluck liegend	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	5	5	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	5	5	1,5	1,5	150
	2ii11b	DL Oesophagus-Breischluck stehend	e	1 U	U	handelnder Arzt	2	2	0,5	0,5	150
				2 A	A	MTRA	2	2	1,5	1,5	150
	2ii12	Defäkographie	e	1 U	U	handelnder Arzt	2	2	2	2	150
	2ii13	DL Galle	b	1 U	U	Gastroenterologe	3	3	1	0,6	30
				2 M	M	Assistenz des Operateurs	5	5	1,5	1,5	60
				3 A	A	helfende Schwester	3	3	1,5	1,2	60
	2ii14	Myelographie thorakal	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	5	5	1	1	150
				2 A	A	MTRA	5	5	2	2	150
	2ii15	Myelographie lumbal	b / c / d	1 U	U	handelnder Arzt	5	5	1	1	150
				2 A	A	MTRA	5	5	2	2	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Hauptsegment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2ii16	Angiographie									
	2ii16a	Angiographie thorakaler Gefäße über Zugang an der Leiste	b / c / d		1 U	handelnder Arzt	4-5	5	0,5	0,35	30
					2 A	MTRA	4-6	5	1	1	30
	2ii16b	Angiographie thorakaler Gefäße über Zugang am Arm	b		1 U	handelnder Arzt	4	4	0,5	0,3	30
					2 A	MTRA	4	4	0,5	0,5	30
	2ii16c	Angiographie abdomineller Gefäße über Zugang an der Leiste	b / c / d		1 U	handelnder Arzt	4-5	5	0,5	0,35	30
					2 A	MTRA	4-6	5	1	1	60
	2ii16d	Angiographie abdomineller Gefäße über Zugang am Arm	b		1 U	handelnder Arzt	4	4	0,5	0,3	30
					2 A	MTRA	4	4	0,5	0,5	30
	2ii16e	TIPSS			1 U	handelnder Arzt	4	4	0,5	0,3	30
					2 A	MTRA	4	4	0,5	0,5	30
	2ii16f	Arm-Angiographie über Zugang an der Leiste	b		1 U	handelnder Arzt	4-5	5	0,5	0,35	30
					2 A	MTRA	4-6	5	1	1	60
	2ii16g	Arm-Angiographie über Zugang am Arm	b		1 U	handelnder Arzt	2-4	3	0,25	0,2	30
					2 A	MTRA	3	3	0,5	0,5	30
	2ii16h	Becken-Bein-Angiographie über Zugang an der Leiste	b		1 U	handelnder Arzt	4-5	5	0,5	0,35	30
					2 A	MTRA	4-6	5	1	1	60
	2ii16i	Becken-Bein-Angiographie über Zugang am Arm	b		1 U	handelnder Arzt	3	3	0,5	0,5	30
					2 A	MTRA	3	3	1	0,75	60
	2ii16j	Bein-Angiographie über Zugang über die Arteria Poplitea	b		1 U	handelnder Arzt	4	4	0,5	0,3	30
					2 A	MTRA	4	4	0,5	0,5	30
	2ii16k	Vertebroplastie / Kyphoplastie der BWS	b / c / d		1 U	handelnder Arzt	4-5	4	0,5	0,2	150
					2 A	MTRA	4-5	4	1	1	150
					3 Anä	Anästhesie	8-9	8	2	2	120
	2ii16l	Vertebroplastie / Kyphoplastie der LWS	b / c / d		1 U	handelnder Arzt	4-5	4	0,5	0,2	150
					2 A	MTRA	4-5	4	1	1	150
					3 Anä	Anästhesie	8-9	8	2	2	120

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Hauptsegment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2bii17a	Endoprothesen Thorax	b	1	U	Operateur	2-4	3	0,5	0,35	30
			b	2	M	Assistenz des Operateurs	2-4	2	0,5	0,35	30
			b	3	A	helfende Schwester	5-6	5	1	0,75	60
			b	4	A	Springer	1-12	1	2	2	60
			b	5	Anä	Anästhesie	1 / 12	1	1	1	60
	2bii17b	Endoprothesen Thorako-Abdominell	c	1	U	Operateur	8-9	8	0	1,3	0
			c	2	M	Assistenz des Operateurs	8-9	8	0	1,5	0
			c	3	A	helfende Schwester	7	7	1	0,5	60
			c	4	A	Springer	1-12	1	2	2	165
			c	5	Anä	Anästhesie	1 / 12	1	1	1	90
	2bii17c	Endoprothesen Abdomen	b	1	U	Operateur	2-4	3	0,25	0,35	30
			b	2	M	Assistenz des Operateurs	2-4	2	1	0,35	30
			b	3	A	helfende Schwester	5-6	5	1	0,75	60
			b	4	A	Springer	1-12	1	2	2	60
			b	5	Anä	Anästhesie	1 / 12	1	1,5	1,5	60
	2bii17d	Endoprothesen Becken	b	1	U	Operateur	2-4	3	0,25	0,35	30
			b	2	M	Assistenz des Operateurs	2-4	2	1	0,35	30
			b	3	A	helfende Schwester	5-6	5	1	0,75	60
			b	4	A	Springer	1-12	1	2	2	60
			b	5	Anä	Anästhesie	1 / 12	1	1,5	1,5	60
	2bii17e	Anlage von Katheter-interstitiellen Herzklappen transfemorale	b	1	U	Operateur	2-4	3	0,5	0,35	30
			b	2	M	Assistenz des Operateurs	2-4	2	1	0,35	30
			b	3	A	helfende Schwester	5-6	5	1	0,75	60
			b	4	A	Springer	1-12	1	2	2	60
			b	5	Anä	Anästhesie	1 / 12	1	1	1	60
	2bii17f	Transapikale Herzklappen	b	1	U	Operateur	2-4	3	0,5	0,35	30
			b	2	M	Assistenz des Operateurs	2-4	2	1	0,35	30
			b	3	A	helfende Schwester	5-6	5	1	0,75	60
			b	4	A	Springer	1-12	1	2	2	60
			b	5	Anä	Anästhesie	1 / 12	1	1	1	60
	2bii17g	peripherer Bypass (Bein)	b	1	U	Operateur	4-5	4	0,25	0,35	30
			b	2	M	Assistenz des Operateurs	2-3	2	1	1	60
			b	3	A	helfende Schwester	4-5	5	1,5	1,5	60
			b	4	A	Springer	1-12	1	2	2	60
			b	5	Anä	Anästhesie	1 / 12	1	2	2	60
	2bii17h	Angio Schulter / Arm, Schrittmacher, Port	b	1	U	Operateur	4-5	4	0,25	0,35	30
			b	2	M	Assistenz des Operateurs	2-3	2	0,5	0,5	30
			b	3	A	helfende Schwester	6-7	6	1	1	60
			b	4	A	Springer	1-12	1	2	2	60
			b	5	Anä	Anästhesie	1 / 12	1	2	2	60

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Hauptsegment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2bii18	Herzkatheterlabor									
	2bii18a	Rechtsherzkatheter mit Zugang femoral	b		1 U	Kardiologie	4-5	5	0,5	0,75	60
					2 A	helfende Schwester	8-9	9	0,5	0,75	60
					3 U	Kardiologie	8-9	9	0,5	0,75	150
					4 A	helfende Schwester	4-5	5	0,5	0,75	150
					5 U	Kardiologie - bei Komplikation beim Zugang	4,5	5	0,5	0,35	30
					6 A	helfende Schwester - bei Komplikation beim Zugang	8-9	9	0,5	1	60
	2bii18b	Rechtsherzkatheter mit Zugang brachial	b		1 U	Kardiologie	3-4	3	0,5	0,5	30
					2 A	helfende Schwester	4-5	4	0,5	0,5	30
					3 U	Kardiologie	8-9	9	0,5	0,75	150
					4 A	helfende Schwester	4-5	5	0,5	0,75	150
	2bii18c	Linksherzkatheter mit Zugang femoral	b		1 U	Kardiologie	4-5	5	0,5	0,75	60
					2 A	helfende Schwester	8-9	9	0,5	0,75	60
					3 U	Kardiologie	8-9	9	0,5	0,75	150
					4 A	helfende Schwester	4-5	5	0,5	0,75	150
					5 U	Kardiologie - bei Komplikation beim Zugang	4,5	5	0,5	0,35	30
					6 A	helfende Schwester - bei Komplikation beim Zugang	8-9	9	0,5	1	60
	2bii18d	Linksherzkatheter mit Zugang brachial	b		1 U	Kardiologie	3-4	3	0,5	0,5	30
					2 A	helfende Schwester	4-5	4	0,5	0,5	30
					3 U	Kardiologie	8-9	9	0,5	0,75	150
					4 A	helfende Schwester	4-5	5	0,5	0,75	150
	2bii18e	Schrittmacheranlage	b		1 U	Kardiologie	2-3	3	0,5	0,35	30
					2 A	helfende Schwester	4-5	4	0,5	0,5	30
	2bii18f	3Kammer-Schrittmacher	b		1 U	Kardiologie	2-3	3	0,5	0,35	30
					2 A	helfende Schwester	4-5	4	0,5	0,5	30
					3 Anä	Anästhesie	1 / 12	1	0,5	2	60
	2bii18g	Reanimation	b		1 U	Kardiologie	4-5	5	0,5	0,75	60
			b		2 A	helfende Schwester	8-9	9	0,5	0,75	60
			d		3 U	Kardiologie	8-9	9	0,5	0,75	150
			d		4 A	helfende Schwester	4-5	5	0,5	0,75	150
			b		5 U	Kardiologie - bei Komplikation beim Zugang	4,5	5	0,5	0,35	30
			b		6 A	helfende Schwester - bei Komplikation beim Zugang	8-9	9	0,5	1	60
			b		7 A	helfende Kraft (Arzt oder Schwester) zur Reanimation	3-4	3	0,5	0,2	30

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2bii19	Gastroenterologische DL									
	2bii19a	ERCP	b		1 U	Gastroenterologe	3	3	0,5	0,6	60
					2 M	Assistenz des Operateurs	5	5	1,5	1,5	60
					3 A	helfende Schwester	3	3	1,5	1,2	60
	2bii19b	PTCD	b		1 U	Gastroenterologe	3	3	0,5	0,6	60
					2 M	Assistenz des Operateurs	5	5	1,5	1,5	60
					3 A	helfende Schwester	3	3	1,5	1,2	60
	2bii19c	Bugierung	b		1 U	Gastroenterologe	2	2	0,5	0,5	30
					1 A	helfende Schwester	9-10	9	1,5	0,75	60
	2bii19d	Bronchoskopie	b		1 U	Gastroenterologe	2	2	1	0,4	30
					1 A	helfende Schwester	9-10	9	1	0,4	30
	2bii19e	Oesophagus-Stent	b		1 U	Gastroenterologe	2	2	1	0,4	30
					1 A	helfende Schwester	9-10	9	1	0,4	30
	2bii19f	Koloskopie	b		1 U	Gastroenterologe	2	2	1	0,4	30
					1 A	helfende Schwester	9-10	9	1	0,4	30
	2bii19g	Chemoembolisation / SIRT	b / c / d		1 U	handelnder Arzt	4-5	5	0,5	0,3	30
					2 A	MTRA	4-6	5	1	1	60
	2bii20	Neurochirurgische Interventionen									
	2bii20a	DL bei Versteifung BWS	c-d		1 U	Operateur	4	4	0,25	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	9	9	0,25	0,5	150
					3 A	helfende Schwester	4/9	4	1,5	1,5	150
					4 Anä	Anästhesie	1/12	1	1,5	1,5	120
	2bii20b	DL bei Höhenkontrolle der BWS-Bandscheiben	d		1 A	Person, die die Aufnahme durchführt	4/9	4	2	2	165
	2bii20c	Vertebroplastie / Kyphoplastie der BWS	b-c		1 U	Operateur	3/10	3	1	1	120
			b-c		2 M	Assistenz des Operateurs	3/10	3	1,5	1,5	150
			b-c		3 A	helfende Schwester	3/10	3	2	2	120
			b-c		4 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	120
	2bii20d	DL bei Versteifung LWS	c-d		1 U	Operateur	4	4	0,25	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	9	9	0,25	0,5	120
					3 A	helfende Schwester	4/9	4	1,5	1,5	150
					4 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	120
	2bii20e	DL bei Höhenkontrolle der LWS-Bandscheiben	d		1 A	Person, die die Aufnahme durchführt	4/9	4	2	2	150
	2bii20f	Vertebroplastie / Kyphoplastie der LWS	b-c		1 U	Operateur	3/10	3	1	1	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	3/10	3	1,5	1,5	150
					3 A	helfende Schwester	3/10	3	2	2	150
					4 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	120

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2bi20g	Facettengelenksblockade unter DL	b		1 U	Operateur	4	4	0,25	0,5	30
					2 M	Assistenz des Operateurs	4	4	1	1	60
					3 A	helfende Schwester	5-6	5	1,5	1,5	60
					4 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	60
	2bi21	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik									
	2bi21a	BWS Reposition und Fixation	b/c		1 U	Operateur	3-4	3	0,25	0,3	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	8-9	8	1	1	60
					3 A	helfende Schwester	5	5	1,5	1,5	120
					4 A	Springer	6-7	6	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1,5	1,5	60
	2bi21b	LWS Reposition und Fixation	b/c		1 U	Operateur	5	5	0,25	0,3	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	9-10	9	1	1	30
					3 A	helfende Schwester	5	5	1,5	1,5	150
					4 A	Springer	6-7	6	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1,5	1,5	60
	2bi21c	Thoraxwandstabilisierung	b		1 U	Operateur	3	3	0,25	0,5	30
					2 M	Assistenz des Operateurs	2	2	1	1	60
					3 A	helfende Schwester	5	5	1,5	1,5	60
					4 A	Springer	6-7	6	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1,5	1,5	60
	2bi21d	DL Becken ap / seitlich / Inlet-Outlet	b/c/d		1 U	Operateur	5	5	0,5	0,5	150
					2 M	1.Assistenz des Operateurs	4-5	4	1	1	150
					2 M	2. Assistenz des Operateurs	8-9	8	1,5	1,5	60
					3 A	helfende Schwester	5-6	5	1	1	120
					4 A	Springer	7-8	7	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	60
	2bi21e	DL Hüftgelenk	b/c/d		1 U	Operateur	4-5	4	0,5	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	4-5	5	1	1	150
					3 A	helfende Schwester	6	6	1,5	1,5	120
					4 A	Springer	8	8	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	60

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Hauptsegment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2bii22	Urologie									
	2bii22a	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Niere oder des oberen Harntraktes (liegend)	a		1 U	Operateur	6-7	6	0,5	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	6-7	7	1,5	1,5	120
					3 A	helfende Schwester	7-8	8	1	1	120
					4 A	Springer	1-12	5	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1,5	1,5	120
	2bii22b	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Niere oder des oberen Harntraktes (stehend)	e		1 U	Operateur	1-2	2	1,5	1,5	120
					2 A	helfende Schwester	1-2	2	1,5	1,5	120
	2bii22c	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Harnblase (liegend)	a		1 U	Operateur	6-7	6	0,5	0,3	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	6-7	7	1,5	1,5	120
					3 A	helfende Schwester	7-8	8	1	0,7	120
					4 A	Springer	1-12	5	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	120
	2bii22d	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Harnröhre (liegend)	a		1 U	Operateur	6-7	6	0,5	0,3	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	6-7	7	1,5	1,5	120
					3 A	helfende Schwester	7-8	8	1	0,7	120
					4 A	Springer	1-12	5	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	120
	2bii22e	Uretrorenoskopie liegend	a		1 U	Operateur	6-7	6	0,25	0,3	150
					2 M	Assistenz des Operateurs	6-7	7	1,5	1,5	120
					3 A	helfende Schwester	7-8	8	1	0,7	120
					4 A	Springer	1-12	5	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	2	2	120
	2bii22f	Miktionszystourogramm	e		1 U	Operateur	1-2	2	1,5	1,5	120
					2 A	helfende Schwester	1-2	2	1,5	1,5	120
	2biii	Extremitäten									
	2biii1	DL proximale Extremität									
	2biii1a	Schulter	b		1 U	Operateur	4	4	0,5	0,5	30
					2 M	1.Assistenz des Operateurs	3	3	0,5	0,5	30
					2 M	2. Assistenz des Operateurs	5	5	1	1	60
					3 A	helfende Schwester	5	5	1,5	1,5	60
					4 A	Springer	8	8	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1	1	60

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2biii1b	Oberarm	b		1 U	Operator	3-4	3	0,5	0,5	30
					2 M	Assistenz des Operators	3-4	4	0,5	0,5	30
					3 A	helfende Schwester	5	5	1,5	1,5	60
					4 A	Springer	1-2	1	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1	1	60
	2biii1b	Oberarm	c		1 U	Operator	9-10	20	0,5	0,5	30
					2 M	Assistenz des Operators	9-10	9	0,5	0,5	30
					3 A	helfende Schwester	8	8	1,5	1,5	60
					4 A	Springer	8	8	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1	1	90
	2biii1c	Ellenbogen	b		1 U	Operator	3-4	3	0,5	0,5	30
					2 M	Assistenz des Operators	3-4	4	0,5	0,5	30
					3 A	helfende Schwester	5	5	1,5	1,5	60
					4 A	Springer	1-2	1	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1	1	60
	2biii1c	Ellenbogen	c		1 U	Operator	9-10	20	0,5	0,5	30
					2 M	Assistenz des Operators	9-10	9	0,5	0,5	30
					3 A	helfende Schwester	8	8	1,5	1,5	60
					4 A	Springer	8	8	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1	1	90
	2biii2	DL distale Extremität									
	2biii2a	Unterarm / Hand / Finger	b / d		1 U	Operator	3-4	3	0,25	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operators	3-4	3	1	1	150
					3 A	helfende Schwester	5	5	1,5	1,5	120
					4 A	Springer	2	2	2	2	120
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	1,5	1,5	60
	2biii2b	dist. Oberschenkel / Knie / Unterschenkel / Fuß	b / d		1 U	Operator	3	3	0,25	0,5	150
					2 M	Assistenz des Operators	5	5	1	1	120
					3 A	helfende Schwester	5-6	5	1	1	120
					4 A	Springer	8-9	8	2	2	60
					5 Anä	Anästhesie	1/12	1	2,5	2,5	60
	2biii3	Angiographie									
	2biii3a	Arm Feinnadeluntersuchung / Shunt-PTA	b		1 U	handelnder Arzt	2-4	3	0,25	0,2	30
					2 A	MTRA	3	3	0,5	0,5	30
	2biii3b	Phlebographie Arm über femoralen Zugang	b / c / d		1 U	handelnder Arzt	4-5	5	0,25	0,3	30
					2 A	MTRA	4-6	5	1	1	60
	2biii3c	Phlebographie Arm über Zugang am Arm	b		1 U	handelnder Arzt	3	3	0,25	0,5	30
					2 A	MTRA	3	3	1	0,75	60
	2biii3d	Phlebographie Bein	b		1 U	handelnder Arzt	6-7	6	0,25	0,3	30
					2 A	MTRA	6-7	6	2	2	60

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2biii4	Gefäßchirurgie									
	2bii4a	Endoprothese Extremität	b	1	U	handelnder Arzt	6-7	6	0,25	0,3	30
	2bii4a	Endoprothese Extremität	b	2	A	MTRA	6-7	6	2	2	60
	2bii5	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik									
	2bii5a	Osteosynthese ap	b	1	U	Operator	3-4	3	0,5	0,3	60
	2bii5a	Osteosynthese ap	b	2	M	1. Assistenz des Operators	1-2	2	1	0,5	60
	2bii5a	Osteosynthese ap	b	3	M	2. Assistenz des Operators	10-11	11	1	0,5	60
	2bii5a	Osteosynthese ap	b	4	A	Schwester	6-7	6	2	1,5	60
	2bii5a	Osteosynthese ap	b	5	Anä	Anästhesie	1/12	1	2	1	60
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	c	1	U	Operator	2-3	3	0,3	0,3	165
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	c	2	M	1. Assistenz des Operators	1-2	2	0,75	0,75	150
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	c	3	M	2. Assistenz des Operators	10-11	11	1,5	0,75	60
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	c	4	A	Schwester	6-7	6	1,5	1	120
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	c	5	Anä	Anästhesie	1/12	1	1,5	1	120

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	Tätigkeit / Kommentar	mögl. Segmente	Haupt-segment	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
Computer-tomographie	2c	CT									
	2ci	Schädel									
	2ci1	Schädel-CT diagnostisch incl. Gesichtsschädel	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2ci2	NNH low dose	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2cii	Hals / WS									
	2cii1	HWS diagnostisch	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2cii2	HWS Bandscheibe	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2cii3	Hals Weichteile	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2cii4	BWS	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2cii5	BWS Bandscheibe	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2cii6	LWS	a-d	1	U	handelnder Arzt	4-5	4	0,3	0,4	165
	2cii7	LWS Bandscheibe	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2cii8	Becken knöchern	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2ciii	Thorax / Abdomen / Becken									
	2ciii1	Thorax-CT diagnostisch normal	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2ciii2	Thorax-CT diagnostisch low dose	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
	2ciii3	Thorax CT interventionell	a-d	1	U	handelnder Arzt	4-5	4	0,3	0,4	165
	2ciii4	Kardio-CT	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120
2ciii5	Abdomen diagnostisch normal	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120	
2ciii6	Abdomen diagnostisch low dose	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120	
2ciii7	Abdomen interventionell	a-d	1	U	handelnder Arzt	4-5	4	0,3	0,4	165	
2ciii8	Becken normal	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120	
2ciii9	Becken low dose	a-d	1	Anä	Ansthesie	5-6	5	1,5	1,5	120	
2civ	Extremitäten										
2civ1	CT proximaler Extremitätenteile	a-d	1	Anä	Ansthesie	1-2	2	1,5	1,5	120	
2civ2	CT distaler Extremitätenteile	a-d	1	Anä	Ansthesie	1-2	2	1,5	1,5	120	
Knochen-dichtemessung	2d	Knochendichtemessung mittels DXA									
	2di	Ohne Bildgebung	a	1	A	durchführende Assistenz	4	4	2	2	120
	2dii	Mit Bildgebung	a	1	A	durchführende Assistenz	4	4	2	2	120

D.2. Veterinärmedizin

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	bevorzugte Segmente	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
Kleintiere	1a	Hunde							
	1ai	Thorax lat	a	1	Tierhalter	5	0,75	0,6	150
				2	Tierhalter	5	0,75	0,6	150
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1aii	Thorax ap	a	1	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				2	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				3	Tierbegleitperson	1/12	0,75	0,8	150
	1aiii	Abdomen lat	a	1	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				2	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1aiv	Becken	a	1	Tierhalter	6/7	0,75	0,7	150
				2	Tierhalter	6/7	0,75	0,7	150
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1av	Kopf	a	1	Tierhalter	5	0,75	0,6	150
				2	Tierhalter	5	0,75	0,6	150
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1avi	HWS	a	1	Tierhalter	3/4	0,75	0,7	150
				2	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1avii	BWS	a	1	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				2	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1aviii	LWS	a	1	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				2	Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1aix	Schulter lat	a	1	Tierhalter	9/10	0,75	0,4	165
				2	Tierhalter	9/10	0,75	0,4	165
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1ax	Humerus lat	a	1	Tierhalter	5	0,75	0,4	165
				2	Tierhalter	5	0,75	0,4	165
				3	Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	bevorzugte Segmente	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	1axi	Ellenbogen lat	a		1 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					2 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					3 Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1axii	Radius/Ulna lat	a		1 Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
					2 Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
					3 Tierbegleitperson	5	0,75	0,7	150
	1axiii	Karpus lat	a		1 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					2 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					3 Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1axiv	Femur lat	a		1 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					2 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					3 Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1av	Knie lat	a		1 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					2 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					3 Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1avi	Tarsus lat	a		1 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					2 Tierhalter	5	0,75	0,6	150
					3 Tierbegleitperson	1/12	0,75	0,8	150
	1b	Katzen							
	1bi	Abdomen	a		1 Tierhalter	5	0,75	0,5	165
					2 Tierhalter	5	0,75	0,5	165
					3 Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1bii	Becken	a		1 Tierhalter	5	0,75	0,5	165
					2 Tierhalter	5	0,75	0,5	165
					3 Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1biii	Thorax	a		1 Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
					2 Tierhalter	3/4	0,75	0,4	165
					3 Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150
	1biv	Übersicht	a		1 Tierhalter	5	0,75	0,5	165
					2 Tierhalter	5	0,75	0,5	165
					3 Tierbegleitperson	2	0,75	0,7	150

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	bevorzugte Segmente	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
Pferde	2a	Zehen							
	2ai	Zehe_0°vorn	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10	1,5	0,5	120
				3	Tierhalter	2	1,5	1,1	30
	2aii	Zehe_90°vorn	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	9	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1,5	1,1	120
	2aiii	Zehe_0°hinten	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	8	1,5	0,5	120
				3	Tierhalter	1	2,5	2,4	30
	2aiv	Zehe_90°hinten	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	8	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	12	2,5	2,4	120
	2b	Gleichbein / Griffelbein							
	2bi	Gleichbein_45°_315°vorn	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10/11	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1,5	1,1	120
	2bii	Griffelbein_45°_315°vorn	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10/11	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1,5	1,1	120
	2biii	Gleichbein_45°_315°hinten	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	2	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	12	2,5	2,4	120
	2c	Oxspring vorn	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10	1,5	0,5	120
				3	Tierhalter	1	1,5	1,1	30
	2d	Strahlbein tang. vorn	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	2	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	12	1,5	1,1	120

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	bevorzugte Segmente	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2e	Carpus							
	2ei	Carpus 0°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10	1,5	0,5	120
				3	Tierhalter	1	1,5	1,1	30
	2eii	Carpus 90°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10/11	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1,5	1,1	120
	2f	Ulna 90°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10/11	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	2	1,5	1,1	120
	2g	Schulter auch Skyline	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10/11	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	2	1,5	1,1	120
	2h	Tarsus							
	2hi	Tarsus 0°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10/11	1,5	0,5	120
				3	Tierhalter	12	1,5	1,1	30
	2hii	Tarsus 45°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	7/8	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	12	2,5	2,4	120
	2hiii	Tarsus 90°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	8	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	2,5	2,4	120
	2hiv	Tarsus 135°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	8/9	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	12	2,5	2,4	120
	2i	Knie							
	2ii	Knie 180°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	8	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	11	2,5	2,4	120
	2iii	Knie 90°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	8	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	12	2,5	2,4	120

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	bevorzugte Segmente	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2j	Becken Standard / Hüfte	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	7/8	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	1	2,7	2,5	120
	2k	Kopf / Zähne							
	2ki	Kopf 0°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	11/12	2	0,5	120
				3	Tierhalter	1/12	1	0,5	165
	2kii	Kopf 90°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	11/12	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1	0,5	120
	2kiii	Kopf 45°	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	11/12	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1	0,5	120
	2kiv	Schneidezähne ap	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	11	2	0,5	120
				3	Tierhalter	2	1	0,5	165
	2l	Wirbelsäule							
	2li	HWS 1	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	11	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1	0,6	120
	2lii	HWS 2	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	11/12	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1,4	0,8	120
	2liii	HWS 3	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10/11	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1,5	1	120
	2liv	Rücken 1	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	10	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	2	1,3	120
	2lv	Rücken 2	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	9	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	2,2	1,8	120

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	Schema	P.Kennung	P.Gruppe	bevorzugte Segmente	Abstand zum Strahler / m	Abstand zum Streukörper / m	ungünstigster Steuwinkel / °
	2lvi	Rücken 3	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	1	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	2,5	2,1	120
	2m	Hals weich	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	1	1,5	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	1,5	0,8	120
	2n	Abdomen Fohlen	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	1/12	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1	1,5	1	120
	2o	Thorax							
	2oi	Thorax cranioventral	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	12	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	2	1,6	120
	2oii	Thorax caudodorsal	e	1	Schütze	3/4	0,5	1	165
				2	Kassettenhalter	12	2	0,5	30
				3	Tierhalter	1/12	2	1,6	120

Anlage E. Schwächungsfaktoren zur Berechnung der Wirkung von Strahlenschutzmaterialien

Spannung / kV	Abschirmung / mmPb		
	0,25	0,35	0,5
60	28,6	76,9	250,0
65	16,9	35,4	81,6
70	12,0	23,0	48,8
75	9,3	17,0	34,8
80	7,6	13,5	27,0
85	6,2	10,8	19,8
90	5,3	9,0	15,6
95	4,6	7,8	12,9
100	4,1	6,8	11,0
110	3,5	5,5	9,2
120	3,1	4,7	7,9
125	2,9	4,3	7,4
130	2,8	4,1	6,9
135	2,7	3,8	6,5
140	2,5	3,6	6,1
145	2,4	3,4	5,8
150	2,3	3,2	5,5

Spannung / kV	Abschirmung / mmPb		
	0,25	0,35	0,4
35	21000	290000	1000000

Tabelle 16: Tabellierte Werte der Schwächungsfaktoren von Strahlenschutzmaterialien unterschiedlicher Materialstärke in Abhängigkeit der auftretenden Röntgenspektren; oben: Werte für eine WRe-Anode, unten: Werte für eine Mo-Anode. Die Werte sind für Primärstrahlung in Abhängigkeit der Röhrenspannung angegeben.

Anlage F. Konservative Abschätzung der Dosisleistung an Orten der EPD im Strahlungsfeld

F.1. Humanmedizin

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
Zahnmedizin	1a	Intraorale Aufnahmen				
	1ai	Einzelzahnaufnahmen	1	0,15	0,35	0,01
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,02	0	0,02
	1aii	Bissflügelaufnahmen	1	0,15	0,35	0,01
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,02	0	0,02
	1aiii	Aufbissaufnahmen	1	0,15	0,35	0,01
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,02	0	0,02
	1b	OPG-Aufnahmen				
	1bi	Panoramaschichtaufnahmen	1	0,25	0,35	0,02
			2	0,01	0,35	0,00
			3	0,01	0	0,01
	1bii	Schädel-Fernaufnahmen	1	0,02	0,35	0,00
		2	0,00	0,35	0,00	
		3	0,00	0	0,00	
1c	DVT-Aufnahmen					
1ci	Dentales DVT	1	0,22	0,35	0,03	
		2	0,01	0,35	0,00	
		3	0,01	0	0,01	
Humanmedizin / konv. Röntgen	2ai	Schädel				
	2ai1	Schädel gesamt				
	2ai1a	Stehend / sitzend	1	0,44	0,35	0,03
			2	0,02	0,35	0,00
			3	0,02	0,5	0,00
	2ai1b	Liegend	1	0,01	0	0,01
			2	0,01	0,5	0,00
			3	0,90	0,35	0,05
			4	0,90	0,35	0,05
	2ai2	NNH / Gesichtsschädel				
	2ai2b	Stehend / sitzend	1	0,44	0,35	0,03
			2	0,02	0,35	0,00
			3	0,02	0,5	0,00
	2ai2c	Liegend	1	0,01	0	0,01
			2	0,01	0,5	0,00
			3	0,90	0,35	0,05
			4	0,90	0,35	0,05
	2ai3	Sonstige Spezialaufnahmen				
	2ai3a	Stehend / sitzend	1	0,44	0,35	0,03
			2	0,02	0,35	0,00
			3	0,02	0,5	0,00
	2ai3b	Liegend	1	0,02	0	0,02
			2	0,01	0,5	0,00
			3	0,90	0,35	0,05
			4	0,90	0,35	0,05
	2aii	Hals / WS				
	2aii1	HWS				
2aii1a	Stehend / sitzend	1	0,01	0,35	0,00	
		2	0,03	0,5	0,00	
2aii1b	Liegend	1	0,01	0	0,01	
		2	0,01	0,5	0,00	
		3	1,25	0,35	0,04	
		4	1,25	0,35	0,04	
2aii2	Hals Weichteile					
2aii2a	Stehend / sitzend	1	0,02	0,35	0,00	
		2	0,02	0,5	0,00	
2aii2b	Liegend	1	0,01	0	0,01	
		2	0,01	0,5	0,00	
		3	0,88	0,35	0,01	
		4	0,88	0,35	0,01	

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2aii3	BWS ap				
	2aii3a	Stehend / sitzend	1	0,04	0,35	0,00
			2	0,05	0,5	0,00
	2aii3b	Liegend	1	0,02	0	0,02
			2	0,02	0,5	0,00
			3	1,51	0,35	0,09
			4	1,51	0,35	0,09
	2aii4	BWS seitlich				
	2aii4a	Stehend / sitzend	1	0,04	0,35	0,00
			2	0,04	0,5	0,00
	2aii4b	Liegend	1	0,02	0	0,02
			2	0,02	0,5	0,00
			3	0,53	0,35	0,03
			4	0,53	0,35	0,03
	2aii5	BLU ap				
	2aii5a	Stehend / sitzend	1	0,04	0,35	0,00
			2	0,04	0,5	0,00
	2aii5b	Liegend	1	0,02	0	0,02
			2	0,02	0,5	0,00
			3	1,51	0,35	0,09
			4	1,51	0,35	0,09
	2aii6	BLU seitlich				
	2aii6a	Stehend / sitzend	1	0,04	0,35	0,00
			2	0,04	0,5	0,00
	2aii6b	Liegend	1	0,02	0	0,02
			2	0,02	0,5	0,00
			3	0,53	0,35	0,03
			4	0,53	0,35	0,03
	2aii7	LWS ap				
	2aii7a	Stehend / sitzend	1	0,04	0,35	0,00
			2	0,04	0,5	0,00
	2aii7b	Liegend	1	0,02	0	0,02
			2	0,02	0,5	0,00
			3	1,51	0,35	0,09
			4	1,51	0,35	0,09
	2aii8	LWS seitlich / incl. Spezialaufnahmen				
	2aii8a	Stehend / sitzend	1	0,08	0,35	0,01
			2	0,08	0,5	0,00
	2aii8b	Liegend	1	0,04	0	0,04
			2	0,05	0,5	0,00
			3	0,71	0,35	0,05
	2aii9	WS-Ganzaufnahme				
	2aii9a	WS-Ganzaufnahme ap	1	0,07	0,35	0,01
			2	0,07	0,5	0,00
	2aii9b	WS-Ganzaufnahme seitlich	1	0,07	0,35	0,01
			2	0,07	0,5	0,00
	2aii10	Becken / Sacrum ap				
	2aii10a	Stehend	1	0,07	0,35	0,01
			2	0,07	0,5	0,00
	2aii10b	Liegend	1	0,04	0	0,04
			2	0,05	0,5	0,00
			3	2,02	0,35	0,15
			4	2,02	0,35	0,15
	2aii11	Sacrum seitlich				
	2aii11a	Stehend	1	0,07	0,35	0,01
			2	0,07	0,5	0,00
	2aii11b	Liegend	1	0,04	0	0,04
			2	0,05	0,5	0,00
			3	0,67	0,35	0,05
	2aii12	Becken Spezialaufnahmen				
	2aii12a	Ala / Obturator	1	0,04	0	0,04
			2	0,05	0,5	0,00
			3	2,02	0,35	0,15
			4	2,02	0,35	0,15
	2aii12b	Inlet / Outlet	1	0,04	0	0,04
			2	0,05	0,5	0,00
			3	2,13	0,35	0,16
			4	2,13	0,35	0,16

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2aiii	Thorax / Abdomen / Becken Weichteile				
	2aiii1	Thorax ap				
	2aiii1a	Stehend /sitzend	1	0,35	0,35	0,07
			2	0,06	0,35	0,01
			3	0,06	0,5	0,01
			4	18,00	0,8	0,46
	2aiii1b	Liegend	1	0,11	0,35	0,02
			2	2,02	0,35	0,19
			3	2,02	0,35	0,19
			4	0,11	0,5	0,02
			4	0,08	0	0,01
	2aiii2	Thorax seitlich				
	2aiii2a	Stehend /sitzend	1	0,10	0,35	0,02
			2	0,06	0,35	0,01
			3	0,06	0,35	0,01
	2aiii2b	Liegend	1	2,02	0,35	0,19
			2	2,02	0,35	0,19
	2aiii3	Thorax ap in Seitenlage	1	0,90	0,35	0,08
			2	0,09	0,35	0,01
			3	0,09	0,5	0,00
			4	0,08	0	0,08
	2aiii4	Knöcherner Hemithorax				
	2aiii4a	Stehend /sitzend	1	0,10	0,35	0,01
			2	0,02	0,35	0,00
			3	0,02	0,35	0,00
	2aiii4b	Liegend	1	0,03	0,35	0,00
			2	0,82	0,35	0,04
			3	0,82	0,35	0,04
			4	0,03	0,5	0,00
			5	0,03	0	0,03
	2aiii5	Mamma cc	1	8,19	0,35	0,00
			2	0,14	0,50	0,00
	2aiii6	Mamma mlo	1	16,38	0,35	0,00
			2	0,66	0,50	0,00
	2aiii7	Mamma lat	1	17,55	0,35	0,00
			2	0,70	0,50	0,00
	2aiii8	Hände mit Mammographietechnik	1	0,33	0,50	0,00
	2aiii9	Abdomen ap				
	2aiii9a	Stehend	1	0,40	0,35	0,04
			2	0,10	0,35	0,01
			3	0,10	0,35	0,01
	2aiii9b	Liegend	1	0,10	0,35	0,01
			2	1,17	0,35	0,09
			3	1,17	0,35	0,09
			4	0,07	0,5	0,00
			5	0,05	0	0,05
	2aiii10	Abdomen ap in Seitenlage	1	0,94	0,35	0,09
			2	0,12	0,35	0,01
			3	0,12	0,5	0,01
			4	0,09	0	0,09
	2aiii11	Urogramm / Nierenleeraufnahme	1	0,05	0,35	0,00
			2	0,88	0,35	0,07
			3	0,88	0,35	0,07
			4	0,05	0,5	0,00
			5	0,04	0	0,04
	2aiii12	Nierenaufnahme im Zusammenhang mit Abflussdiagnostik	1	0,05	0,35	0,00
			2	0,88	0,35	0,07
			3	0,88	0,35	0,07
			4	0,05	0,5	0,00
			5	0,04	0	0,04
	2aiii13	Blasenaufnahme	1	0,05	0,35	0,00
			2	0,88	0,35	0,07
			3	0,88	0,35	0,07
			4	0,05	0,5	0,00
			5	0,04	0	0,04
	2aiii14	Gallenaufnahme	1	0,05	0,35	0,00
			2	0,88	0,35	0,07
			3	0,88	0,35	0,07
			4	0,05	0,5	0,00
			5	0,04	0	0,04

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2aiv	Extremitäten				
	2aiv1	Proximale Extremitäten				
	2aiv1a	Schultergürtel ap / lat incl. Spezialaufnahmen				
	2aiv1ai	Stehend /sitzend	1	0,03	0,5	0,00
			2	1,25	0,35	0,04
	2aiv1aii	Liegend	1	0,01	0,35	0,00
			2	0,01	0,35	0,00
	2aiv1b	Schultergürtel transthorakal	1	0,03	0,5	0,00
			2	0,27	0,35	0,02
	2aiv1c	Oberarm ap / lat				
	2aiv1ci	Stehend / Sitzend	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,61	0,35	0,01
	2aiv1cii	Liegend	1	0,01	0,35	0,00
			2	0,01	0,35	0,00
	2aiv1d	Ellenbogen	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,61	0,35	0,01
	2aiv1e	Hüfte ap				
	2aiv1ei	Stehend	1	0,04	0,35	0,00
			2	0,04	0,5	0,00
	2aiv1eii	Liegend	1	1,23	0,35	0,05
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,03	0,35	0,00
	2aiv1f	Hüfte axial				
	2aiv1fi	Liegend	1	0,03	0,35	0,00
			2	0,03	0,35	0,00
			3	7,20	0,35	0,53
			4	0,65	0,35	0,04
	2aiv1g	Hüfte nach Lauenstein	1	1,23	0,35	0,05
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,03	0,35	0,00
	2aiv1h	Oberschenkel + Hüfte ap				
	2aiv1hi	Stehend	1	0,04	0,35	0,00
			2	0,04	0,5	0,00
	2aiv1hii	Liegend	1	1,23	0,35	0,05
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,03	0,35	0,00
	2aiv1i	Oberschenkel + Hüfte seitlich				
	2aiv1ii	Stehend	1	0,04	0,35	0,00
			2	0,04	0,5	0,00
	2aiv1iii	Liegend	1	1,23	0,35	0,05
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,03	0,35	0,00
	2aiv1j	Oberschenkel distal				
	2aiv1ji	Sitzend / stehend	1	0,21	0,35	0,01
			2	0,03	0,35	0,00
			3	0,03	0,35	0,00
	2aiv1jii	Liegend	1	0,44	0,35	0,02
			2	0,01	0,35	0,00
			3	0,01	0,35	0,00
	2aiv1k	Becken-Bein-Ganzaufnahme	1	0,05	0,35	0,00
			2	0,05	0,5	0,00
	2aiv1l	Knie				
	2aiv1li	Sitzend / stehend	1	0,12	0,35	0,01
			2	0,01	0,35	0,00
			3	0,01	0,35	0,00
	2aiv1lii	Liegend	1	0,12	0,35	0,01
			2	0,01	0,35	0,00
			3	0,01	0,35	0,00
	2aiv2	Distale Extremitäten				
	2aiv2a	Unterarm	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,61	0,35	0,01
	2aiv2b	Handgelenk / Hand / Finger	1	0,01	0,5	0,00
			2	0,30	0,35	0,00
	2aiv2c	Handgelenk / Finger gehalten	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,61	0,35	0,01

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2aiv2d	Unterschenkel	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,61	0,35	0,01
	2aiv2e	Calcaneus axial	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,61	0,35	0,01
	2aiv2f	Fußgelenke / Fuß / Zehen	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,61	0,35	0,01
	2aiv2g	OSG gehalten	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,61	0,35	0,01
	2av	Polytrauma				
	2av1	Schädel ap	1	0,02	0,5	0,00
			2	0,88	0,35	0,05
	2av2	Schädel seitlich	1	0,03	0,5	0,00
			2	7,20	0,35	0,66
			3	0,88	0,35	0,05
	2av3	Thorax ap	1	0,11	0,5	0,01
			2	1,36	0,35	0,15
	2av4	Becken ap	1	0,10	0,5	0,01
			2	1,43	0,35	0,13
	2av5	HWS ap	1	0,03	0,5	0,00
			2	1,35	0,35	0,08
	2av6	HWS seitlich	1	0,04	0,5	0,00
			2	7,20	0,35	0,66
			3	1,35	0,35	0,08
	2av7	BWS ap	1	0,03	0,5	0,00
			2	1,35	0,35	0,08
	2av8	BWS seitlich	1	0,04	0,5	0,00
			2	7,20	0,35	0,66
			3	0,49	0,35	0,03
			4	1,35	0,35	0,08
	2av9	LWS ap	1	0,03	0,5	0,00
			2	1,35	0,5	0,04
	2av10	LWS seitlich	1	0,04	0,5	0,00
			2	7,20	0,35	0,66
			3	0,49	0,35	0,03
			4	1,35	0,35	0,08
	2av11	Proximale Extremität	1	0,01	0,5	0,00
			2	1,15	0,35	0,03
	2av12	Distale Extremität	1	0,01	0,5	0,00
			2	0,70	0,35	0,01
	2av12	Distale Extremität	3	0,02	0,5	0,00
			4	7,20	0,35	0,09
			5	0,70	0,35	0,01
	2b	Durchleuchtung				
	2bi	Kopf / Hals				
		DL Schädel (z.B. Fisteldarstellung)	1	0,64	0,35	0,08
	2bi2	Myelographie cervical	1	0,85	0,35	0,06
			2	0,21	0,35	0,02
	2bi3	Angiographie				0,00
		Kopf-Hals-Angio (incl. ggf. Orientierung in Thorax und Leiste) über Zugang in der Leiste	1	4,72	0,35	0,69
			2	0,26	0,35	0,03
		Kopf-Hals-Angio (incl. ggf. Orientierung in Thorax und Leiste) über Zugang am Arm	1	3,47	0,35	0,51
			2	1,03	0,35	0,13
	2bi3c	Coiling	1	4,72	0,35	0,69
			2	0,26	0,35	0,03
			3	0,30	0,35	0,03
	2bi4	Neurochirurgische Interventionen				
	2bi4a	DL bei Hypophysen-OP	1	0,13	0,25	0,04
			2	0,06	0,25	0,02
			3	0,06	0,25	0,02
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2bi4b	DL bei Behandlung Trigemini Neuralgie	1	0,54	0,25	0,16
			2	0,36	0,25	0,10
			3	0,19	0,25	0,06
			4	0,04	0,25	0,01
			5	0,01	0,25	0,00

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2bi4c	DL bei Shuntkontrolle bzw. Justage	1	0,01	0,35	0,00
			2	0,01	0,35	0,00
	2bi4d	DL bei Versteifung HWS	1	0,54	0,25	0,16
			2	0,36	0,25	0,10
			3	0,19	0,25	0,06
			4	0,04	0,25	0,01
			5	0,01	0,25	0,00
	2bi4e	DL bei Höhenkontrolle der HWS-Bandscheiben	1	0,19	0,25	0,06
			2	0,01	0,25	0,00
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,04	0,25	0,01
			5	0,01	0,25	0,00
	2bi4f	DL bei Funktionsaufnahmen der HWS	1	0,19	0,35	0,04
			2	0,01	0,35	0,00
			3	0,01	0,35	0,00
	2bi4g	Vertebroplastie / Kyphoplastie der HWS	1	0,54	0,25	0,16
			2	0,36	0,25	0,10
			3	0,19	0,25	0,06
			4	0,04	0,25	0,01
			5	0,01	0,25	0,00
	2bi4h	DL bei Dens-OP	1	0,56	0,25	0,09
			2	0,28	0,25	0,07
			3	0,28	0,25	0,07
			4	0,04	0,25	0,01
			5	0,02	0,25	0,00
	2bi5	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik				
	2bi5a	DL HWS in zwei Ebenen	1	0,56	0,25	0,09
			2	0,07	0,25	0,02
			3	0,06	0,25	0,01
			4	0,02	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2bi5b	DL HWS als Dyna-CT	1	0,02	0,25	0,01
	2bi5c	DL HWS Reclination	1	0,56	0,25	0,09
			2	0,07	0,25	0,02
			3	0,06	0,25	0,01
			4	0,02	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2bi5d	DL HWS Reposition und Fixation in zwei Ebenen (im Wesentlichen "Dens")	1	0,56	0,25	0,09
			2	0,07	0,25	0,02
			3	0,06	0,25	0,01
			4	0,02	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2ii1	Portanlage / -kontrolle	1	0,12	0,35	0,02
			2	0,06	0,35	0,01
			3	0,01	0,35	0,00
	2ii2	Schrittmacheranlage	1	0,12	0,35	0,02
			2	0,06	0,35	0,01
			3	0,01	0,35	0,00
	2ii3	Defibrillatoranlage	1	0,12	0,35	0,02
			2	0,06	0,35	0,01
			3	0,01	0,35	0,00
	2ii4	Punktion des Thorax unter DL	1	0,38	0,35	0,08
			2	0,13	0,35	0,02
	2ii5	DL Thorax (z.B. Bronchoskopie)	1	0,56	0,35	0,05
			2	0,12	0,35	0,02
	2ii6	DL Abdomen (z.B. Fisteldarstellung)	1	4,67	0,35	0,43
			2	1,04	0,35	0,17
	2ii7	DL Magen				
	2ii7a	DL Magen liegend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii7b	DL Magen stehend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2ii8	DL Dünndarm				
	2ii8a	DL Dünndarm liegend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii8b	DL Dünndarm stehend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii9	DL Dickdarm Doppelkontrast				
	2ii9a	DL Dickdarm Doppelkontrast liegend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii9b	DL Dickdarm Doppelkontrast stehend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii10	DL Peritrost-Einlauf				
	2ii10a	DL Peritrost-Einlauf liegend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii10b	DL Peritrost-Einlauf stehend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii11	DL Oesophagus-Breischluck				
	2ii11a	DL Oesophagus-Breischluck liegend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii11b	DL Oesophagus-Breischluck stehend	1	4,67	0,35	0,43
			2	0,52	0,35	0,05
	2ii12	Defäkographie	1	0,29	0,35	0,03
	2ii13	DL Galle	1	1,08	0,35	0,21
			2	0,12	0,35	0,02
			3	0,18	0,35	0,03
	2ii14	Myelographie thorakal	1	1,17	0,35	0,11
			2	0,29	0,35	0,03
	2ii15	Myelographie lumbal	1	1,17	0,35	0,11
			2	0,29	0,35	0,03
	2ii16	Angiographie				
	2ii16a	Angiographie thorakaler Gefäße über Zugang an der Leiste	1	3,81	0,35	0,62
			2	0,47	0,35	0,08
	2ii16b	Angiographie thorakaler Gefäße über Zugang am Arm	1	5,18	0,35	0,85
			2	1,88	0,35	0,31
	2ii16c	Angiographie abdomineller Gefäße über Zugang an der Leiste	1	3,81	0,35	0,62
			2	0,28	0,35	0,05
	2ii16d	Angiographie abdomineller Gefäße über Zugang am Arm	1	5,18	0,35	0,85
			2	1,88	0,35	0,31
	2ii16e	TIPSS	1	5,18	0,35	0,85
			2	1,88	0,35	0,31
	2ii16f	Arm-Angiographie über Zugang an der Leiste	1	0,56	0,35	0,06
			2	0,05	0,35	0,01
	2ii16g	Arm-Angiographie über Zugang am Arm	1	1,71	0,35	0,16
			2	0,27	0,35	0,03
	2ii16h	Becken-Bein-Angiographie über Zugang an der Leiste	1	0,56	0,35	0,06
			2	0,05	0,35	0,00
	2ii16i	Becken-Bein-Angiographie über Zugang am Arm	1	0,27	0,35	0,03
			2	0,09	0,35	0,01
	2ii16j	Bein-Angiographie über Zugang über die Arteria Poplitea	1	0,76	0,35	0,08
			2	0,27	0,35	0,03
	2ii16k	Vertebroplastie / Kyphoplastie der BWS	1	1,37	0,35	0,13
			2	0,05	0,35	0,01
			3	0,01	0,35	0,00

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2ii16l	Vertebroplastie / Kyphoplastie der LWS	1	1,37	0,35	0,13
			2	0,05	0,35	0,01
			3	0,01	0,35	0,00
	2bii17	Gefäßchirurgie				
	2bii17a	Endoprothesen Thorax	1	0,94	0,25	0,25
			2	0,94	0,25	0,25
			3	0,12	0,25	0,03
			4	0,02	0,25	0,00
			5	0,07	0,25	0,02
	2bii17b	Endoprothesen Thorako-Abdominell	1	3,60	0,25	0,89
			2	3,60	0,25	0,89
			3	0,27	0,25	0,07
			4	0,10	0,25	0,01
			5	0,07	0,25	0,02
	2bii17c	Endoprothesen Abdomen	1	0,97	0,25	0,26
			2	0,93	0,25	0,25
			3	0,12	0,25	0,03
			4	0,02	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2bii17d	Endoprothesen Becken	1	0,97	0,25	0,26
			2	0,93	0,25	0,25
			3	0,12	0,25	0,03
			4	0,02	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2bii17e	Anlage von Katheter-interstitiellen Herzklappen transfemoral	1	3,18	0,25	0,96
			2	3,17	0,25	0,96
			3	0,46	0,25	0,13
			4	0,07	0,25	0,02
			5	0,26	0,25	0,07
	2bii17f	Transapikale Herzklappen	1	3,18	0,25	0,96
			2	3,17	0,25	0,96
			3	0,46	0,25	0,13
			4	0,07	0,25	0,02
			5	0,26	0,25	0,07
	2bii17g	peripherer Bypass (Bein)	1	0,35	0,25	0,07
			2	0,03	0,25	0,01
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2bii17h	Angio Schulter / Arm, Schrittmacher, Port	1	0,35	0,25	0,07
			2	0,17	0,25	0,03
			3	0,03	0,25	0,01
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2bii18	Herzkatheterlabor				
	2bii18a	Rechtsherzkatheter mit Zugang femoral	1	0,76	0,35	0,14
			2	0,76	0,35	0,14
			3	3,33	0,35	0,31
			4	3,33	0,35	0,31
			5	5,09	0,35	1,00
			6	0,44	0,35	0,08
	2bii18b	Rechtsherzkatheter mit Zugang brachial	1	2,51	0,35	0,49
			2	2,51	0,35	0,49
			3	3,33	0,35	0,31
			4	3,33	0,35	0,31
	2bii18c	Linksherzkatheter mit Zugang femoral	1	0,76	0,35	0,14
			2	0,76	0,35	0,14
			3	3,33	0,35	0,31
			4	3,33	0,35	0,31
			5	5,09	0,35	1,00
			6	0,44	0,35	0,08
	2bii18d	Linksherzkatheter mit Zugang brachial	1	2,51	0,35	0,49
			2	2,51	0,35	0,49
			3	3,33	0,35	0,31
			4	3,33	0,35	0,31
	2bii18e	Schrittmacheranlage	1	5,09	0,35	1,00
			2	2,51	0,35	0,49

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2bii18f	3Kammer-Schrittmacher	1	5,09	0,35	1,00
			2	2,51	0,35	0,49
			3	0,13	0,35	0,02
	2bii18g	Reanimation	1	0,76	0,35	0,14
			2	0,76	0,35	0,14
			3	3,33	0,35	0,31
			4	3,33	0,35	0,31
			5	5,09	0,35	1,00
			6	0,44	0,35	0,08
			7	15,54	0,35	3,06
	2bii19	Gastroenterologische DL				
	2bii19a	ERCP	1	0,50	0,35	0,07
			2	0,08	0,35	0,01
			3	0,12	0,35	0,02
	2bii19b	PTCD	1	0,50	0,35	0,07
			2	0,08	0,35	0,01
			3	0,12	0,35	0,02
	2bii19c	Bugierung	1	1,17	0,35	0,19
			2	0,31	0,35	0,05
	2bii19d	Bronchoskopie	1	1,82	0,35	0,30
			2	1,82	0,35	0,30
	2bii19e	Oesophagus-Stent	1	1,82	0,35	0,30
			2	1,82	0,35	0,30
	2bii19f	Koloskopie	1	1,82	0,35	0,30
			2	1,82	0,35	0,30
	2bii19g	Chemoembolisation / SIRT	1	3,24	0,35	0,53
			2	0,18	0,35	0,03
	2bii20	Neurochirurgische Interventionen				
	2bii20a	DL bei Versteifung BWS	1	0,57	0,25	0,09
			2	0,57	0,25	0,09
			3	0,06	0,25	0,01
			4	0,03	0,25	0,01
	2bii20b	DL bei Höhenkontrolle der BWS-Bandscheiben	1	0,04	0,25	0,01
	2bii20c	Vertebroplastie / Kyphoplastie der BWS	1	0,07	0,25	0,02
			2	0,06	0,25	0,01
			3	0,02	0,25	0,00
			4	0,02	0,25	0,00
	2bii20d	DL bei Versteifung LWS	1	0,57	0,25	0,09
			2	0,29	0,25	0,07
			3	0,06	0,25	0,01
			4	0,02	0,25	0,00
	2bii20e	DL bei Höhenkontrolle der LWS-Bandscheiben	1	0,04	0,25	0,01
	2bii20f	Vertebroplastie / Kyphoplastie der LWS	1	0,14	0,25	0,02
			2	0,06	0,25	0,01
			3	0,04	0,25	0,01
			4	0,02	0,25	0,00
	2bii20g	Facettengelenksblockade unter DL	1	0,19	0,25	0,06
			2	0,03	0,25	0,01
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,01	0,25	0,00
	2bii21	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik				
	2bii21a	BWS Reposition und Fixation	1	1,56	0,25	0,25
			2	0,03	0,25	0,01
			3	0,03	0,25	0,01
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2bii21b	LWS Reposition und Fixation	1	1,56	0,25	0,25
			2	0,05	0,25	0,01
			3	0,06	0,25	0,01
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2bii21c	Thoraxwandstabilisierung	1	0,19	0,25	0,06
			2	0,03	0,25	0,01
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2bii21d	DL Becken ap / seitlich / Inlet-Outlet	1	0,56	0,25	0,09
			2	0,14	0,25	0,02
			2	0,01	0,25	0,00
			3	0,07	0,25	0,02
			4	0,02	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2bii21e	DL Hüftgelenk	1	0,56	0,25	0,09
			2	0,14	0,25	0,02
			3	0,03	0,25	0,01
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2bii22	Urologie				
	2bii22a	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Niere oder des oberen Harntraktes (liegend)	1	3,73	0,35	0,34
			2	0,21	0,35	0,03
			3	0,47	0,35	0,07
			4	0,12	0,35	0,02
			5	0,21	0,35	0,03
	2bii22b	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Niere oder des oberen Harntraktes (stehend)	1	0,21	0,35	0,03
			2	0,21	0,35	0,03
	2bii22c	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Harnblase (liegend)	1	10,33	0,35	0,95
			2	0,21	0,35	0,02
			3	0,95	0,35	0,11
			4	0,12	0,35	0,01
			5	0,12	0,35	0,01
	2bii22d	Diagnostik / Therapie unter Durchleuchtung der Harnröhre (liegend)	1	10,33	0,35	0,76
			2	0,21	0,35	0,02
			3	0,95	0,35	0,11
			4	0,12	0,35	0,01
			5	0,12	0,35	0,01
	2bii22e	Uretrorenoskopie liegend	1	10,36	0,35	0,96
			2	0,21	0,35	0,02
			3	0,95	0,35	0,11
			4	0,12	0,35	0,01
			5	0,12	0,35	0,01
	2bii22f	Miktionszystourogramm	1	0,21	0,35	0,02
			2	0,21	0,35	0,02
	2biii	Extremitäten				
	2biii1	DL proximale Extremität				
	2biii1a	Schulter	1	0,19	0,25	0,06
			2	0,19	0,25	0,06
			2	0,03	0,25	0,01
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2biii1b	Oberarm	1	0,19	0,25	0,06
			2	0,19	0,25	0,06
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2biii1b	Oberarm	1	0,19	0,25	0,06
			2	0,19	0,25	0,06
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2biii1c	Ellenbogen	1	0,19	0,25	0,06
			2	0,19	0,25	0,06
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01
	2biii1c	Ellenbogen	1	0,19	0,25	0,06
			2	0,19	0,25	0,06
			3	0,01	0,25	0,00
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,03	0,25	0,01

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2biii2	DL distale Extremität				
	2biii2a	Unterarm / Hand / Finger	1	0,57	0,25	0,09
			2	0,14	0,25	0,02
			3	0,03	0,25	0,01
			4	0,02	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2biii2b	dist. Oberschenkel / Knie / Unterschenkel / Fuß	1	0,57	0,25	0,09
			2	0,07	0,25	0,02
			3	0,07	0,25	0,02
			4	0,01	0,25	0,00
			5	0,01	0,25	0,00
	2biii3	Angiographie				
	2biii3a	Arm Feinnadeluntersuchung / Shunt-PTA	1	6,79	0,35	0,63
			2	1,09	0,35	0,10
	2biii3b	Phlebographie Arm über femoralen Zugang	1	3,86	0,35	0,63
			2	0,28	0,35	0,04
	2biii3c	Phlebographie Arm über Zugang am Arm	1	1,09	0,35	0,10
			2	0,36	0,35	0,03
	2biii3d	Phlebographie Bein	1	5,23	0,35	0,86
			2	0,07	0,35	0,01
	2biii4	Gefäßchirurgie				
	2bii4a	Endoprothese Extremität	1	1,31	0,35	0,21
	2bii4a	Endoprothese Extremität	2	0,02	0,35	0,00
	2bii5	Unfallchirurgische Interventionen / Diagnostik				
	2bii5a	Osteosynthese ap	1	0,35	0,35	0,06
	2bii5a	Osteosynthese ap	2	0,12	0,35	0,02
	2bii5a	Osteosynthese ap	3	0,12	0,35	0,02
	2bii5a	Osteosynthese ap	4	0,01	0,35	0,00
	2bii5a	Osteosynthese ap	5	0,03	0,35	0,01
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	1	1,56	0,35	0,14
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	2	0,25	0,35	0,02
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	3	0,06	0,35	0,01
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	4	0,07	0,35	0,01
	2bii5b	Osteosynthese seitlich	5	0,07	0,35	0,01
Computer-tomographie	2c	CT				
	2ci	Schädel				
	2ci1	Schädel-CT diagnostisch incl. Gesichtsschädel	1	0,17	0,35	0,03
	2ci2	NNH low dose	1	0,17	0,35	0,03
	2cii	Hals / WS				
	2cii1	HWS diagnostisch	1	0,17	0,35	0,03
	2cii2	HWS Bandscheibe	1	0,17	0,35	0,03
	2cii3	Hals Weichteile	1	0,17	0,35	0,03
	2cii4	BWS	1	0,17	0,35	0,03
	2cii5	BWS Bandscheibe	1	0,17	0,35	0,03
	2cii6	LWS	1	4,77	0,5	0,37
	2cii7	LWS Bandscheibe	1	0,17	0,35	0,03
	2cii8	Becken knöchern	1	0,17	0,35	0,03
	2ciii	Thorax / Abdomen / Becken				
	2ciii1	Thorax-CT diagnostisch normal	1	0,17	0,35	0,03
	2ciii2	Thorax-CT diagnostisch low dose	1	0,17	0,35	0,03
	2ciii3	Thorax CT interventionell	1	4,77	0,5	0,37
	2ciii4	Kardio-CT	1	0,17	0,35	0,03
	2ciii5	Abdomen diagnostisch normal	1	0,17	0,35	0,03
	2ciii6	Abdomen diagnostisch low dose	1	0,17	0,35	0,03
	2ciii7	Abdomen interventionell	1	4,77	0,5	0,37
	2ciii8	Becken normal	1	0,17	0,35	0,03
	2ciii9	Becken low dose	1	0,17	0,35	0,03
	2civ	Extremitäten				
	2civ1	CT proximaler Extremitätenteile	1	0,17	0,35	0,03
	2civ2	CT distaler Extremitätenteile	1	0,17	0,35	0,03

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
Knochen- dichtemessung	2d	Knochen- dichtemessung mittels DXA				
	2di	Ohne Bildgebung	1	0,00	0	0,00
	2dii	Mit Bildgebung	1	0,00	0	0,00

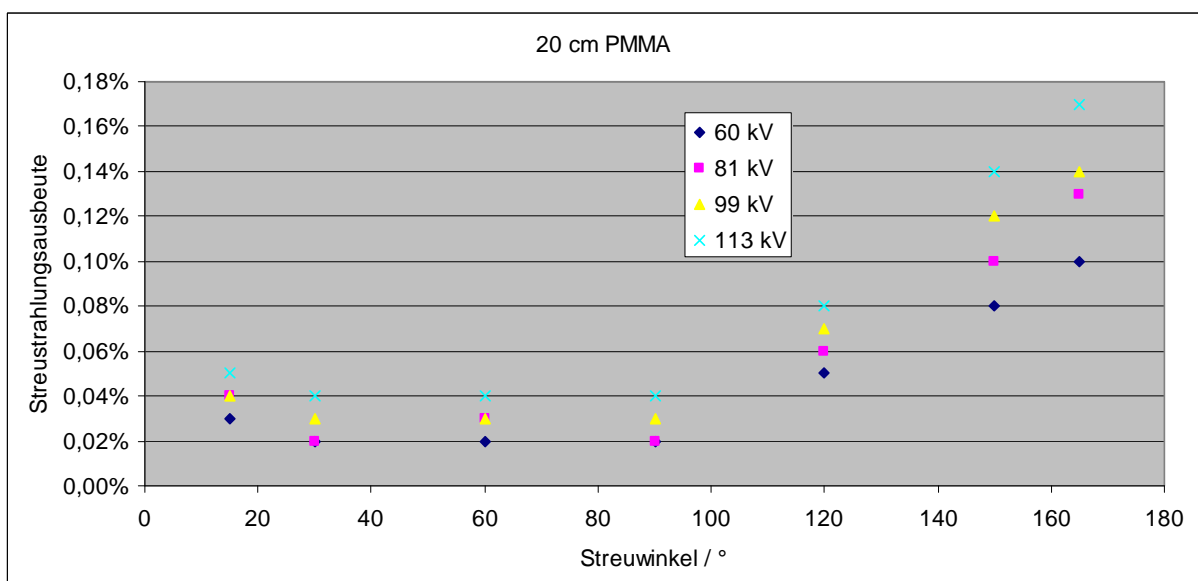
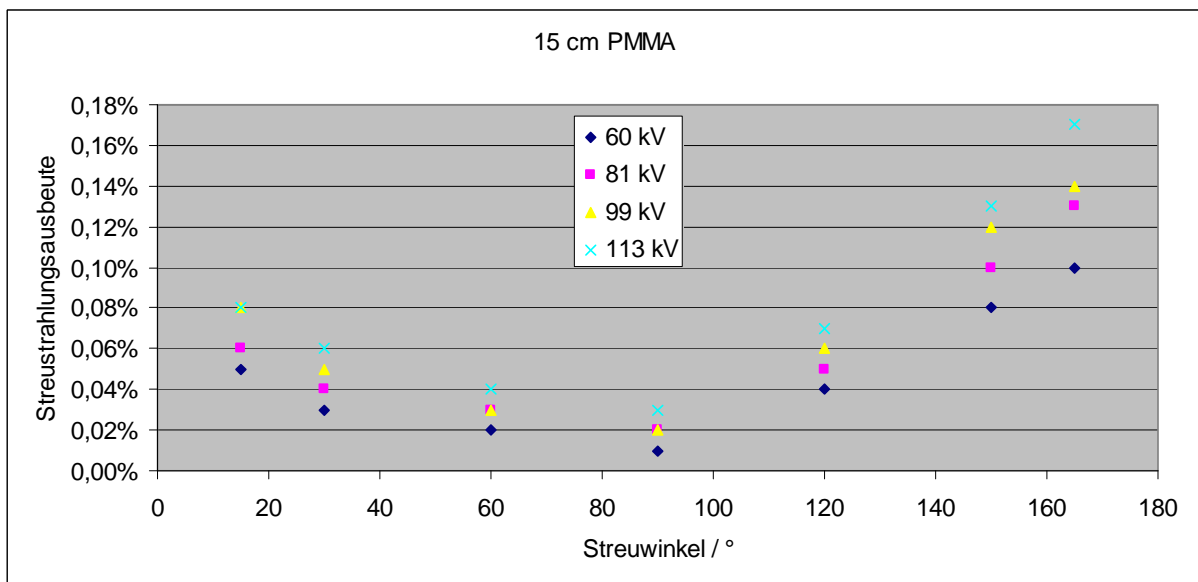
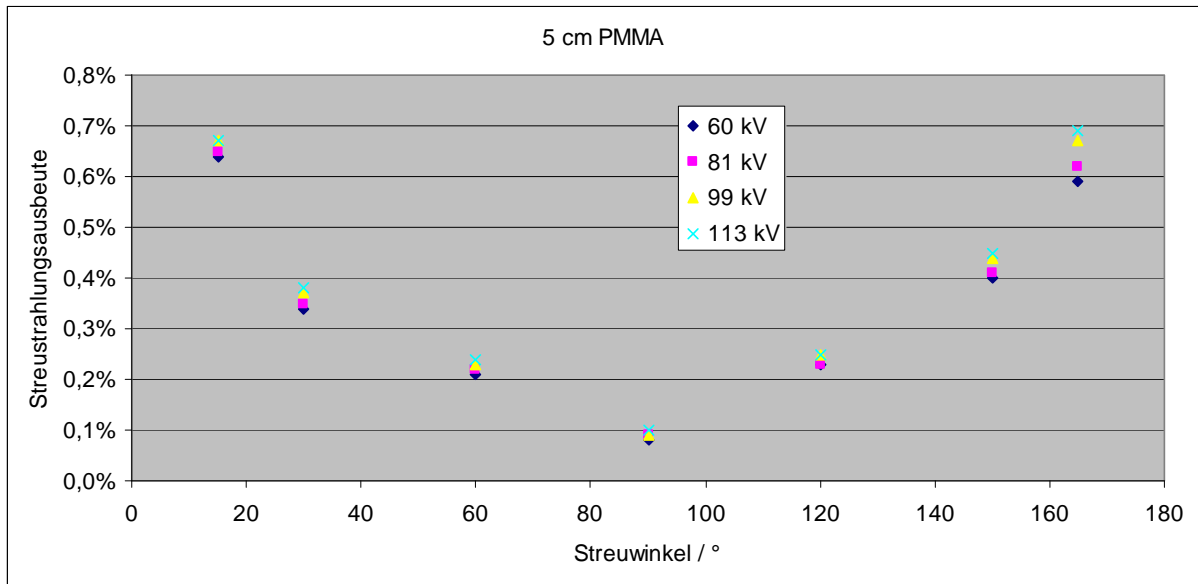
F.2. Veterinärmedizin

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
Kleintiere	1a	Hunde				
	1ai	Thorax lat	1	0,50	0,35	0,01
			2	0,50	0,35	0,01
			3	0,37	0,35	0,01
	1aii	Thorax ap	1	1,45	0,35	0,08
			2	1,45	0,35	0,08
			3	0,34	0,35	0,02
	1aiii	Abdomen lat	1	1,74	0,35	0,13
			2	1,74	0,35	0,13
			3	0,53	0,35	0,04
	1aiv	Becken	1	0,40	0,35	0,02
			2	0,40	0,35	0,02
			3	0,40	0,35	0,02
	1av	Kopf	1	0,36	0,35	0,00
			2	0,36	0,35	0,00
			3	0,26	0,35	0,00
	1avi	HWS	1	0,34	0,35	0,00
			2	1,13	0,35	0,01
			3	0,34	0,35	0,00
	1avii	BWS	1	1,31	0,35	0,06
			2	1,31	0,35	0,06
			3	0,40	0,35	0,02
	1aviii	LWS	1	1,31	0,35	0,06
			2	1,31	0,35	0,06
			3	0,40	0,35	0,02
	1aix	Schulter lat	1	0,79	0,35	0,01
			2	0,79	0,35	0,01
			3	0,22	0,35	0,00
	1ax	Humerus lat	1	0,83	0,35	0,01
			2	0,83	0,35	0,01
			3	0,23	0,35	0,00
	1axi	Ellenbogen lat	1	0,21	0,35	0,00
			2	0,21	0,35	0,00
			3	0,16	0,35	0,00
	1axii	Radius/Ulna lat	1	0,59	0,35	0,01
			2	0,59	0,35	0,01
3			0,16	0,35	0,00	
1axiii	Karpus lat	1	0,20	0,35	0,00	
		2	0,20	0,35	0,00	
		3	0,15	0,35	0,00	
1axiv	Femur lat	1	0,42	0,35	0,01	
		2	0,42	0,35	0,01	
		3	0,31	0,35	0,00	
1av	Knie lat	1	0,42	0,35	0,01	
		2	0,42	0,35	0,01	
		3	0,31	0,35	0,00	
1avi	Tarsus lat	1	0,47	0,35	0,01	
		2	0,47	0,35	0,01	
		3	0,26	0,35	0,00	

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	1b	Katzen				
	1bi	Abdomen	1	0,53	0,35	0,01
			2	0,53	0,35	0,01
			3	0,23	0,35	0,00
	1bii	Becken	1	0,36	0,35	0,00
			2	0,36	0,35	0,00
			3	0,16	0,35	0,00
	1biii	Thorax	1	0,56	0,35	0,01
			2	0,56	0,35	0,01
			3	0,16	0,35	0,00
	1biv	Übersicht	1	0,53	0,35	0,01
			2	0,53	0,35	0,01
			3	0,23	0,35	0,00
Pferde	2a	Zehen				
	2ai	Zehe_0°vorn	1	0,25	0,35	0,00
			2	0,43	0,35	0,01
			3	0,04	0,35	0,00
	2aii	Zehe_90°vorn	1	0,25	0,35	0,00
			2	0,21	0,35	0,01
			3	0,09	0,35	0,00
	2aiii	Zehe_0°hinten	1	0,25	0,35	0,00
			2	0,43	0,35	0,01
			3	0,01	0,35	0,00
	2aiv	Zehe_90°hinten	1	0,25	0,35	0,00
			2	0,21	0,35	0,01
			3	0,02	0,35	0,00
	2b	Gleichbein / Griffelbein				
	2bi	Gleichbein_45°_315°vorn	1	0,15	0,35	0,00
			2	0,13	0,35	0,01
			3	0,05	0,35	0,00
	2bii	Griffelbein_45°_315°vorn	1	0,15	0,35	0,00
			2	0,13	0,35	0,01
			3	0,05	0,35	0,00
	2biii	Gleichbein_45°_315°hinten	1	0,25	0,35	0,00
			2	0,21	0,35	0,01
			3	0,02	0,35	0,00
	2c	Oxspring vorn	1	0,53	0,35	0,03
			2	0,99	0,35	0,07
			3	0,12	0,35	0,02
	2d	Strahlbein tang. vorn	1	0,48	0,35	0,02
			2	0,51	0,35	0,06
			3	0,19	0,35	0,01
	2e	Carpus				
	2ei	Carpus 0°	1	0,40	0,35	0,01
			2	0,74	0,35	0,05
			3	0,09	0,35	0,00
	2eii	Carpus 90°	1	0,40	0,35	0,03
			2	0,42	0,35	0,01
			3	0,15	0,35	0,00
	2f	Ulna 90°	1	0,25	0,35	0,01
			2	0,21	0,35	0,00
			3	0,09	0,35	0,01
	2g	Schulter auch Skyline	1	0,66	0,35	0,12
			2	0,76	0,35	0,14
			3	0,25	0,35	0,00
	2h	Tarsus				
	2hi	Tarsus 0°	1	0,40	0,35	0,01
			2	0,74	0,35	0,02
			3	0,09	0,35	0,01
	2hii	Tarsus 45°	1	0,40	0,35	0,01
			2	0,42	0,35	0,03
			3	0,03	0,35	0,00

Bereich	U.Kennung	Untersuchungsbezeichnung	P.Kennung	Dosisleistung ohne Strahlenschutz / Sv/h	Strahlenschutz / mmPb	Dosisleistung mit Strahlenschutz / Sv/h
	2hiii	Tarsus 90°	1	0,40	0,35	0,01
			2	0,42	0,35	0,03
			3	0,03	0,35	0,00
	2hiv	Tarsus 135°	1	0,40	0,35	0,01
			2	0,42	0,35	0,03
			3	0,03	0,35	0,00
	2i	Knie				
	2ii	Knie 180°	1	0,96	0,35	0,14
			2	1,25	0,35	0,31
			3	0,08	0,35	0,02
	2iii	Knie 90 °	1	0,96	0,35	0,14
			2	1,25	0,35	0,31
			3	0,08	0,35	0,02
	2j	Becken Standard / Hüfte	1	1,14	0,35	0,26
			2	1,47	0,35	0,46
			3	0,09	0,35	0,03
	2k	Kopf / Zähne				
	2ki	Kopf 0°	1	0,44	0,35	0,01
			2	0,82	0,35	0,04
			3	1,76	0,35	0,08
	2kii	Kopf 90°	1	0,40	0,35	0,01
			2	0,42	0,35	0,03
			3	0,74	0,35	0,02
	2kiii	Kopf 45°	1	0,40	0,35	0,01
			2	0,42	0,35	0,03
			3	0,74	0,35	0,02
	2kiv	Schneidezähne ap		0,33	0,35	0,00
			1	0,62	0,35	0,01
			2	1,33	0,35	0,02
	2l	Wirbelsäule	3			
	2li	HWS 1	1	0,65	0,35	0,05
			2	0,75	0,35	0,11
			3	0,84	0,35	0,08
	2lii	HWS 2	1	0,68	0,35	0,06
			2	0,78	0,35	0,12
			3	0,49	0,35	0,05
	2liii	HWS 3	1	0,71	0,35	0,08
			2	0,81	0,35	0,15
			3	0,33	0,35	0,04
	2liv	Rücken 1	1	0,07	0,35	0,00
			2	0,06	0,35	0,00
			3	0,02	0,35	0,00
	2lv	Rücken 2	1	0,07	0,35	0,00
			2	0,06	0,35	0,00
			3	0,01	0,35	0,00
	2lvi	Rücken 3	1	0,25	0,35	0,00
			2	0,21	0,35	0,01
			3	0,02	0,35	0,00
	2m	Hals weich	1	0,80	0,35	0,12
			2	1,04	0,35	0,24
			3	0,61	0,35	0,11
	2n	Abdomen Fohlen	1	0,80	0,35	0,12
			2	1,04	0,35	0,24
			3	0,39	0,35	0,07
	2o	Thorax				
	2oi	Thorax cranioventral	1	0,96	0,35	0,17
			2	1,25	0,35	0,33
			3	0,18	0,35	0,04
	2oii	Thorax caudodorsal	1	0,96	0,35	0,17
			2	1,25	0,35	0,33
			3	0,18	0,35	0,04

Anlage G. Winkelabhängigkeit der Streustrahlungsausbeute



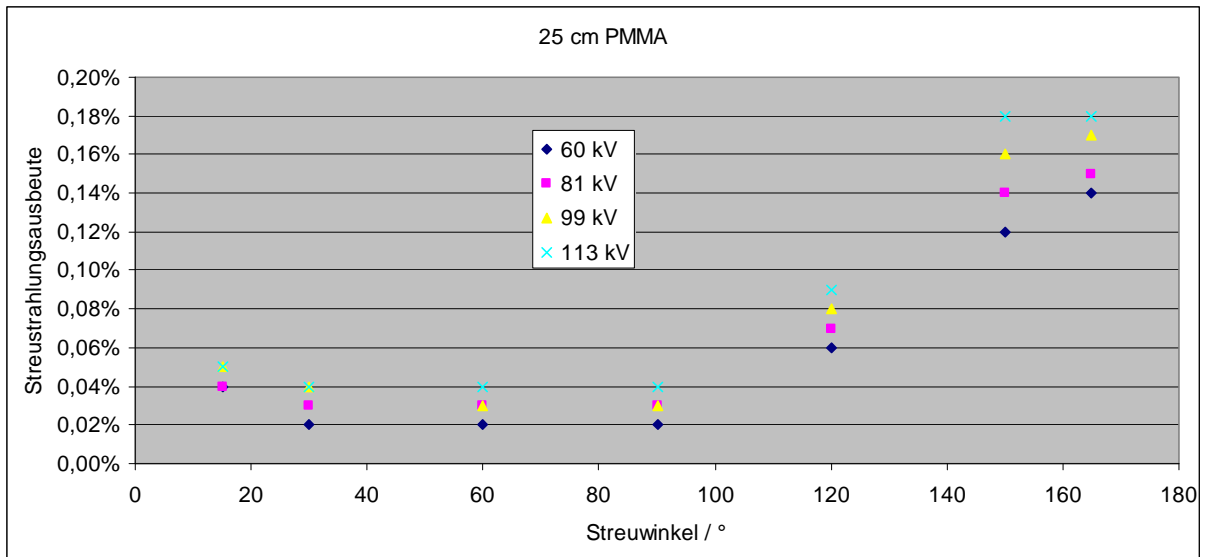


Abbildung 47: Abhängigkeit der Streustrahlungsausbeute in Abhängigkeit des Streuwinkels sowie der Röhrenspannung zur Erzeugung der Primärstrahlung. Als Streukörper dienen PMMA-Blöcke einer Fläche von 30x30 cm² sowie einer Materialdicke von 5 cm, 15 cm, 20 cm sowie 25 cm. Die Feldgröße ist 15x15 cm².

Anlage H. Messwerte der maximalen Dosisleistung an unterschiedlichen klinischen Expositionsszenarien

Klinischer Bereich	(k)linischer Einsatz / (P)hantommessung	max. Dosisleistung / mSv/h
Angiographie / invasive Kardiologie	k	8,6
	k	1,2
	k	2,0
	k	6,7
	k	7,1
	k	34
	k	42
	p	147
	p	151
	p	201
	p	516
	p	536
	p	544
	p	653
	p	909
	p	1732
	p	2984
Urologie	k	2,9
	p	7,0
	p	13
	p	15
	p	24
	p	29
	p	51
	p	76
	p	146
	p	171
	p	671
	p	864
	p	3234
Herz-, Thorax-, Gefäßchirurgie	k	7,2
Gastroenterologie	p	346
	p	732
	p	5436
Computertomographie	p	112
	p	121
	p	122
	p	145
	p	150
	p	177
	p	341
Projektionsradiographie	p	1194

| Verantwortung für Mensch und Umwelt |

Kontakt:

Bundesamt für Strahlenschutz

Postfach 10 01 49

38201 Salzgitter

Telefon: + 49 30 18333 - 0

Telefax: + 49 30 18333 - 1885

Internet: www.bfs.de

E-Mail: ePost@bfs.de

Gedruckt auf Recyclingpapier aus 100 % Altpapier.



Bundesamt für Strahlenschutz